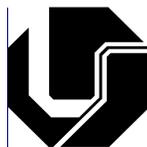


DELMA PEREIRA CAIXETA

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MANDIBULOTOMIA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2011

DELMA PEREIRA CAIXETA

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MANDIBULOTOMIA

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

Área de Concentração: Projetos e Sistemas Mecânicos

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo
Co Orientador: Prof. Ms. Sindeval José da Silva

UBERLÂNDIA – MG
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU , MG, Brasil

C138a Caixeta, Delma Pereira, 1970-
Avaliação biomecânica da mandibulotomia / Delma Pereira Caixeta. -
2011.

334 f. : il.

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

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Biomecânica - Teses. 2. Método dos elementos finitos - Teses. 3.
Boca - Câncer - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Silva, Sindeval
José da. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 612.7

Dedico este trabalho ao meus pais, José P. Caixeta (in memorian) e Clarinda M. Caixeta, ao meu esposo, Admilson Vieira e às minhas adoráveis filhas, Ana Luísa e Giovana, presentes maravilhosos que Deus me deu.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela oportunidade da vida, por ser luz em meu caminho e por estar presente em cada momento da minha existência.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e em especial à Faculdade de Engenharia Mecânica (Femec), pela oportunidade de realizar este Curso.

Ao meu orientador e coordenador do Laboratório de Projetos Mecânicos, Dr. Cleudmar Amaral Araujo, pela confiança, apoio, respeito e dedicação na orientação e condução deste trabalho: com seu constante incentivo em aperfeiçoar os conhecimentos do comportamento biomecânico dos sistemas, nunca deixou de atender e acreditar no potencial dos seus orientados.

Ao professor e médico cirurgião, Sindeval José da Silva, pela eficiência em esclarecer as dúvidas relacionadas à Medicina, área até então desconhecida por mim.

Ao casal de padrinhos, Domingos Alves Rade e Raquel Leandro Santini Rade, que, além de professores, foram humanos, companheiros e amigos nos momentos difíceis da Pós - sempre me incentivando, orientando, esclarecendo minhas dúvidas e apoiando minhas tomadas de decisões: a eles o meu mais profundo respeito e carinho de amiga e afilhada.

Ao meu Pai, José Pereira Caixeta, que foi para junto de Deus antes do término deste trabalho: homem humilde e simples, mas de uma sabedoria sem fim, que soube usá-la para fazer de nós, seus doze filhos, os homens e as mulheres de caráter que somos hoje. Com seu exemplo, nos ensinou o valor do trabalho, da partilha, do companheirismo e do amor. A este homem, a quem tanto respeito tenho, os meus mais belos e puros sentimentos de filha.

À minha Mãe, Clarinda Marra Caixeta, mulher batalhadora, firme e determinada, o meu muito obrigada por me apoiar em todos os meus projetos, incondicionalmente: foi ela que, mesmo sem conhecer o que era Engenharia, me incentivou nos estudos, os quais ela mesma não pôde ter. A ela minha eterna gratidão por tudo que fez para que eu chegasse até aqui.

Aos meus irmãos, que nunca deixaram de incentivar meus projetos, acreditando sempre na minha capacidade de realizá-los. Agradeço em especial a minha irmã Ernestina, meu braço direito que cuidou com carinho e amor da minha casa e das minhas filhas em Araxá, me dando a condição necessária de tranqüilidade para que estivesse em Uberlândia concluindo este trabalho.

Ao meu esposo, Admilson Vieira da Costa, que soube respeitar meus limites, me incentivando e apoiando, mesmo quando estes limites pareciam ter chegado ao fim. Neste longo período de ausência, foi Pai e Mãe de nossas filhas: sempre atencioso, carinhoso e fiel, me auxiliou em tudo que precisei, cuidando para que esta longa jornada fosse menos trabalhosa. A ele o meu mais precioso amor e a quem serei eternamente grata por tudo que fez por mim.

Ao colega de trabalho e amigo Henrique José Avelar pela amizade sincera e por tornar mais leve a árdua tarefa de trabalhar com tantos resultados, me auxiliando com o programa Matlab®: seus conhecimentos e dedicação me pouparam um enorme tempo de trabalho. Agradeço pela paciência e conselhos amigos nos momentos difíceis e também pelas inúmeras caronas em tantas idas e vindas até Uberlândia.

À minha sogra, Helenita, pela disposição, amor e carinho com que cuidou de suas netas sempre que precisei, e aos meus cunhados, Adeílson, Lucimar e Admarço, pela atenciosa e agradável acolhida em suas casas.

Aos tantos amigos e colegas da Femec, que passaram ao longo desta minha excessiva contemporaneidade, agradeço o auxílio e apoio em todos os momentos, em especial aos colegas do Laboratório de Projetos Mecânicos – LPM: Alessandro, Ana Paula, Denize, Elton, Fernando, Neto, Lidiane, Márcio, Marcília e Margareth; do Laboratório de Mecânica de Estruturas - LMEst e a tantos outros que deram a sua valiosa contribuição para a realização deste trabalho. O debate amigo, as discussões calorosas, o compartilhamento de informações e a cooperação mútua farão, para sempre, parte da minha feliz história.

Ao técnico do LPM, Valdico de Faria pela incansável ajuda em buscar as soluções técnicas na construção dos sistemas mecânicos.

Agradeço também a aluna de iniciação científica, Gabriela Lima Menegaz. Sua ajuda e companheirismo nos momentos finais (e mais difíceis) foram fundamentais para a conclusão deste trabalho.

Aos colegas de trabalho e alunos do Cefet/MG, pelo apoio e compreensão quando precisei me ausentar.

Ao Cefet/MG, pelo apoio financeiro e dispensa por seis meses para finalização do trabalho.

A Capes pela concessão de seis meses de bolsa de estudo.

À empresa Neoortho Produtos Ortopédicos S.A, pelo fornecimento do material e ferramental utilizados da etapa experimental.

Por último (mas os últimos são sempre os primeiros) às minhas filhas, Ana Luísa e Giovana, pela compreensão e ternura sempre manifestadas apesar do meu “débito” de atenção pelas inúmeras vezes que não estive presente como mãe nesta minha luta incansável pelo conhecimento. Mesmo na sua pequenez, elas souberam entender a importância deste trabalho para nossas vidas. A elas o meu eterno carinho e amor de MÃE. Também a elas dedico todo o meu esforço na realização deste trabalho. Espero que o entusiasmo, seriedade e empenho que ponho neste trabalho lhes possa servir de estímulo para fazerem sempre “mais e melhor”.

A quantidade de agradecimentos tem uma tendência a ser proporcional ao tempo do percurso e quando este tempo se alonga, junto com os agradecimentos, devem vir algumas desculpas: em especial, me desculpo com aqueles a quem eu talvez tenha esquecido de agradecer.

"Todo o futuro da nossa espécie, todo o governo das sociedades, toda a prosperidade moral e material das nações dependem da ciência, como a vida do homem depende do ar. Ora, a ciência é toda observação, toda exatidão, toda verificação experimental. Perceber os fenômenos, discernir as relações, comparar as analogias e as dessemelhanças, classificar as realidades, e induzir as leis, eis a ciência; eis, portanto, o alvo que a educação deve ter em mira. Despertar na inteligência nascente as faculdades cujo concurso se requer nesses processos de descobrir e assimilar a verdade, é a que devem tender os programas e os métodos de ensino."

Rui Barbosa

CAIXETA, D.P. **Avaliação Biomecânica da Mandibulotomia**. 2011. 333 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Atualmente o câncer ainda é a causa de inúmeras mortes no mundo, e por isso pesquisadores se dedicam à prevenção e diagnóstico precoce em torno dessa doença que afeta milhões de pessoas, sendo reconhecido no Brasil como um problema de saúde pública. Apesar dos esforços o câncer de boca, em especial, na maioria das vezes é diagnosticado em fase avançada da doença. Vários tipos de tratamentos são usados para o câncer de boca e orofaringe, dependendo da sua localização e estágio. A mandibulotomia é usada para o acesso cirúrgico para alguns tumores dessa região. Os meios mais utilizados para fixar os segmentos ósseos decorrentes deste procedimento são miniplacas e parafusos de titânio ou fios de aço, de maneira a garantir a máxima estabilidade da união para, assim, ocorrer de forma adequada a osteossíntese. Ainda existem muitas dúvidas com relação às melhores configurações de fixação e o comportamento biomecânico relacionado à técnica de mandibulotomia. Neste trabalho, a técnica da mandibulotomia, utilizando a fixação por miniplacas e parafusos de titânio, foi avaliada de duas maneiras: numérica, por meio do Método dos Elementos Finitos, e experimentalmente, tanto para corte mediano quanto para corte paramediano. A análise estatística, utilizando o método de Scott Knott ($p=5\%$), avaliou as melhores condições de estabilidade feitas experimentalmente. Os resultados experimentais foram utilizados para validar alguns modelos numéricos, dos quais foram determinadas equações preditivas para o nível de estabilidade, utilizando a técnica da similitude. As variáveis de influência foram otimizadas utilizando algoritmos genéticos, permitindo indicar os melhores modelos que garantissem a melhor estabilidade. As configurações de miniplaca e parafusos destes modelos otimizados foram aplicadas em modelos numéricos de uma mandíbula humana e comparados com aquelas condições convencionais utilizadas pelos cirurgiões em termos de gradientes de tensões e deslocamentos relativos das partes osteotomizadas. Considerando o corte mediano e os níveis de deslocamento relativo entre os segmentos, verifica-se que o modelo CM2M4I – P1P3 (fixado com quatro parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte com duas miniplacas posicionadas, uma na região inferior e a outra um pouco mais acima, numa região média da mandíbula) apresentou melhor estabilidade quando comparado à solução convencional adotada pelos cirurgiões. Para o corte paramediano, a condição de melhor estabilidade foi para o modelo CP2M4I-P2P3 (fixado com quatro parafusos

posicionados internamente em relação ao corte, com duas miniplacas posicionadas na região média da mandíbula). Paralelamente, a estabilidade da união de cortes mediano e paramediano também foi avaliada utilizando fixações com fios de aço inoxidável. Este tipo de fixação, em desuso nos dias atuais, apresentou estabilidade inferior às fixações feitas com miniplacas e parafusos de titânio. Por meio do estudo, concluiu-se que existem outras configurações de parafusos e miniplacas que podem substituir aquelas convencionalmente utilizadas pelos cirurgiões.

Palavras chave: *Câncer; mandibulotomia; elementos finitos; otimização; miniplacas, similitude.*

CAIXETA, D.P. **Biomechanical Evaluation of the Mandibulotomy Technique.** 2011. 333 f. Doctoral Thesis, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

Currently, cancer is still the cause of high death rates worldwide. Therefore, researchers are engaged in prevention and early diagnosis of this malignant disease that affects millions of people. Specifically in Brazil, it is recognized as a public health problem. Despite all efforts, the incidence of oral cancer in particular, is most often diagnosed in advanced stages. The mandibulotomy technique is used for surgical access of some tumors in this region. The surgical access to the tumors can be done using miniplates with titanium screws or steel wires systems. They are used to fixate the osteotomies and provide maximum stability for an appropriate osteosynthesis. However, there are many doubts regarding the best mounting configurations and biomechanical behavior related to the mandibulotomy technique. In this work, the technique using the fixation by miniplates and screws were evaluated in two ways: numerically, by means of the finite element method, and experimentally, for both midline and paramidline cut. Statistical analysis with Scott Knott method ($p = 5\%$) was used to evaluate the experimental stability. The experimental data were used to validate the numerical models and, in sequence, the prediction equations for stability were obtained using similitude methods. The variables were optimized using genetic algorithms to allow indicate the best models that guarantee the best stability. The settings of mini plates and screws of these optimized models were applied to numerical models of a human jaw and compared with those conventional conditions used by surgeons in terms of stress and displacement levels. Considering midline mandibulotomy and measurements of relative displacement between osteotomy sides, the CM2M4I - P1P3 model (fixed with four screws and positioned internally to the osteotomy line with two miniplates placed, one in the lower and the other one little higher, a middle region of the mandible) showed better stability when compared to the conventional surgical one. The better stability condition of paramidline osteotomy was the CP2M4I - P2P3 model (fixed with four screws positioned internally in relation to the osteotomy line, with two miniplates located in the middle region of the mandible). In parallel, the union stability of the midline and paramidline osteotomies was also evaluated using fasteners with stainless steel wire. Actually, this stainless steel wire technique is in disuse and showed lower stability when compared to the miniplates and screws technique. It's conclude that some configurations of miniplate and screws can replace the conventional models currently used by surgeons.

Keywords: *Cancer; mandibulotomy; finite element; optimization; miniplates, similitude.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Tipos de câncer mais incidentes, estimados para o ano de 2008, na população brasileira	9
Figura 2.2	Evolução das vias de acesso para ressecção de tumores intraorais: 1- Jaeger (1831); 2- Roux (1836); 3- Regnoli (1838); 4- Billroth (1862); 5- Langenbeck (1875)	11
Figura 2.3	Sobrevida utilizando tratamento através da radioterapia e cirurgia e fatores que desempenham um papel importante na seleção do tratamento inicial	14
Figura 2.4	(a) Corte e (b) Radiografia panorâmica da mandíbula com marcação do local da secção óssea na mandibulotomia paramediana	18
Figura 2.5	Tipos de mandibulotomia na região da sínfise mandibular: a- Mandibulotomia reta; b- Mandibulotomia chanfrada; c- Mandibulotomia em passos (mais usada)	19
Figura 2.6	(a) Posicionamento da miniplaca para definição das posições futuras dos parafusos de fixação; (b) Furos feitos de acordo com o diâmetro dos parafusos de fixação	20
Figura 2.7	Osteotomia realizada na sínfise de um modelo de resina	20
Figura 2.8	Segmentos fixados por miniplacas no modelo em resina	21
Figura 2.9	Reparo da mandibulotomia com duas miniplacas de titânio e parafusos – Corte transversal simplificado da mandíbula	22

Figura 2.10	Radiografia panorâmica mostrando uma fixação inadequada.	23
Figura 2.11	Seção que mostra a parte cortical e trabecular do osso	28
Figura 2.12	Detalhe microscópico do osso cortical. (a) Esboço tridimensional do osso cortical; (b) Corte de um sistema de Havers; (c) Foto micrografia de um sistema Havers	29
Figura 2.13	Uso de costela bovina em ensaios de flexão com fixação em miniplacas	34
Figura 2.14	Configurações de fixação por miniplacas na região do côndilo avaliadas por Choi et al. (1999)	37
Figura 2.15	Configurações analisadas por Feller et al. (2002) com uma miniplaca, uma miniplaca e uma microplaca e duas miniplacas	39
Figura 2.16	Configurações analisadas por Choi et al. (2005)	43
Figura 2.17	Fixação testada por Trivellato e Passeri (2005)	45
Figura 2.18	Três tipos de fixação utilizadas por Kimura et al. (2006)	47
Figura 2.19	Miniplacas de fixação avaliadas em pacientes por Zix; Lieger; Iizuka (2007)	48
Figura 2.20	Sistemas de fixação estudados por Madse; McDaniel; Haug (2008)	49
Figura 2.21	As linhas de Champy mostram a ótima localização para posicionamento na fixação por miniplacas e parafusos	50
Figura 2.22	Diagrama da miniplaca Interflex II mostrando os parâmetros de projeto criados por Lovald; Wagner; Baack (2009)	51
Figura 2.23	Diferentes modelos analisados por Sugiura et al. (2009)	52
Figura 2.24	Seis configurações avaliadas por Yih et al. (2010)	54
Figura 2.25	Configurações analisadas por Bohluli et al. (2010)	55
Figura 2.26	Configurações avaliadas por Ribeiro Junior et al. (2010)	56
Figura 2.27	Configurações de miniplacas (casos A e B) utilizadas para comparação com a placa Interflex III (caso C)	57
Figura 3.1	Miniplaca de titânio de 8 furos	60

Figura 3.2	(a) Dispositivo de fixação em alumínio; (b) Dimensões em [mm]	61
Figura 3.3	(a) Lado esquerdo da mandíbula de porco; (b) Marcação da distância de 120 mm na mandíbula	62
Figura 3.4	Corte de um lado e outro da mandíbula com serra circular de 0,8 mm	62
Figura 3.5	Bloco do corpo-de-prova de dimensões 120x40 mm	63
Figura 3.6	(a) Retirada do perióstio do lado lingual e (b) do lado labial	63
Figura 3.7	Bloco preparado para receber as bases de resina acrílica	63
Figura 3.8	Vão entre cilindros direito e esquerdo de fixação do bloco de mandíbula	64
Figura 3.9	Moldes de PVC com as dimensões para base de resina dos blocos	64
Figura 3.10	Marcação da distância de 90 mm no corpo-de-prova	65
Figura 3.11	Dispositivo de fixação do bloco para confecção da base de resina nas extremidades	65
Figura 3.12	(a) Confecção da outra extremidade de 23 mm; (b) Corpo-de-prova pronto para ser ensaiado	66
Figura 3.13	Corpos-de-prova de blocos de osso prontos para os ensaios experimentais com miniplacas.	67
Figura 3.14	Processo de retirada do osso cortical do lado labial para exposição das raízes dos dentes dos suínos	67
Figura 3.15	(a) Raízes dos dentes expostas para posicionamento da miniplaca; (b) Colocação da miniplaca logo abaixo das raízes dos suínos	68
Figura 3.16	(a) Perfuração dos pontos onde foram fixados os parafusos das miniplacas; (b) Aparato para fixação da mandíbula durante a perfuração	69
Figura 3.17	Secção da mandíbula na serra de fita para corte mediano	70
Figura 3.18	Partes da mandíbula seccionadas no corte mediano	70
Figura 3.19	Partes da mandíbula seccionadas no corte paramediano	70
Figura 3.20	(a) Fixação das miniplacas e parafusos; (b) Furo da miniplaca posicionado	71

	no centro da linha de corte sem parafuso	
Figura 3.21	(a) Chave-de-mão para acionamento dos parafusos mostrando detalhe da cabeça que encaixa no parafuso; (b). Parafuso de 11 mm de comprimento e diâmetro de 2 mm com detalhe da cabeça do parafuso que encaixa na chave-de-mão de acionamento do mesmo	71
Figura 3.22	Mandíbula com miniplaca fixada na posição P1	72
Figura 3.23	(a) Cera usada para acomodar movimentações durante aplicação do carregamento; (b) Corpo-de-prova com a resina posicionada no local de aplicação do carregamento	72
Figura 3.24	Vista geral do aparato experimental e posicionamento da célula de carga junto à linha de corte da mandíbula	73
Figura 3.25	Sensor a laser SICK usado para fazer a medição dos deslocamentos nos dois ramos da mandíbula	73
Figura 3.26	Fonte de alimentação do sensor e aquisitor de sinais da Lynx	74
Figura 3.27	(a) Vista inferior do corpo-de-prova com as placas metálicas posicionadas; (b) Posicionamento do sensor a laser em relação à face inferior da mandíbula	74
Figura 3.28	Célula de carga usada para aplicação da força	75
Figura 3.29	Aparato para fazer as medições para reta de calibração do sensor a laser	75
Figura 3.30	Curva de calibração do sensor de deslocamento	76
Figura 3.31	(a) Calibração do sensor SICK. (b) Posição do sensor em relação à chapa metálica	77
Figura 3.32	(a) Calibração da célula de carga; (b) Curva de calibração da célula de carga	77
Figura 3.33	Parafuso de aplicação da força na região superior da mandíbula	78
Figura 3.34	Aparato experimental ligado aos dispositivos de leitura de força e deslocamento	79
Figura 4.1	(a) Fluxograma das análises numéricas para corte mediano; (b) Fluxograma das análises numéricas para corte paramediano	96

Figura 4.2	(a) Local de leitura dos deslocamentos absolutos para corte mediano; (b) Local de leitura dos deslocamentos absolutos para corte paramediano	97
Figura 4.3	(a) Modelo em elementos finitos da miniplaca com oito furos e seis parafusos; (b) e miniplaca com oito furos e dois parafusos internos	98
Figura 4.4	Dimensões dos parafusos utilizados	99
Figura 4.5	(a) Posição do carregamento vertical e das condições de contorno do lado B e A para corte mediano; (b) para corte paramediano. (Vista isométrica)	100
Figura 4.6	(a) Modelo de elementos finitos para determinada configuração com uma miniplaca para corte mediano e (b) para corte paramediano	100
Figura 4.7	(a) Dimensões do modelo da parte óssea para corte mediano; (b) e para corte paramediano	102
Figura 4.8	Elementos de contato entre as superfícies osteotomizadas para osso cortical (a) e osso trabecular (b)	104
Figura 4.9	Elementos de contato entre osso da mandíbula (a) e miniplaca (b)	104
Figura 4.10	Elemento SOLID95 do programa Ansys	106
Figura 4.11	Gráfico da convergência da malha para modelo CM1M6P – P1	107
Figura 4.12	Sequência de pontos do modelo de elementos finitos tridimensional para corte mediano na seção direita (a) e seção esquerda (b)	109
Figura 4.13	Sequência de pontos do modelo de elementos tridimensional para corte paramediano na seção direita (a) e seção esquerda (b)	109
Figura 4.14	Direções básicas das forças que agem no local da mandibulotomia	110
Figura 4.15	Vetor de deslocamento resultante	110
Figura 4.16	Área abaixo da curva definida como o deslocamento total de um lado do corte (esquerdo ou direito)	111
Figura 4.17	Região do mento da mandíbula planificada	116
Figura 4.18	Modelo da mandíbula com as irregularidades da superfície tanto na região do mento quanto na região do côndilo	118

Figura 4.19	Esquema do diagrama de forças em uma mandíbula. (MAY; SAHA; SALTZMAN, 2001)	119
Figura 4.20	Forças aplicadas em um modelo analisado	120
Figura 4.21	Segmento de uma placa labial do osso cortical que Park et al. (2004) usaram para medir a espessura do osso cortical (C) e a largura do osso trabecular (T)	122
Figura 4.22	Local de posicionamento da miniplaca na mandíbula para mandibulotomia mediana, abaixo das raízes dos dentes	123
Figura 4.23	Modelo em elementos finitos com a miniplaca e parafusos	124
Figura 5.1	Força <i>versus</i> tempo para a configuração CM1M4EI – P1	126
Figura 5.2	Deslocamento <i>versus</i> tempo para configuração CM1M4EI – P1	127
Figura 5.3	Deslocamento <i>versus</i> força para configuração CM1M4EI – P1 no carregamento da força. A reta interpolada utilizando os pontos experimentais é mostrada na figura	127
Figura 5.4	Deslocamento <i>versus</i> força para configuração CM1M4EI – P1 no descarregamento da força	128
Figura 5.5	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2E – Corte Mediano	131
Figura 5.6	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2I – Corte Mediano	131
Figura 5.7	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2M – Corte Mediano	132
Figura 5.8	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4E – Corte Mediano	132
Figura 5.9	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4EI – Corte Mediano	132
Figura 5.10	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4I – Corte Mediano	133
Figura 5.11	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a	133

	configuração de colocação dos parafusos 6P – Corte Mediano	
Figura 5.12	Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P1 da miniplaca- Corte Mediano	134
Figura 5.13	Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P2 da miniplaca- Corte Mediano	134
Figura 5.14	Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P3 da miniplaca- Corte Mediano	134
Figura 5.15	Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P4 da miniplaca- Corte Mediano	135
Figura 5.16	Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P5 da miniplaca- Corte Mediano	135
Figura 5.17	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2E – Corte Paramediano	137
Figura 5.18	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2I – Corte Paramediano	137
Figura 5.19	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2M – Corte Paramediano	138
Figura 5.20	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4E – Corte Paramediano	138
Figura 5.21	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4EI – Corte Paramediano	138
Figura 5.22	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4I – Corte Paramediano	139
Figura 5.23	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 6P – Corte Paramediano	139
Figura 5.24	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1 da miniplaca- Corte Paramediano	140
Figura 5.25	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2 da miniplaca- Corte Paramediano	140
Figura 5.26	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3 da miniplaca- Corte Paramediano	140

Figura 5.27	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4 da miniplaca- Corte Paramediano	141
Figura 5.28	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5 da miniplaca- Corte Paramediano	141
Figura 5.29	Deslocamentos relativos para cada posição de uma miniplaca para Corte Mediano e Paramediano	142
Figura 5.30	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2E – Corte Mediano	145
Figura 5.31	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2M – Corte Mediano	145
Figura 5.32	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2I – Corte Mediano	145
Figura 5.33	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4E – Corte Mediano	146
Figura 5.34	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4EI – Corte Mediano	146
Figura 5.35	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4I – Corte Mediano	146
Figura 5.36	Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 6P – Corte Mediano	147
Figura 5.37	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P1 das miniplacas- Corte Mediano	147
Figura 5.38	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P1 das miniplacas- Corte Mediano	148
Figura 5.39	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P1 das miniplacas - Corte Mediano	148
Figura 5.40	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P1 das miniplacas- Corte Mediano	148
Figura 5.41	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P2 das miniplacas - Corte Mediano	149

Figura 5.42	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P2 das miniplacas - Corte Mediano	149
Figura 5.43	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P2 das miniplacas - Corte Mediano	149
Figura 5.44	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P3 das miniplacas - Corte Mediano	150
Figura 5.45	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P3 das miniplacas - Corte Mediano	150
Figura 5.46	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P4 das miniplacas - Corte Mediano	150
Figura 5.47	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2E – Corte Paramediano	153
Figura 5.48	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2I – Corte Paramediano	153
Figura 5.49	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2M – Corte Paramediano	154
Figura 5.50	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4E – Corte Paramediano	154
Figura 5.51	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4EI – Corte Paramediano	154
Figura 5.52	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4I – Corte Paramediano	155
Figura 5.53	Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 6P – Corte Paramediano	155
Figura 5.54	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P2 da miniplaca- Corte Paramediano	156
Figura 5.55	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P3 da miniplaca- Corte Paramediano	156
Figura 5.56	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P4 da miniplaca- Corte Paramediano	156

Figura 5.57	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P5 da miniplaca- Corte Paramediano	157
Figura 5.58	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P3 da miniplaca- Corte Paramediano	157
Figura 5.59	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P4 da miniplaca- Corte Paramediano	157
Figura 5.60	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P5 da miniplaca- Corte Paramediano	158
Figura 5.61	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P4 da miniplaca- Corte Paramediano	158
Figura 5.62	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P5 da miniplaca- Corte Paramediano	158
Figura 5.63	Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P5 da miniplaca- Corte Paramediano	159
Figura 5.64	Deslocamentos relativos médios para cada posição de duas miniplacas para Corte Mediano e Paramediano	159
Figura 5.65	Média dos deslocamentos relativos para diferentes quantidades de parafusos com diferentes posições de fixação do corte mediano	162
Figura 5.66	Média dos deslocamentos relativos para diferentes quantidades e posição dos parafusos para corte paramediano	163
Figura 5.67	Deslocamentos relativos médios para as diferentes quantidades de parafusos para corte mediano utilizando uma miniplaca	164
Figura 5.68	Média dos deslocamentos relativos para as diferentes quantidades dos parafusos para corte mediano utilizando duas miniplacas	164
Figura 5.69	Média dos deslocamentos relativos para a diferentes quantidades dos parafusos para corte paramediano utilizando uma miniplaca	165
Figura 5.70	Média dos deslocamentos relativos para as diferentes quantidades dos parafusos para corte paramediano utilizando duas miniplacas	166
Figura 5.71	Deslocamentos para as várias configurações de fixação por fios no corte mediano	173

Figura 5.72	Deslocamentos para as várias configurações de fixação por fios para corte paramediano	173
Figura 5.73	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	176
Figura 5.74	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	177
Figura 5.75	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor de $\bar{\pi}_2$	178
Figura 5.76	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. 5.9	179
Figura 5.77	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca inferior (π_2)	180
Figura 5.78	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	181
Figura 5.79	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	182
Figura 5.80	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.15)	183
Figura 5.81	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	184
Figura 5.82	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	184
Figura 5.83	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	185
Figura 5.84	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.21)	186
Figura 5.85	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	187
Figura 5.86	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	188
Figura 5.87	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	189
Figura 5.88	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.27)	190
Figura 5.89	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	191
Figura 5.90	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	192
Figura 5.91	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	193
Figura 5.92	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.33)	194

Figura 5.93	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	195
Figura 5.94	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	195
Figura 5.95	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	196
Figura 5.96	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.39)	197
Figura 5.97	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	198
Figura 5.98	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	199
Figura 5.99	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	200
Figura 5.100	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.45)	201
Figura 5.101	Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2)	202
Figura 5.102	Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3)	204
Figura 5.103	Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$	204
Figura 5.104	Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. 5.51	205
Figura 5.105	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	207
Figura 5.106	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	208
Figura 5.107	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	209
Figura 5.108	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	210
Figura 5.109	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	211
Figura 5.110	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	212
Figura 5.111	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	213
Figura 5.112	Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função	214
Figura 5.113	Tensões de von Mises na mandíbula de forma geral	222
Figura 5.114	Tensões de von Mises na miniplaca e nos parafusos	222

Figura 5.115	Tensões de von Mises na superfície do osso cortical em contato com o parafuso	223
Figura 5.116	Tensões de von Mises nos ossos cortical e trabecular	223
Figura 5.117	Deslocamento total resultante apresentado pelo modelo	224
Figura 5.118	Deslocamento vertical apresentado pelo modelo	225
Figura 6.1	(a) Linhas ideais de fixação das miniplacas em diferentes regiões da mandíbula propostas por Champy em 1975; (b) Posições ideais das duas miniplacas na mandíbula para neutralizar as forças de torção que atuam na região da sínfise mandibular	236
Figura 6.2	Deslocamentos resultantes absolutos para cada modelo analisado para o lado direito e esquerdo do corte mediano	244
Figura 6.3	Deslocamentos resultantes absolutos para cada modelo analisado para o lado direito e esquerdo do corte paramediano	244

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Propriedades Mecânicas do osso cortical e trabecular	30
Tabela 2.2	Propriedades mecânicas do osso	31
Tabela 2.3	Valores dos máximos, mínimos e médios encontrados por Teng e Herring (1996) para as propriedades mecânicas do osso de suíno na região do côndilo mandibular	33
Tabela 2.4	Propriedades Mecânicas do osso cortical e trabecular	33
Tabela 3.1	Nomenclatura usada para o tipo de corte	80
Tabela 3.2	Nomenclatura usada para a quantidade de miniplacas	80
Tabela 3.3	Nomenclatura usada para a posição e quantidade dos parafusos	81
Tabela 3.4	Nomenclatura utilizada para ensaios com fios para corte mediano	83
Tabela 3.5	Nomenclatura utilizada para ensaios com fios para corte paramediano	84
Tabela 4.1	Propriedades mecânicas do Titânio e Alumínio	89
Tabela 4.2	Modelos validados para corte mediano com uma miniplaca e seis parafusos	90
Tabela 4.3	Modelos validados para corte mediano com duas miniplacas e seis parafusos	91
Tabela 4.4	Modelos validados para corte mediano com uma miniplaca e dois parafusos	91
Tabela 4.5	Modelos validados para corte mediano com duas miniplacas e dois parafusos	92
Tabela 4.6	Modelos validados para corte paramediano com uma miniplaca e seis	93

	parafusos	
Tabela 4.7	Modelos validados para corte paramediano com duas miniplacas e seis parafusos	93
Tabela 4.8	Modelos validados para corte paramediano com uma miniplaca e dois parafusos	94
Tabela 4.9	Modelos validados para corte paramediano com duas miniplacas e dois parafusos	95
Tabela 4.10	Deslocamentos absolutos, valores dos carregamentos verticais e características das malhas para modelos numéricos para corte mediano	101
Tabela 4.11	Deslocamentos absolutos, valores dos carregamentos verticais e características das malhas para modelos numéricos para corte paramediano	102
Tabela 4.12	Características das malhas para análise de sensibilidade	107
Tabela 4.13	Valores das forças nos músculos de mastigação nas direções x, y e z. (MAY; SAHA; SALTZMAN, 2001)	119
Tabela 4.14	Valores das forças nos músculos de mastigação nas direções x, y e z.	120
Tabela 4.15	Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise numérica do modelo completo.	121
Tabela 5.1	Deslocamentos relativos para as várias configurações no corte mediano com uma miniplaca	130
Tabela 5.2	Deslocamentos para as várias configurações no corte paramediano com uma miniplaca	136
Tabela 5.3	Deslocamentos relativos para as várias configurações de posição dos parafusos para Corte Mediano com duas miniplacas	143
Tabela 5.4	Deslocamentos relativos para as várias configurações no corte paramediano com duas miniplacas	151
Tabela 5.5	Efeitos da quantidade/posição de parafusos e da posição da miniplaca para corte mediano e uma miniplaca	167
Tabela 5.6	Efeitos da quantidade de parafusos e da posição da miniplaca para corte paramediano e uma miniplaca	168
Tabela 5.7	Efeitos da quantidade de parafusos e da posição da miniplaca para corte	170

	mediano e duas miniplacas	
Tabela 5.8	Efeitos da quantidade de parafusos e da posição da miniplaca para corte paramediano e duas miniplacas	171
Tabela 5.9	Deslocamentos relativos para as várias configurações de fixação por fios	172
Tabela 5.10	Deslocamentos máximos e mínimos para os vários tipos de fixações	174
Tabela 5.11	Cálculo dos π -termo (π_3) utilizado nas equações preditivas	175
Tabela 5.12	Cálculo do π -termo (π_2) utilizado nas equações preditivas	176
Tabela 5.13	Resultados da análise experimental	215
Tabela 5.14	Resultados da análise estatística	216
Tabela 5.15	Resumo das análises numéricas para as oito equações	218
Tabela 5.16	Tensões nos modelos avaliados para uma mandíbula humana completa	221
Tabela 5.17	Deslocamentos nos modelos avaliados para uma mandíbula humana completa	224
Tabela 6.1	Forças de mastigação consideradas por alguns autores	232
Tabela 6.2	Propriedades e comportamento dos materiais analisados por alguns pesquisadores	235
Tabela 6.3	Melhores condições para os diferentes tipos de análises	238

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
b	Número de dimensões básicas de um π termo
d	Altura da seção na região fora dos furos da miniplaca
e	Espessura da miniplaca padrão de 1 mm
es	Espessura da rosca [mm]
f	Função de adaptação utilizada no processo de reprodução dos algoritmos genéticos
h	Posição da miniplaca em relação às raízes dos dentes [mm]
k	Rigidez da fixação [N/mm]
ℓ	Largura da mandíbula [mm]
.ltd	Extensão dos arquivos do equipamento Linx
ml	Mililitros
mm	Milímetros
n	Número de variáveis envolvidas no problema da estabilidade
p	Probabilidade estatística
s	Número de termos adimensionais independentes
.txt	Extensão dos arquivos em Notepad
x	Direção x do sistema de eixos coordenados do software Ansys ou direção longitudinal da mandíbula

y	Direção y do sistema de eixos coordenados do software Ansys ou direção tangencial da mandíbula
z	Direção z do sistema de eixos coordenados do software Ansys ou direção radial da mandíbula
1M	Uma miniplaca
2M	Duas miniplacas, uma inferior e outra superior
6P	Uso de seis parafusos para fixação
4I	Uso de quatro parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte
4EI	Uso de quatro parafusos, sendo dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte e dois posicionados externamente em relação à linha de corte
4E	Uso de quatro parafusos posicionados externamente em relação à linha de corte
2I	Uso de dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte
2M	Uso de dois parafusos nos furos do meio da miniplaca, em relação à linha de corte
2E	Uso de dois parafusos posicionados externamente em relação à linha de corte
ANGL	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
Au _{esq}	Área abaixo da curva definida como o deslocamento total do lado esquerdo do corte [mm ²]
Au _{dir}	Área abaixo da curva definida como o deslocamento total do lado direito do corte [mm ²]
C	Espessura do osso cortical [mm]
CM	Corte Mediano
CM-PI	Fixação do corte mediano com fios posicionados paralelos internamente
CM-CI	Fixação do corte mediano com fios posicionados cruzados internamente
CM-PEPI	Fixação do corte mediano com fios posicionados paralelos externamente e paralelos internamente
CM-CIPE	Fixação do corte mediano com fios posicionados cruzados internamente e paralelos internamente
CM-PICE	Fixação do corte mediano com fios posicionados paralelos internamente e

	cruzados externamente
CP	Corte Paramediano
CP-PI	Fixação do corte paramediano com fios posicionados paralelos internamente
CP-CI	Fixação do corte paramediano com fios posicionados cruzados internamente
CP-PEPI	Fixação do corte paramediano com fios posicionados paralelos externamente e paralelos internamente
CP-CIPE	Fixação do corte paramediano com fios posicionados cruzados internamente e paralelos externamente
CP- PICE	Fixação do corte paramediano com fios posicionados paralelos internamente e cruzados externamente
D	Deslocamento [mm]
E	Módulo de Elasticidade [MPa ou GPa]
E*	Módulo de elasticidade correspondente a diferentes espessura de miniplaca [MPa ou GPa]
E _s	Estabilidade da ligação
EXPND	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
F	Força aplicada á fixação [N]
F _x	Força de mastigação na direção x [N]
F _y	Força de mastigação na direção y [N]
F _z	Força de mastigação na direção z [N]
GRATIO	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
I	Momento de inércia de uma seção plana
L	Comprimento do parafuso [mm]
La	Lado labial do osso
Li	Lado lingual do osso
MXITR	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
P _n	Posição de uma miniplaca, onde $1 < n < 5$
P _n P _m	Posição das duas miniplacas, onde $2 < n < 5$ (posição da miniplaca superior) e

	1<m<4 (posição da miniplaca inferior)
P0P5	Posição das duas miniplacas, onde P0 é a posição da miniplaca abaixo do queixo e P5 é a posição da miniplaca abaixo das raízes dos dentes
SMANC	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
SMHLC	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
SPRX	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
T	Espessura do osso trabecular [mm]
TRANS	Comando do software Ansys para controle da geração da malha
U	Deslocamento resultante do nó [mm].
U _A	Deslocamento do nó para o lado A do segmento ósseo [mm]
U _B	Deslocamento do nó para o lado B do segmento ósseo [mm]
U (A/B)	Deslocamento no lado A ou B do segmento ósseo [mm]
U _X	Deslocamento do nó na direção X [mm].
U _Y	Deslocamento do nó na direção Y [mm].
U _Z	Deslocamento do nó na direção Z [mm].
V	Unidade (Volts) e medida da Voltagem
α	Coeficiente angular para uma função do 1º grau
β	Coeficiente linear para uma função do 1º grau
ϵ_u	Deformação última (%)
ϕ	Diâmetro do parafuso e da cabeça da rosca
ρ	Densidade aparente (g/cm ³)
ν	Coeficiente de Poisson
π_i	Pi termos
μm	Micrômetro
σ_1	Tensão máxima [MPa]
σ_2	Tensão média [MPa]
σ_3	Tensão mínima [MPa]

σ_u	Limite de resistência (MPa)
σ_{VM}	Tensão de von Mises [MPa]
ΔU	Deslocamento relativo entre as partes A e B do segmento ósseo [mm]
Δy	Flecha para uma viga bi-engastada [mm]

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura Significado

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
aC	Antes de Cristo
AHLV	Material anisotrópico, homogêneo e viscoelástico
BF	Força de mastigação
CAD	Projeto Auxiliado pelo Computador
cpTi	Titânio comercialmente puro
dC	Depois de Cristo
EUA	Estados Unidos da América
FDA	Administração de Comida e Remédios
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica (UFU)
IHLE	Material isotrópico, homogêneo, linearmente elástico
INCA	Instituto Nacional do Câncer
JF	Força do côndilo direito
LP	Força no músculo pterigóideo lateral direito
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos (FEMEC)

MA	Força no músculo masseter direito
MEF	Método de Elementos Finitos.
MP	Força no músculo pterigóideo medial esquerdo
OHLE	Material ortotrópico, homogêneo, linearmente elástico
OMS	Organização Mundial da Saúde
PLDLA	Poli (DL – Ácido Lactídeo)
PLLA	Poli (L - Ácido Lactídeo)
PVC	Acetato de Polivinila
R	Coeficiente de correlação de uma reta
ST-L	Sistema de fixação alemão formado por um tipo específico de miniplacas e parafusos
TE	Força no músculo temporal esquerdo
Ti-Al6-V4	Liga de titânio com alumínio e vanádio
UFLA	Universidade Federal de Lavras
UFPR	Universidade Federal do Paraná
UFU	Universidade Federal de Uberlândia.
UNESP	Universidade Estadual de São Paulo - SP
VM	Tensão de von Mises

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – Introdução	1
CAPÍTULO II – Revisão Bibliográfica	7
2.1 – Fatores de risco, prevenção, sinais, sintomas e sobrevida do câncer oral	8
2.2 – Formas de tratamento do câncer na cavidade bucal e orofaringe	11
2.3 – Mandibulotomia	14
2.3.1 – Classificação e características das mandibulotomias	15
2.3.2 – Técnica cirúrgica da mandibulotomia mediana	19
2.3.3 – Técnicas de fixação mandibular	21
2.3.4– Complicações relacionadas à mandibulotomia associada a outras modalidades de tratamento	23
2.3.5 – Complicações relacionadas ao sistema de fixação	26
2.4 – Comportamento mecânico de estruturas ósseas	28
2.5 - Biocompatibilidade do titânio	35
2.6 - Análise numérica, elementos finitos e uso de miniplacas	35
CAPÍTULO III – Modelagem Experimental	59
3.1- Materiais e métodos	59
3.2- Preparação das mandíbulas	61

3.3- Preparação das bases de resina nos blocos de mandíbula	64
3.4- Furação da mandíbula e colocação das miniplacas de titânio	68
3.5- Instrumentação	78
3.6- Nomenclatura usada para definir as configurações dos ensaios	80
3.7- Análise estatística	82
3.8- Fixação por fios	83
CAPÍTULO IV – Modelagem por Elementos Finitos	85
4.1 – Propriedades mecânicas dos materiais	88
4.2 – Ajustes dos modelos numéricos	89
4.3 – Características dos modelos de Elementos Finitos	97
4.4 – Características do contato mecânico	103
4.5 – Estudo da malha	105
4.5.1 – Geração da malha	106
4.6- Equações Preditivas	108
4.6.1- Estimativa da estabilidade para os modelos numéricos	108
4.6.2- Modelos matemáticos utilizando técnicas de similitude	112
4.6.3- Otimização das Variáveis de Influência	114
4.7- Modelo tridimensional da mandíbula	116
4.7.1- Forças e condições de contorno aplicadas nos modelos numéricos	118
CAPÍTULO V – Resultados	125
5.1- Resultados experimentais - Fixação por miniplacas	125
5.1.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca	129
5.1.2- Corte paramediano fixado com uma miniplaca	135
5.1.3- Corte mediano fixado com duas miniplacas	142
5.1.4- Corte paramediano fixado com duas miniplacas	151
5.1.5- Influência da posição dos parafusos	161
5.1.6- Influência da quantidade de parafusos	164

5.2- Análise estatística dos resultados experimentais	166
5.2.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca	166
5.2.2- Corte paramediano fixado com uma miniplaca	168
5.2.3- Corte mediano fixado com duas miniplacas	169
5.2.4- Corte paramediano fixado com duas miniplacas	170
5.3- Resultados da fixação por fios	172
5.4- Resultados numéricos das fixações feitas por miniplacas e parafusos	174
5.4.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca e seis parafusos	176
5.4.2- Corte mediano fixado com duas miniplacas e seis parafusos	180
5.4.3- Corte mediano fixado com uma miniplaca, dois parafusos na posição interna (2I)	183
5.4.4- Corte mediano fixado com duas miniplacas, dois parafusos na posição interna (2I)	187
5.4.5- Corte paramediano fixado com uma miniplaca, seis parafusos (6P)	190
5.4.6- Corte paramediano fixado com duas miniplacas, seis parafusos (6P)	194
5.4.7- Corte paramediano fixado com uma miniplaca, dois parafusos internos (2I)	198
5.4.8- Corte paramediano fixado com duas miniplacas, dois parafusos internos (2I):	201
5.5- Otimização das equações de estabilidade	205
5.5.1- Modelo com corte mediano, uma miniplaca e seis parafusos	206
5.5.2- Modelo com corte mediano, duas miniplacas e seis parafusos	207
5.5.3- Modelo com corte mediano, com uma miniplaca, dois parafusos na posição interna (2I)	208

5.5.4- Modelo com corte mediano, duas miniplacas, dois parafusos na posição interna (2I)	209
5.5.5- Modelo com corte paramediano, com uma miniplaca, seis parafusos (6P)	210
5.5.6- Modelo com corte paramediano, duas miniplacas, seis parafusos (6P)	211
5.5.7- Modelo com corte paramediano, uma miniplaca, dois parafusos internos (2I)	212
5.5.8- Modelo com corte paramediano, duas miniplacas, dois parafusos internos (2I)	213
5.6- Análises comparativas das três abordagens	214
5.7- Resultados das análises numéricas para os modelos com mandíbula completa	220
CAPÍTULO VI – Discussões	227
6.1- Fixação com miniplacas	227
6.2- Fixação com fios de aço	240
6.3- Avaliação utilizando MEF tridimensional de uma mandíbula humana	242
CAPÍTULO VII – Conclusões	247
CAPÍTULO VIII – Referências Bibliográficas	253
Apêndice I	267
Apêndice II	275

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o perfil epidemiológico de mortalidade da população brasileira tem-se modificado, sendo que o câncer assumiu o segundo lugar entre as causas de óbito por essa doença. Essa mudança está associada a transformações ocorridas na estrutura sócio-econômica do país. Estudos têm sido feitos no sentido de verificar a sua incidência, mortalidade, sobrevida, influência da idade, do sexo, da raça, bem como fatores genéticos, vírus, tabaco, alcoolismo, sífilis, irritação crônica e outros fatores como: dieta, radiações e profissão. Aproximadamente metade de todos os cânceres das vias superiores, aéreas e digestivas, ocorre na cavidade oral. Baseado em estudos feitos com a população residente em países do Oriente e também do Ocidente, os principais fatores de risco para cânceres de cabeça e pescoço são o tabaco e o álcool, segundo Zheng et al. (1997).

O carcinoma espinocelular é o mais frequente dos cânceres bucais, representando cerca de 95% dos casos. Ocorre, na maioria das vezes, em indivíduos com idade superior a 45 anos. O sexo masculino é o mais acometido (87%, segundo dados da OMS – Organização Mundial da Saúde - em 1976), já que os homens são expostos com maior intensidade aos fatores de risco do que a população feminina.

Constata-se que quando o paciente procura um especialista para diagnóstico da doença, esta já se encontra em um estágio bastante avançado em cerca de 80% dos casos analisados por Marzola et al. (2001). A sobrevida de pacientes com câncer bucal está em torno de 39% para cinco anos, de acordo com estatísticas apresentadas pelo Ministério da Saúde, em 1989.

Por meio de um Programa de Prevenção do Câncer de Boca, implantado em 1992 no estado do Espírito Santo, pode-se observar um expressivo aumento do número de diagnósticos precoces, contribuindo de tal forma para a redução da morbidade e mortalidade por câncer de boca.

O tratamento do câncer bucal e da orofaringe tem diferentes modalidades e a indicação para cada caso é individualizada, podendo ser cirúrgico, radioterápico ou quimioterápico, ou ainda em associação de mais de uma destas opções. Quando o tratamento desses tumores for sua remoção, pode ser feito via trans-oral ou através da mandibulotomia, ou seja, corte na mandíbula e posterior fixação. Em alguns casos é necessário retirar a mandíbula ou parte dela (marginal segmentada).

Em alguns casos a remoção dos tumores da orofaringe não é possível ser feita por via trans-oral, necessitando de uma mandibulotomia, podendo ser seccionada na região mediana (entre os dois dentes incisivos centrais) e paramediana (entre o dente incisivo lateral e o canino), sendo que cada posição de osteotomia tem suas vantagens e desvantagens.

Em geral, os cirurgiões optam por fixar os segmentos ósseos da mandíbula utilizando miniplacas de titânio. A técnica de fixação utilizando fios de aço inoxidável é uma opção para pacientes edêntulos, porém, atualmente, não vem sendo utilizada devido a dificuldades no processo de amarração cirúrgica e problemas na estabilidade dos segmentos ósseos. Os cirurgiões normalmente optam pela utilização de duas miniplacas com 6 ou 8 furos, uma posicionada logo abaixo das raízes dos dentes e outra na base inferior da mandíbula (região do queixo). Nas duas miniplacas todos os furos são preenchidos com parafusos de titânio ou outro material biocompatível, segundo a sensibilidade dos cirurgiões, visando fornecerem a máxima fixação. Apesar da técnica estar estabelecida, uma vez que deve-se respeitar os aspectos de segurança com menor morbidade do procedimento, existem poucos conhecimentos a respeito do comportamento biomecânico nas mandibulotomias. Existem relatos na literatura (SHAH; KOWALSKI, 2000) de extrusão das miniplacas e de osteossíntese defeituosa devido a falta de estabilidade das fixações dos segmentos ósseos. Esse efeito deletério da não osteossíntese é causado, principalmente, devido a deslocamentos relativos entre os segmentos ósseos na faixa de 100 a 150 μm que podem impedir o crescimento ósseo nessa região (TAMS et al., 1999).

A fixação dos segmentos ósseos deve ser rígida para garantir a estabilidade. Um pouco antes da osteotomia, visando à retirada do tumor na cavidade oral, as miniplacas de fixação são curvadas em conformação com as irregularidades do osso do paciente, onde são marcados e feitos furos para colocação dos parafusos. Em muitos casos, no processo

de cicatrização óssea no pós-operatório ocorrem problemas, sendo que os mais comuns são as infecções imediatas ou tardias, osteorradionecrose, com exposição da placa e do osso e de fratura óssea. Eventualmente, é necessária a realização de um novo procedimento para retirada do material de síntese. A fim de evitar tais problemas, atenção especial tem sido dada aos materiais reabsorvíveis, aqueles que, decorrido o período de cicatrização da ferida, são absorvidos pelo organismo, evitando-se, assim, a necessidade de outra cirurgia para retirada do material de síntese.

O planejamento é essencial para que o tratamento cirúrgico seja adequado a cada caso, pois, trata-se de um procedimento complexo que visa tanto a remoção adequada de uma lesão bem como restauração das funções e dos contornos da face. Em geral, placas, parafusos ou fios de aço são utilizados para a fixação dos cortes ou reestruturação da mandíbula e podem gerar concentração de tensões nesses elementos devido a posicionamentos ou esforços incorretos. Isso pode contribuir para resultados insatisfatórios quanto à estabilidade das fixações causando problemas na osteossíntese final.

Este trabalho pretende dar continuidade às pesquisas sobre a técnica de Mandibulotomia que vêm sendo desenvolvidas no Laboratório de Projetos Mecânicos envolvendo as áreas da Engenharia Mecânica, Medicina e Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Neste caso, já foram publicados vários trabalhos sobre o tema envolvendo alunos da Faculdade de Engenharia Mecânica e da Faculdade de Medicina. O tema proposto pretende melhorar as análises numéricas e experimentais desenvolvidas até o momento visando a fornecer aos profissionais da área informações relevantes sobre a técnica da mandibulotomia no tocante à estabilidade das diferentes possibilidades de fixações nos cortes medianos e paramedianos.

O objetivo principal deste trabalho foi avaliar as condições de fixação nos cortes medianos e paramedianos realizados na técnica da mandibulotomia, quanto ao nível de estabilidade e comportamento mecânico, utilizando miniplacas e fios de aço. A proposta foi também fornecer ao cirurgião um maior entendimento quanto ao comportamento mecânico das fixações para consolidar a técnica padrão ou fornecer novas possibilidades cirúrgicas com o objetivo de reduzir custos dentro dos aspectos éticos e de segurança para o paciente.

Para entender o comportamento mecânico, quanto aos deslocamentos relativos entre os segmentos ósseos, para diferentes configurações de fixação de cortes mediano e paramediano, foi projetado um dispositivo para simular a sínfise mandibular utilizando modelos de suínos. No dispositivo, foi acoplada uma célula de carga e um sensor a laser para avaliar os sinais de força e deslocamento, respectivamente. Utilizou-se uma e duas miniplacas e também fios de aço para fixar os cortes seguindo um protocolo similar ao

procedimento cirúrgico convencional, foi possível observar os diferentes níveis de estabilidade. Para entender melhor este comportamento, levando em consideração condições de contorno mais próximas da condição real, os dados experimentais foram utilizados para validar um modelo 3D de elementos finitos simplificado. Com o modelo validado, outras possibilidades de fixação foram analisadas e visando a otimizar o fenômeno. Equações preditivas foram estimadas segundo metodologias da técnica de similitude em Engenharia. Finalmente, depois de encontradas as condições ótimas de fixação, modelos 3D de elementos finitos de uma mandíbula humana com cortes mediano e paramediano, fixados por miniplacas, foram utilizados para verificar o comportamento mecânico dos procedimentos cirúrgicos convencionais com as condições ótimas.

Para se atingir tais objetivos, o trabalho foi desenvolvido em etapas, conforme descrito abaixo:

- Foi feita uma extensa revisão bibliográfica sobre o assunto, para conhecer o comportamento biomecânico da técnica da mandibulotomia;
- As primeiras análises foram feitas em um modelo numérico de geometria simplificada retangular da mandíbula humana sob corte mediano e paramediano;
- Foi feita uma análise experimental utilizando mandíbulas de suínos com várias configurações de fixações considerando quantidade e posição de parafusos, bem como várias posições para as miniplacas nos cortes mediano e paramediano. Foram utilizadas uma e duas miniplacas com oito parafusos e a fixação por fios de aço visando a conhecer a interferência das variáveis envolvidas no problema da estabilidade;
- Os resultados dos deslocamentos obtidos da análise experimental foram utilizados para validar e/ou ajustar os modelos numéricos tridimensionais da mandíbula simplificada, efetuando-se os devidos refinamentos nesses modelos visando a garantir maior confiabilidade dos modelos numéricos representativos de situações extremas para a estabilidade da fixação mandibular;
- Nas equações preditivas obtidas para analisar a estabilidade, foram aplicados algoritmos genéticos para otimizar o efeito da estabilidade em diferentes possibilidades de fixação;
- Com o modelo de elementos finitos tridimensional de uma mandíbula real humana, foram utilizadas condições de contorno e carregamentos diferentes das condições efetuadas nas análises numéricas simplificadas. As condições de fixações com miniplacas e parafusos foram aquelas relatadas por profissionais da área confrontadas com aquelas condições ótimas obtidas das análises experimental e numérica após o tratamento estatístico dos resultados.

O Capítulo I fez uma introdução ao problema a ser estudado enquanto que no Capítulo II é apresentada a revisão bibliográfica sobre o estado da arte, os fatores de risco para o câncer de boca e orofaringe, estimativa de incidência no Brasil e no mundo, prevenção, os sinais e sintomas da doença, formas de tratamento e complicações pós-operatórias relacionadas aos dispositivos de fixação e às formas de tratamento e sobrevida, em especial, as técnicas de acesso ao sítio tumoral através da mandibulotomia. As técnicas de mandibulotomias também são descritas de forma sucinta. São relacionadas as complicações que a técnica da mandibulotomia pode provocar associadas a outras modalidades de tratamento e também ao sistema de fixação. Outros materiais e formas de fixação são relatados tais como os materiais biodegradáveis e a sua substituição às formas de fixação convencionais por miniplacas e parafusos. Foi feita uma explanação sobre o comportamento mecânico dos materiais envolvidos na fixação das mandíbulas, aspectos relacionados ao osso, tanto humano quanto de animais, e a biocompatibilidade do titânio. O capítulo finaliza com uma extensa revisão sobre o uso do método dos elementos finitos na análise numérica bem como de miniplacas e parafusos.

No Capítulo III é mostrado como foi feita a modelagem experimental, os materiais, métodos, procedimentos e técnicas utilizadas nos ensaios. Da preparação das mandíbulas à execução dos ensaios, passando pelo ferramental, seguindo as recomendações dos profissionais da área. Foram apresentados os equipamentos de leitura e obtidas as curvas de calibrações dos mesmos, assim como a nomenclatura utilizada, tanto nos ensaios com miniplacas e parafusos, como nas fixações com fios.

No Capítulo IV foram construídos os modelos numéricos tridimensionais com geometria simplificada representando os modelos utilizados na modelagem experimental e também o modelo tridimensional de uma mandíbula real humana. O capítulo inicia com uma abordagem geral da utilização e aplicabilidade do método dos elementos finitos na bioengenharia, fazendo-se conhecer as variáveis inseridas nas distintas fases da modelagem utilizando o programa Ansys®, tais como as propriedades mecânicas dos materiais componentes do modelo. Todos os critérios de ajustes dos modelos numéricos, baseados nos resultados experimentais são apresentados, bem como a análise de sensibilidade da malha e a geração dos modelos. Os resultados dos modelos validados foram utilizados junto com métodos de similitude para determinação de equações preditivas. Neste caso, foram determinadas oito condições consideradas representativas da estabilidade sob influência de variáveis como o tipo de corte, a quantidade de miniplacas e a quantidade/posição dos parafusos utilizados na fixação. Com as equações preditivas determinadas, foram aplicados métodos de otimização, baseados em algoritmos genéticos

para determinar as melhores condições de posição e rigidez das miniplacas que garantissem a maior estabilidade da fixação para as oito condições analisadas. O capítulo finaliza com a avaliação da estabilidade bem como do gradiente de tensões de um modelo tridimensional de uma mandíbula real humana, em que se aplicaram outras condições de análise. Em todos os modelos de elementos finitos foram utilizados elementos de contato com análise não linear, considerando as propriedades mecânicas dos materiais retiradas da literatura.

No Capítulo V mostram-se todos os resultados das diversas análises efetuadas neste trabalho e são apresentadas as formas de tratamentos dos dados obtidos da análise experimental por meio do programa Matlab®. São expostos, separadamente, por meio de gráficos e tabelas, os resultados dos deslocamentos relativos obtidos para o corte mediano e paramediano fixados com uma e duas miniplacas para todas as configurações de parafusos e posições de miniplacas. Também são mostrados os resultados dos ensaios feitos por fios e estes comparados com aqueles feitos por meio de miniplacas e parafusos. Por fim, os resultados numéricos são fornecidos por intermédio da modelagem por similitude e determinadas as equações componentes para composição das equações preditivas das oito condições representativas de análise da estabilidade. Uma vez determinadas as equações preditivas do fenômeno da estabilidade em função das variáveis envolvidas no problema (variação da posição da miniplaca na mandíbula e a rigidez da miniplaca), aplicaram-se métodos de otimização para determinar as melhores condições, tanto para o posicionamento da miniplaca, como da sua rigidez, que garantissem a melhor estabilidade da fixação, tanto para o corte mediano quanto, para o corte paramediano. Para a otimização das variáveis foi utilizado o código computacional GAOT®, implementado no software Matlab®, visando a minimizar as funções objetivo determinadas pela técnica da similitude.

O Capítulo VI faz uma ampla discussão dos resultados numéricos e experimentais, determinando as condições ideais em termos da melhor estabilidade para as condições analisadas. Essas condições ideais são comparadas e confrontadas com resultados de trabalhos semelhantes encontrados na literatura. É feita uma comparação dos resultados obtidos neste trabalho com aqueles obtidos por configurações utilizadas pelos profissionais da área cirúrgica.

Por fim, no Capítulo VII são apresentadas as conclusões do trabalho e também as sugestões para trabalhos futuros, e no Capítulo VIII apresenta-se a relação de todas as referências bibliográficas utilizadas no trabalho. Os Apêndices vêm logo em seguida, completando o trabalho de tese.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A face humana é composta por um conjunto de ossos que se articulam firmemente entre si. A posição inferior da face é formada por um único osso, a mandíbula, a qual apresenta uma anatomia complexa sendo composta por um “corpo” em forma de ferradura, dois ramos localizados nos lados direito e esquerdo do corpo, que estendem-se para cima e para trás e pelos processos condilares, os quais articulam bilateralmente com o osso temporal formando a articulação têmporo-mandibular de cada lado. Diversos músculos originam ou inserem na mandíbula, uma vez que sendo um osso móvel, participam de uma gama de movimentos durante a mastigação, deglutição e articulação das palavras, além de contribuir para o contorno da face.

A cavidade oral e orofaringe são estruturas complexas. Embora o componente estrutural principal da cavidade oral seja os 2/3 anteriores da língua, ela também contém o complexo alveolar dental, com estruturas dentoalveolares superior e inferior. Faz parte da orofaringe o terço posterior da língua, palato mole, pilares amigdalianos e parede posterior.

As lesões que ocorrem nestes dois sítios anatômicos podem ter origens congênitas, tumores, traumas e inflamatórias e afetam o seu desempenho funcional, bem como comprometer a estética do portador da afecção. Em especial as neoplasias malignas possuem um diagnóstico e tratamento que pode ser simples ou complexo, necessitando de uma abordagem com equipes multidisciplinares como dentistas, cirurgiões de cabeça e pescoço, cirurgiões plásticos, patologistas, radioterapeutas, quimioterapeutas, psicólogos, nutricionistas, fonoaudiólogos e assistentes sociais, com o objetivo de oferecer aos pacientes não somente a

cura da enfermidade, mas também garantir-lhes sua função e estética satisfatória, para melhorar sua qualidade de vida.

Este capítulo mostra o estado da arte relacionado ao estudo dos aspectos envolvidos com a técnica da mandibulotomia e seus efeitos. Neste caso, foram pesquisados trabalhos recentes relacionados aos aspectos da estabilidade das fixações com miniplacas nos cortes mediano e paramediano na região da sínfise mandibular. Apresentam-se diversos trabalhos relacionados com as técnicas numéricas e experimentais para avaliação do fenômeno. Apesar de não ser o enfoque principal fazer uma abordagem detalhada de aspectos cirúrgicos e biológicos relacionados com a técnica da mandibulotomia, são também apresentados alguns trabalhos nos quais são conceituados os aspectos de incidência, fatores de risco, prevenção e tratamentos de cânceres na cavidade oral.

2.1- Fatores de risco, sinais e sintomas, prevenção e sobrevida do câncer oral

Atualmente o câncer ainda é a causa de um grande número de mortes no mundo todo e talvez esta seja a razão pela qual vários pesquisadores se dedicam à busca por mais conhecimentos da gênese tumoral, diagnóstico precoce e formas de tratamento que sejam mais eficazes e com menos complicações para esta doença. No mundo, os cânceres na cavidade oral atingem aproximadamente 6% de todos os cânceres que afetam os humanos, segundo dados de Capdeville (2005).

A Fig. 2.1 mostra os tipos de câncer mais incidentes na população brasileira, estimados para o ano de 2008. Estes tumores constituem-se em relevante preocupação para a saúde mundial, principalmente em países em desenvolvimento, como no Brasil, demais países da América Latina e países do continente africano (INCA, 2009).

No Brasil, em 2008, as estimativas para o câncer na cavidade oral indicavam mais de 14 mil novos casos entre homens e mulheres, sendo que, deste total, 26,7% em mulheres e 73,3% em homens. Segundo estudos de Melo Júnior et al. (2005) e Capdeville (2005) esse tipo de câncer geralmente acontece no sexo masculino com idade entre 50 e 60 anos de vida, porém devido às mulheres assumirem o hábito de fumar e do alcoolismo, a incidência tem aumentado nesta população (ANDREOTTI et al., 2006).

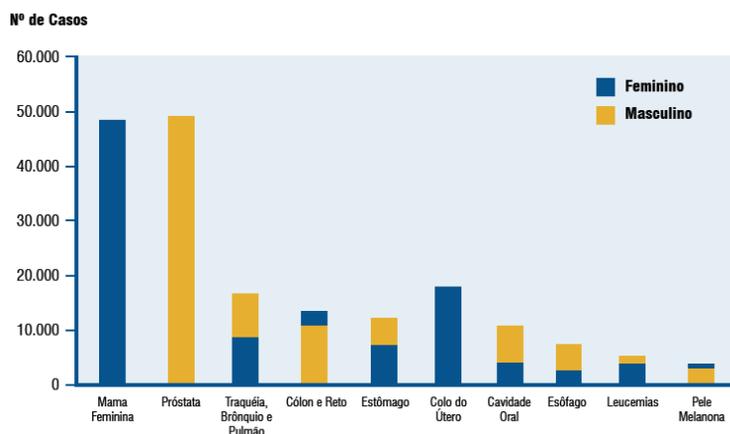


Figura 2.1- Tipos de câncer mais incidentes, estimados para o ano de 2008, na população brasileira. (Fonte: INCA, 2009)

O câncer do trato aero-digestivo superior é uma doença multifuncional, estando relacionado ao uso do tabaco, etilismo, má higiene bucal, deficiências nutricionais, trauma crônico causado por próteses dentárias mal adaptadas, infecções virais, imunodepressão, fatores genéticos e ambientais.

Diversos autores (RAO; DESAI, 1998; TOMINAGA, 1999; KUPER; ADAMI; BOFFETA, 2002; CAPDEVILLE, 2005; MELO JÚNIOR et al., 2005; ANDREOTTI et al., 2006; SARTOR et al., 2007; PEREIRA et al., 2008a; INCA, 2009) são categóricos em afirmar que o consumo de tabaco e o risco de morte associado ao hábito de fumar cigarros tem aumentado ao longo dos anos, bem como o tempo médio de seu uso (DOLL; PETO, 1981; FRANCO et al., 1989; NYMAN; MEREKE; LINDSTOM, 1993; LEITE; KOIFMAN, 1998; MARCHIONI, 2001; KUPER; ADAMI; BOFFETA, 2002; WÜNSCH FILHO, 2002; BIANCHINI, 2005; ANDREOTTI et al., 2006; SOARES, 2006; SARTOR et al., 2007; ARAUJO, 2008; OLIVEIRA et al., 2008; PEREIRA, 2008a; INCA, 2009). Além desses fatores de risco, parte dos cânceres oral e da faringe registrada no Brasil pode estar relacionada ao baixo padrão de vida das pessoas, incluindo higiene e alimentação deficientes.

Nem sempre é possível visualizar os primeiros sinais que indicam a existência do câncer bucal, o que aumenta a importância das consultas regulares ao dentista ou ao médico. Geralmente, os dentistas estão preparados para detectar os primeiros sinais do câncer bucal. Contudo, além das consultas regulares, é preciso falar com o dentista se perceber qualquer sinal diferente na boca.

Segundo os protocolos do INCA (2009) o principal sintoma desse tipo de câncer é o aparecimento de feridas na boca (lábios, gengiva ou no interior da boca) que não cicatrizam em

uma semana e sangram facilmente. Outros sinais são ulcerações superficiais, com menos de 2 cm de diâmetro, indolores (podem sangrar ou não) e manchas esbranquiçadas ou avermelhadas nos lábios ou na mucosa bucal. Dificuldades para falar, mastigar e engolir, além de emagrecimento acentuado, dor e presença de linfadenomegalia cervical (caroço no pescoço) são sinais de câncer na boca em estágio avançado.

Os profissionais da área recomendam que para prevenção do câncer deve-se evitar o uso do tabaco, consumo excessivo de bebidas alcoólicas, fazer uma boa higiene bucal diária, ter hábitos alimentares saudáveis, evitando dietas ricas em carne vermelha e gorduras e deficientes em proteína, recomendando-se que sejam ricas em frutas e vegetais. Os portadores de próteses dentárias devem evitar o uso do fumo e o consumo de álcool e promover uma higiene bucal regular fazendo uma consulta odontológica uma vez por ano. O exame clínico na boca deve ser feito anualmente para aquelas pessoas com alto fator de risco e por profissionais de saúde.

Pacientes com câncer na cavidade oral são mais susceptíveis a desenvolverem novos tumores. De acordo com Melo Júnior et al. (2005) a recidiva e o aparecimento de nova lesão primária estão intimamente associados à idade do paciente, ao seu tamanho, à espessura das lesões, ao seu estadiamento e diferenciação do tumor, tipo de invasão, grau de malignidade microscópica, além de margens livres. Com a evolução da doença, a probabilidade de sua ocorrência torna-se maior.

Segundo Andreotti et al. (2006) o diagnóstico do câncer oral no Brasil é, em geral, realizado mais tardiamente do que em países desenvolvidos. Melo Júnior et al. (2005) ressalta que *“se houvesse uma melhor prática de prevenção e diagnóstico precoce na maioria dos postos de atendimento dos Serviços Nacionais de Saúde, muito possivelmente a erradicação poderia ser otimizada”*.

O diagnóstico precoce é fator de extrema importância na sobrevida dos pacientes com câncer bucal e orofaríngeo. Nos estudos de Melo Júnior et al. (2005) o tempo médio de desenvolvimento das lesões foi de aproximadamente 4,5 meses. As taxas de sobrevida após cinco anos indicam a porcentagem de pacientes que vivem pelo menos cinco anos após o diagnóstico.

2.2- Formas de tratamento do câncer na cavidade bucal e orofaringe

McGurk e Goodger (2000) fizeram uma revisão das principais formas de se tratar o câncer de cabeça e pescoço ao longo dos anos, do século 17 aos dias atuais.

As evidências dessa doença são muito antigas: defeitos na base do crânio eram indicativos de carcinoma nasofaríngeo que foram encontrados em esqueletos de Egípcios que datam de 3000 aC. Moodie (1926), *apud* McGurk e Goodger (2000) relatam a incidência de tumores na mandíbula e crânio em peruvianos pré-históricos. Até o século 17, o câncer foi tido como uma condição incomum devido à pequena expectativa de vida das pessoas. Não existe nenhum relato de câncer oral até o século 17, a não ser pelos manuscritos ancestrais de Hayes Martin.

A partir do século 17, o conhecimento médico foi gradualmente iluminado pelas descobertas científicas como a do sistema linfático por Descartes (filósofo, matemático e físico), deixando para trás a teoria de Galen de 150 dC. As ideias de dois físicos da época, Sennert e Zacutus de que o câncer era uma doença contagiosa retrocederam o desenvolvimento dos tratamentos de câncer. Estas ideias erradas geraram muitos preconceitos às pessoas doentes e fizeram com que muitas fossem excluídas de hospitais até meados do século 18. Em Pádua, no início do século 18, foi removido o primeiro câncer de língua, o qual foi cauterizado. O progresso cirúrgico não emplacou por falta de desenvolvimento da anestesia e a dor era uma realidade que limitava as cirurgias.

Como as vias de acesso ao tumor intraoral eram inadequadas, no início do século 19 foram introduzidas vias mais elaboradas, próximas das utilizadas atualmente (Fig. 2.2).

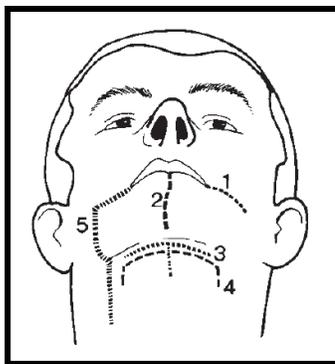


Figura 2.2- Evolução das vias de acesso para ressecção de tumores intraorais: 1- Jaeger (1831); 2- Roux (1836); 3- Regnoli (1838); 4- Billroth (1862); 5- Langenbeck, (1875). (MCGURK; GOODGER, 2000)

A primeira via de acesso para tumores intraorais foi feita por Jaeger em 1831, quando incisou a bochecha em apenas um lado e, posteriormente, Maisonneuve aperfeiçoou a técnica, realizando-a bilateralmente. Em seguida Roux em 1836 fez a mandibulotomia mediana nos moldes que é feita hoje. Regnoli em 1838 usou uma aproximação submental ao assoalho da boca e Billroth em 1862 ressaltou a importância de uma boa via de acesso e conduziu o procedimento a um estágio superior, removendo a seção do corpo mandibular para alcançar a língua e a faringe, ligando o osso, posteriormente, à posição de origem no final do procedimento, similar ao que se tem hoje. Casos mais complicados foram tratados pela via criada por Langenbeck, que em 1875 fez a ressecção do ramo da mandíbula em continuidade com o tumor primário. No geral os resultados foram catastróficos.

A anestesia na forma de éter só foi introduzida em 1847 e na forma de clorofórmio em 1849. Antes disto, o paciente era segurado pelos assistentes do cirurgião, ou preso firmemente por cordas utilizando o álcool. Mesmo quando a anestesia estava disponível, ela geralmente não era usada, pois o seu uso era motivo de discórdia entre o cirurgião e o anestesista que brigavam pelo melhor acesso às vias orais. Quando havia hemorragia severa, alguns pacientes acordavam da anestesia no meio da cirurgia. No final do século 19, o acesso às vias aéreas foi melhorado quando Trendelenber introduziu a traqueostomia.

No século 19 ocorreram importantes avanços na ressecção de tumores na maxila, laringe e tireóide. No final desse século, ocorreram ao mesmo tempo duas importantes descobertas que foram significativas para o tratamento de tumores na cavidade oral. No dia 30 de novembro de 1895, Roentgen anunciou a descoberta do Raio-X e no mesmo ano Becquerel descreveu o fenômeno da radioterapia. Em seguida o casal Curie, em 1898, anunciou a descoberta do rádio.

A radioterapia envolvia quatro fases:

- 1ª fase (1900-1920): governada pelo conceito de que a eficiência da radiação era medida pela ação cáustica da radiação na pele do paciente;
- 2ª fase: a ênfase era na destruição seletiva do tumor com atenção à preservação do tecido local, com influência da Escola Francesa do Instituto Curie;
- 3ª fase: a ênfase no planejamento preciso do tratamento com respeito aos campos anatômicos e da medida da dose, com influência da Escola Inglesa;
- 4ª fase: quando finalmente todas as propriedades da radiação já se tornaram conhecidas, o seu uso tornou-se a ciência mais exata dos dias atuais.

Atualmente as opções de tratamento incluem cirurgia ou radioterapia isolada ou associada. Para lesões iniciais, aquelas restritas ao seu local e origem sem disseminação para os gânglios linfáticos do pescoço, tanto a cirurgia quanto a radioterapia têm bons resultados e sua indicação vai depender da localização do tumor e das alterações funcionais provocadas pelo tratamento, com cura em 80% dos casos, independentemente da opção adotada.

Pacientes com doença em estágio avançado são candidatos ao tratamento com modalidade combinada, com ressecção seguida por radioterapia pós-operatória.

A escolha do tratamento em pacientes com tumores malignos que se desenvolvem na orofaringe é ainda motivo de controvérsia, segundo Spiro et al. (1985). A radioterapia externa é preferível em muitos centros de tratamento porque poucos cânceres primários nesse local são acessíveis por via peroral. A exposição da orofaringe através da cervicotomia é limitada e a retirada de partes da mandíbula desfigura a aparência do paciente.

Sessions et al. (2003), *apud* Melo Júnior et al. (2005), relatam que pacientes tratados somente com radioterapia obtiveram melhores resultados quanto à capacidade de deglutir, falar e trabalhar, que aqueles com quaisquer outros tipos de tratamentos.

A utilização da radioterapia em conjunto com a quimioterapia antes da cirurgia, além da ressecção do tumor e reconstrução num mesmo estágio, foi preconizada para os tumores da cavidade oral. Grupos que receberam como forma de tratamento a cirurgia seguida da radioterapia tiveram uma pior qualidade de vida pós-operatória, uma vez que ele apresenta maior agressividade ao paciente, porém resulta num maior tempo livre da doença.

As características que definem o tipo de tratamento inicial dos pacientes, bem documentadas, podem ser expressas como:

- Idade: não é problema para se fazer o tratamento cirúrgico, porém pacientes com idade avançada, afecções cardiopulmonares e hepáticas associadas podem tornar-se um grande risco para o tratamento;

- As condições gerais do paciente em tolerar um programa terapêutico ótimo podem influenciar o tratamento inicial;

- Aceitação e colaboração para o tratamento proposto são importantes para se planejar um programa de tratamento ótimo para o tumor;

- Estilo de vida: tabagismo e etilismo têm grande impacto sobre a escolha do tratamento oferecido e sua tolerância a ele. A falta de disposição do paciente de parar de fumar e de beber causa mais complicações na terapia e pode aumentar o risco de tumores primários múltiplos;

- Considerações sócio-econômicas;

- Tratamento prévio para outras lesões na mesma área: radioterapia previamente feita na mesma área para uma lesão diferente pode não ser a melhor opção para tratar um segundo tumor em uma mesma área.

A Fig. 2.3 mostra a sobrevida alcançada pelos pacientes quando submetidos a um único tipo de tratamento, radioterapia ou cirurgia. Observa-se que a sobrevida é maior quando se opta pela cirurgia ao invés da radioterapia e que a sobrevida é maior quando a doença se encontra nos estádios iniciais para qualquer tipo de tratamento. A sobrevida cai acentuadamente nos estádios mais avançados da doença tanto para tratamento com radioterapia quanto com cirurgia.

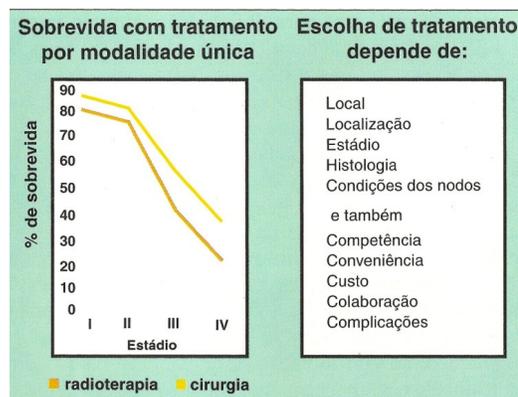


Figura 2.3- Sobrevida utilizando tratamento através da radioterapia e cirurgia e fatores que desempenham um papel importante na seleção do tratamento inicial. (SHAH; KOWALSKI, 2000)

2.3- Mandibulotomia

A mandibulotomia tem se tornado comum para a retirada de tumores na cavidade oral e na orofaringe. Tal procedimento foi descrito há mais de 170 anos por Roux em 1836 (DUBNER; SPIRO, 1991; NAM et al., 2006) com o objetivo de retirar os tumores no assoalho da boca e na base da língua fazendo uma osteotomia vertical dividindo o lábio ao meio. Em 1844, Sedillot descreveu uma variação dessa técnica fazendo uma osteotomia na forma de “calda de andorinha” e com fixação em placa de ouro.

No período de 1959 a 1988, Dubner e Spiro (1991) retiraram 310 tumores na cavidade oral, orofaringe ou no espaço parafaríngeo, usando a mandibulotomia fazendo com que esta rotina se tornasse corriqueira em seus pacientes, dando origem à moderna mandibulotomia.

Desde o início da década de 1980, vários autores vêm descrevendo modificações na técnica original, de maneira a torná-la mais eficiente e com problemas pós-operatórios minimizados. Os benefícios apresentados estão baseados principalmente em considerações teóricas e vivenciadas nos hospitais onde esta prática é realizada. Spiro e seu grupo popularizaram o uso da técnica na moderna cirurgia oncológica, já que utilizam a técnica desde 1959 para retirada de neoplasias em hospitais dos Estados Unidos.

Hoje o procedimento se tornou rotina na maioria dos hospitais do mundo, inclusive no Brasil, e a técnica de seccionar a mandíbula ao meio está substituindo a mandibulotomia segmentada.

As mandibulotomias estão localizadas tanto na sínfise quanto no corpo da mandíbula e podem ser feitas tanto diretamente como em passos. Todas as osteotomias podem ser fixadas por dispositivos como placas, parafusos ou fios de aço. Uma compreensão melhor das interações mecânicas em termos quantitativos entre os dispositivos de fixação pós-cirúrgicos e osso pode ser um importante passo para aumentar o conhecimento sobre a osteotomia e pode dar um impulso potencial na otimização dos procedimentos cirúrgicos.

A mandibulotomia pode ser definida como um procedimento cirúrgico no qual a mandíbula é seccionada para dar acesso às estruturas da cavidade oral para a retirada de tumores primários, que não são acessíveis via trans oral. É um procedimento que divide a mandíbula e permite acesso a todas as estruturas da cavidade oral. Tal procedimento cirúrgico envolve o conhecimento e a compreensão das forças que agem sobre a mandíbula. Neste caso, podem-se efetuar diferentes tipos de cortes dependendo da região da mandíbula com diferentes soluções para posterior fixação. Sendo assim, é importante avaliar as possíveis soluções reparadoras de tal forma a propiciar uma melhor recuperação no pós-operatório.

2.3.1- Classificação e características das mandibulotomias

Na abordagem cirúrgica, podem-se efetuar diferentes tipos de cortes dependendo das características da lesão. Nestes casos, é importante avaliar as possíveis soluções de tal forma a propiciar uma melhor recuperação no pós-operatório, levando-se em consideração as vantagens e desvantagens que cada uma apresenta. As três localizações para a osteotomia mandibular são:

1- lateral: osteotomia no corpo ou ângulo da mandíbula;

2- linha média ou mediana: osteotomia na sínfise entre os dois incisivos centrais;

3- paramediana: osteotomia entre o incisivo lateral e o canino, onde ocorre a divergência das raízes dos dentes.

A **mandibulotomia lateral** apresenta as seguintes desvantagens:

- a tração muscular sobre os dois segmentos da mandíbula é desigual, colocando o local da mandibulotomia sob tensão significativa, causando atraso na cicatrização, o que pode necessitar de fixação intermaxilar. Isto pode prejudicar a higiene oral, sendo um potencial risco de sépsese da linha de sutura, de acordo com Shah; Kumaraswamy; Kulkarni (1993) em um estudo comparativo avaliando os métodos de fixação após o procedimento da mandibulotomia.

- traz desvantagens anatômicas: desnervação dos dentes distais ao ponto da mandibulotomia e a pele do mento.

- causa desvascularização dos dentes distais, bem como do segmento distal da mandíbula.

- a exposição que proporciona é limitada e se o paciente precisar de radioterapia pós-cirúrgica, o ponto da mandibulotomia está diretamente dentro do campo lateral de radioterapia, levando a atraso da cicatrização e complicações no local da mandibulotomia.

Todos esses fatores levam a uma alta incidência de não união e osteorradionecrose. Logo a mandibulotomia lateral não é recomendada embora alguns autores relatados por Dubner e Spiro (1991) preferem este tipo de mandibulotomia.

Mandibulotomia na linha média anterior:

Evitam-se todas as desvantagens da mandibulotomia lateral, porém apresenta desvantagens que são:

- requer a extração de um dente incisivo central para evitar exposição das raízes de ambos os incisivos centrais, que correm o risco de extrusão, o que altera o aspecto estético da dentição inferior.

- requer a secção de músculos que se originam no tubérculo genial (gênio-hióide e genioglossa), o que leva a um retardo da recuperação da função de mastigação e da deglutição.

Portanto, a mandibulotomia mediana também não é preferida. Dubner e Spiro (1991) relataram não ter encontrado diferenças entre a mandibulotomia mediana e paramediana no

que se refere à estabilidade ou cicatrização da ferida quando avaliaram criticamente a mandibulotomia mediana dando ênfase nas indicações, complicações e modificações na técnica em 313 pacientes que os autores acompanharam no período de 1959 a 1988. Apenas 33,4% destes pacientes submetidos à mandibulotomia mediana tiveram algum tipo de complicação. Alguns autores como Dai et al. (2003), em estudo comparativo das complicações que podem ocorrer na mandibulotomia mediana e paramediana, deram preferência à primeira.

Sullivan; Fabian; Driscoll (1992), ao avaliarem as vantagens dos vários locais de osteotomias e métodos de fixação, identificaram alguns benefícios da mandibulotomia mediana como a preservação de estruturas anatômicas importantes tais como as veias carótidas e suas ramificações e, particularmente, os nervos inferiores e lingual.

Amin; Deschler; Hayden (1999), em artigo que descreve uma técnica que representa um retorno à mandibulotomia mediana reta, porém com melhorias em relação ao uso de serras e dos sistemas de fixação em placas, relataram que nenhum dos seus 17 pacientes teve complicações quando submetidos a este tipo de mandibulotomia. Este estudo demonstrou ainda que a mandibulotomia mediana em linha reta com fixação em miniplacas é uma técnica confiável e segura. Comparada a outros métodos, ela é mais simples e tem vantagens em termos de preservação do estoque de sangue, da oclusão e da dentição. Esses atributos fazem dela a técnica preferida para se ter acesso aos tumores da cavidade oral e orofaringe.

Mandibulotomia paramediana:

Não tem as desvantagens da mandibulotomia lateral e evita as sequelas da mandibulotomia na linha média. As vantagens da mandibulotomia paramediana são:

- oferece ampla exposição;
- preservação dos músculos gênio-hióideo e genioglosso, preservando o complexo hiomandibular. Há ressecção só do músculo milo-hióideo, o que leva a mínimas dificuldades de deglutição;
- não causa desnervação ou desvascularização da pele do mento ou dos dentes e mandíbula;
- a fixação no ponto de mandibulotomia é fácil e o local da mandibulotomia não cai no campo lateral de radioterapia, no caso de radioterapia posterior;
- é a abordagem cirúrgica ideal para o acesso a lesões maiores localizadas posteriormente na cavidade oral e tumores na orofaringe;
- preserva melhor as funções orais que a mandibulotomia mediana (DAI et al., 2003);

- não tem necessidade de extração de nenhum dente (DUBNER; SPIRO, 1991).

A Fig. 2.4a mostra como é feita a mandibulotomia paramediana e na Fig. 2.4b é possível ver através de uma radiografia o local deste tipo de osteotomia.

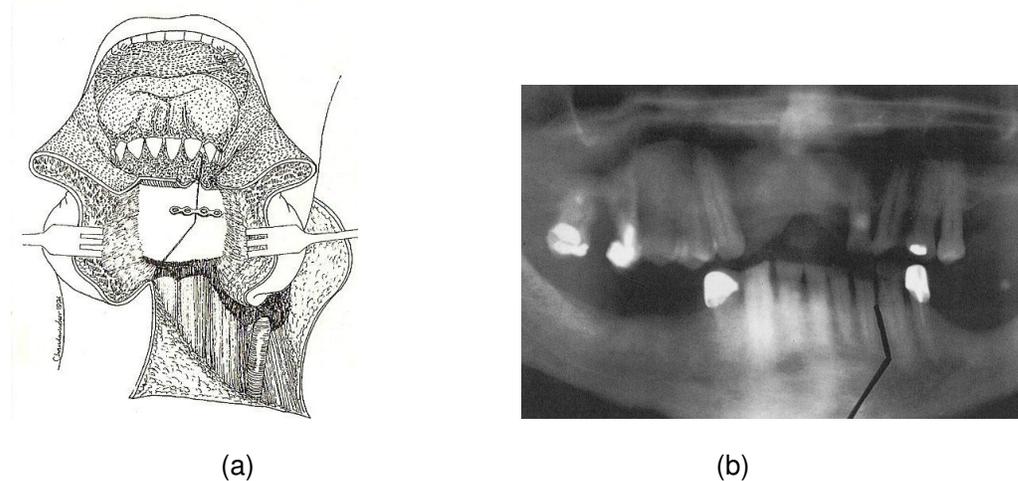


Figura 2.4- (a) Corte e (b) Radiografia panorâmica da mandíbula com marcação do local da secção óssea na mandibulotomia paramediana. (SHAH; KOWALKI, 2000)

De acordo com o trabalho de Nam et al. (2006), realizado em 103 pacientes para investigar as complicações associadas com a mandibulotomia (tipo e local da osteotomia, extração de dentes, métodos de fixação, radiação e quimioterapia) e os fatores que contribuem para estas complicações acontecerem, a osteotomia paramediana é preferida em relação à mediana na região da sínfise, pois a fixação dos músculos genioglosso, genio-hióideo e feixe anterior do músculo digástrico podem ser preservados. Os autores deram preferência pela mandibulotomia paramediana em 42,7% dos pacientes analisados contra 15,5% com mandibulotomia mediana, localizados mais na região anterior da mandíbula (58%) do que na região posterior (42%) com osteotomia em passos (86,4%).

Shah; Kumaraswamy; Kulkarni (1993) relatam que no passado a mandibulotomia era feita tanto na posição lateral quanto na mediana. Nos últimos tempos, os cirurgiões têm empregado a mandibulotomia paramediana, local anatômica e fisiologicamente preferido para posicionar a osteotomia. Com o passar dos anos, vários tipos de osteotomias mandibulares foram feitas, dependendo da escolha individual do cirurgião. Isto inclui o corte reto, em ângulo ou chanfrado e em passos (Fig. 2.5). Os autores obtiveram 23,2% de complicações em pacientes submetidos à mandibulotomia paramediana.

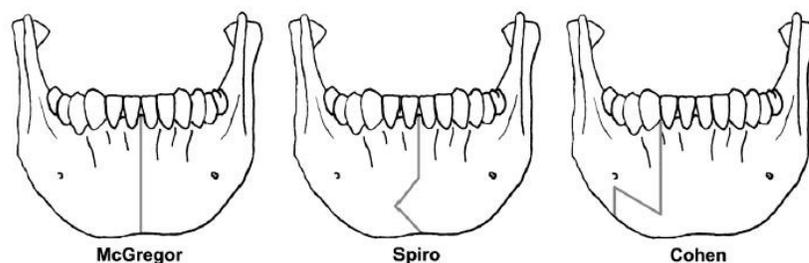


Figura 2.5- Tipos de mandibulotomia na região da sínfise mandibular: a- Mandibulotomia reta; b- Mandibulotomia chanfrada; c- Mandibulotomia em passos (mais usada). (NAM et al., 2006)

2.3.2- Técnica cirúrgica da mandibulotomia mediana

Para se fazer a mandibulotomia na sínfise, os cirurgiões seguem alguns procedimentos padrões com relação ao ferramental utilizado, extração dos dentes, caso seja necessário, momento de posicionar os materiais de fixação e posterior fixação, momento de fazer a incisão no osso e ressecção do tumor, período de repouso no hospital, dieta pós-operatória etc. A seguir são apresentadas as etapas desta técnica cirúrgica:

a- Exposição da sínfise mandibular

É feita uma incisão semicircular em torno do mento, a qual continua de forma chanfrada através do lábio elevando os tecidos moles para deixar o periósteo da sínfise mandibular descoberto para a realização da osteotomia.

b- Marcação dos furos no osso

Uma vez que o periósteo está descoberto, são feitos os furos onde serão posicionados os parafusos de fixação com a miniplaca de 2 a 3 mm de espessura curvada, conformada e perfeitamente adaptada ao contorno da sínfise mandibular. A placa é curvada e conformada com a ajuda de um modelador para adaptar à superfície do osso subjacente. Os furos são medidos e batidos levemente logo abaixo das raízes dos dentes, já que a colocação da miniplaca deve ser feita neste local para não causar nenhum dano à dentição do paciente (Fig. 2.6a). Curvar uma placa espessa requer experiência, paciência e familiarização com habilidades necessárias para acompanhar o contorno do osso mandibular. Após a aplicação inicial, os parafusos e placas são removidos e guardados em uma solução de antibióticos para não haver contaminação até o momento de sua colocação definitiva na mandíbula.

c- Furos

Os furos de colocação dos parafusos são feitos com uma furadeira elétrica com brocas de diâmetro compatível com o diâmetro dos parafusos de fixação antes de se fazer a incisão

no osso, na posição neutra, abaixo das raízes dos dentes. Para posicionar os furos corretamente, a miniplaca de titânio não pode deslocar. Por isso, ela é presa através de uma pinça de Bakaus. Tanto os parafusos quanto a miniplaca já devem estar esterilizados. Marca-se a posição dos furos, e em seguida, faz-se os furos com a broca (Fig. 2.6b).

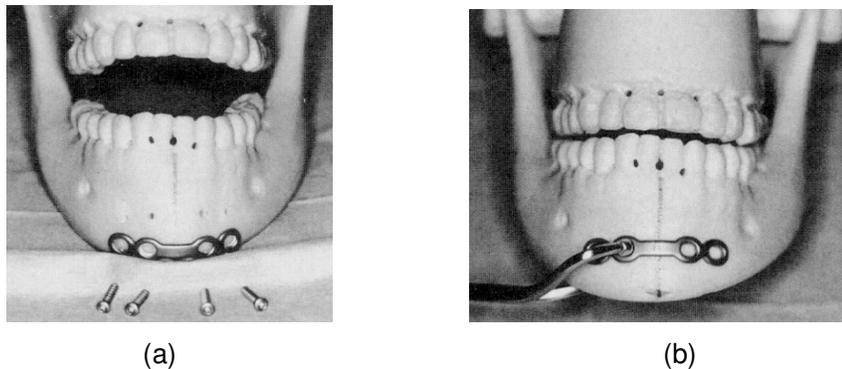


Figura 2.6- (a) Posicionamento da miniplaca para definição das posições futuras dos parafusos de fixação; (b) Furos feitos de acordo com o diâmetro dos parafusos de fixação (AMIN; DESCHLER; HAYDEN,1999).

d- Osteotomia

Utiliza-se uma serra alternada, fina e potente para dar forma à osteotomia proposta fazendo-se a incisão entre os dentes incisivos centrais e evitando tocar as raízes dos dentes (Fig. 2.7).

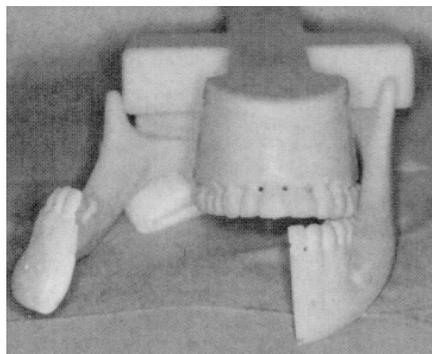


Figura 2.7- Osteotomia realizada na sínfise de um modelo de resina. (AMIN; DESCHLER; HAYDEN,1999).

Os dois segmentos abertos são reaproximados e fixados de acordo com o sistema de fixação escolhido (Fig. 2.8).

Feito o corte e realizado o procedimento, as partes osteotomizadas são, então, unidas novamente, utilizando miniplacas de titânio que têm sido o sistema preferido durante as últimas décadas para garantir a estabilidade da união entre as partes osteotomizadas na região da maxila, e tornou-se, nos dias atuais, o método cirúrgico preferido entre os profissionais da área para a fixação das partes segmentadas. Também podem ser usados fios de aço para a fixação.

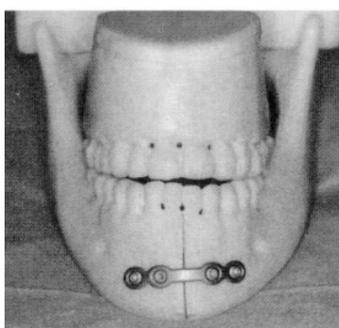


Figura 2.8- Segmentos fixados por miniplacas no modelo em resina (AMIN; DESCHLER; HAYDEN,1999).

2.3.3- Técnicas de fixação mandibular

O método de fixação é um item que tradicionalmente merece atenção na recuperação da mandibulotomia. Vários métodos são usados: fios de aço, placas de reconstrução, placas de compressão dinâmica, miniplacas e parafusos. A fixação com placas tornou a melhor opção para tratamento de fraturas na mandíbula, mas não há estudos específicos disponíveis que comparem os diferentes tipos de fixação nas mandibulotomias. Isto é comprovado por alguns estudos de autores que não mostram estatisticamente diferenças entre a fixação com fios de aço e com placas.

Acredita-se que o uso das miniplacas minimiza complicações trazidas pela fixação com fios e também é mais prática que os fios. A fixação pode ser feita com duas miniplacas, uma ao longo da porção média da osteotomia e a segunda na parte inferior da mandíbula com os furos posicionados de tal maneira que as cabeças de aperto dos parafusos não interfiram uma na outra, conforme mostrado na Fig. 2.9. Para garantir o perfeito fechamento da oclusão, as miniplacas são moldadas e os furos perfurados antes da divisão da mandíbula, conforme

descrito no item 2.3.2 deste trabalho. São usados fios ligando um dente ao outro para pacientes com dentes.

Para a fixação com fios de aço, dois furos são feitos com broca em cada parte da mandíbula e três fios são usados para se fazer a fixação. Dois fios são cruzados diretos e um fio oblíquo é usado para impedir o movimento da fixação. Um fio de aço inoxidável #26 é usado para a fixação, fazendo com que as extremidades destes fios sejam amarradas fortemente.

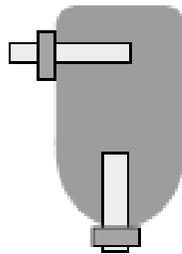


Figura 2.9– Reparo da mandibulotomia com duas miniplacas de titânio e parafusos – Corte transversal simplificado da mandíbula. (KIMURA et al., 2006)

As duas partes da mandíbula podem ser avaliadas por meio de qualquer movimento após a fixação e, se qualquer movimento é percebido, uma imobilização adicional é feita com uma tala dental intra-oral. Usando estas improvisações na técnica da mandibulotomia, acredita-se que os riscos de complicações estarão sendo reduzidos consideravelmente. A fixação intermaxilar posterior à mandibulotomia raramente é necessária se for dada uma imobilização adequada aos segmentos da mandíbula que pode ser feita usando tanto fios de aço quanto miniplacas.

Usar fios de aço ou miniplacas para reparar as partes osteotomizadas é uma questão de experiência e disponibilidade do material (SUS, convênios, etc). Em ambos os casos se obtém uma fixação boa e rígida. Usar duas miniplacas no corte anterior pode levar ao risco de infeccionar as raízes dos dentes adjacentes, principalmente em pacientes que têm uma mandíbula pequena. Isto pode ser evitado usando uma miniplaca no lado inferior, ao invés do anterior. (Fig. 2.10)



Figura 2.10- Radiografia panorâmica mostrando uma fixação inadequada. (STORE; BOYFEN, 2005)

2.3.4- Complicações relacionadas à mandibulotomia associada a outras modalidades de tratamento

Complicações associadas à técnica da mandibulotomia tais como reparação óssea inadequada e osteorradioneecrose têm sido relatadas por alguns autores (DUBNER; SPIRO, 1991; SHAH; KUMARASWAMY; KULKARNI, 1993; McCANM et al., 1994; ALTMAN; BAILEY, 1996; SMEELE et al., 1999; SCHORTINGHUIS; BOS; VISSINK, 1999; DEVINE et al., 2001; DAI et al., 2003; NAM et al., 2006). Além disso, dependendo da radioterapia pré-operatória ou do método de fixação usado, existe uma grande diferença no nível de complicação.

A osteorradioneecrose constitui um risco permanente ao paciente irradiado na região da osteotomia. Tecnicamente, é uma ferida hipóxica devido à esclerose de pequenos vasos com comprometimento da irrigação. Como consequência, pode ocorrer deformidade facial e limitação ocupacional. A sua incidência varia de 4% a 15% dos casos irradiados, conforme estudos feitos por Góis Filho et al. (2000) em diferentes centros de tratamento e está relacionada com à condição orgânica do paciente, à técnica de radioterapia empregada (dose total administrada e fracionamento), características anatômicas dos campos irradiados e presença de estruturas que concentrem dose de irradiação, trauma e/ou infecção.

Alguns autores (DUBNER; SPIRO, 1991; SHAH; KUMARASWAMY; KULKARNI, 1993; McCANM et al., 1994; ALTMAN; BAILEY, 1996; SMEELE, 1999) relataram em seus estudos terem encontrado complicações relacionadas com o tipo de fixação e/ou com a exposição à radiação anterior ou posterior a mandibulotomia:

- infecção da ferida;
- osteomielite;
- fístula;

- retardo de cicatrização óssea;
- remoção dos fios e placas;
- exposição das placas;
- infecção imediata.

Davdson et al. (1988) e Davdson; Freeman; Birt (1989) relatam não haver diferença na incidência de defeitos na reparação óssea entre pacientes que receberam ou não a radioterapia anterior à cirurgia. Para estes autores, a mandibulotomia é uma técnica que não aumenta o risco de osteorradionecrose.

Dubner e Spiro (1991) acreditam que a radioterapia antes da mandibulotomia não afeta o processo de cicatrização óssea. Já McCann et al. (1994), Altman e Bailey (1996) e Nam et al. (2006) registraram altos índices de complicações em seus pacientes, tais como não formação de calo ósseo e osteorradionecrose nos pacientes por eles analisados os quais receberam radioterapia antes da cirurgia. Esses autores não recomendam se proceder à mandibulotomia após radioterapia.

Já McCann et al. (1994), ao avaliarem as complicações associadas ao uso de fixação interna rígida em 31 pacientes submetidos à mandibulotomia, constataram que 35,5% destes pacientes tiveram complicações de menor ou maior gravidade.

Altman e Bailey (1996) avaliaram cinco pacientes com carcinomas em células escamosas na cavidade oral os quais foram tratados com cirurgia/radioterapia ou radioterapia/cirurgia. A osteorradionecrose no local da mandibulotomia em pacientes que receberam a radioterapia como primeiro tratamento para o tumor foi difícil de ser combatida. Logo, os autores recomendam que a mandibulotomia deve ser evitada em pacientes nestas condições e recomendam ainda que seja necessária a perfeita cicatrização do local da mandibulotomia para posterior tratamento com radioterapia.

Smeele et al. (1999), ao avaliarem 48 pacientes submetidos à mandibulotomia e posterior radioterapia com fixação por fios ou miniplacas, concluíram que não há um fator simples, radiação ou método de fixação, que determina a incidência de complicações na cicatrização do osso na mandibulotomia. A falta de união neste ponto específico parece resultar de um processo de multifatores. Recomendam um procedimento cirúrgico cuidadoso, preservando ao máximo a vascularização da mandíbula.

Nam et al. (2006) estudaram os fatores que contribuíram para complicações na mandibulotomia em 103 pacientes submetidos a tal técnica devido a tumores na cavidade oral ou na orofaringe. Eles levaram em consideração os seguintes fatores:

- o local do tumor primário;
- o tipo, local e posterior método de fixação da mandibulotomia;
- a extração ou não dos dentes;
- a presença de radioterapia ou quimioterapia pré e pós-operatória;
- a radioterapia pré e pós-operatória, a análise clínica e osteorradionecrose.

Os tipos de complicações mais comuns encontradas foram intra-operatória e pós-operatória com fratura do segmento da mandíbula;

Dos 103 pacientes estudados por Nam et al. (2006), apenas 18,4% apresentaram complicações. Os autores acreditam que as baixas taxas de complicação encontradas em seus pacientes são resultado de melhorias nas técnicas cirúrgicas e maior entendimento dos fatores que contribuem para tais complicações. Segundo estes autores, a radioterapia antes da cirurgia causa uma fibrose hipovascular dos tecidos da lesão e, por isso, várias complicações podem se desenvolver como resultado de trauma cirúrgico adicional. Já na radioterapia pós-operatória, como as dosagens, o campo e direção de radiação são estabelecidos previamente, a lesão primária pode receber a radiação evitando o local da osteotomia, o que pode reduzir a incidência de complicações. Para evitar o local da osteotomia, é necessário estabelecer a posição precisa dos portais da radioterapia com um trabalho conjunto e conciso de um oncologista especialista em radiação.

É importante também fazer um controle efetivo das infecções para, assim, diminuir a incidência de complicações na mandibulotomia. Não há relatos da relação entre a quimioterapia e complicações com a mandibulotomia, já que muitas vezes a quimioterapia é feita após a radioterapia, não ficando claro se as complicações são decorrentes da quimioterapia em conjunto com a radioterapia anterior.

A assepsia da mandibulotomia ainda é um problema, porém contornável. A mandibulotomia não é um procedimento recomendável em pacientes que apresentam tumores volumosos. Além do mais, quando os tumores são muito pequenos, bem definidos, e inacessíveis através de cortes, a radioterapia é uma alternativa mais eficiente, na qual se evita o risco de morte cirúrgica. A decisão de se usar a mandibulotomia para tumores depende do julgamento e da experiência do cirurgião.

Extrair ou não os dentes para se ter maior espaço para a osteotomia durante o processo cirúrgico é outro item que é motivo de controvérsia entre os cirurgiões. Dubner e Spiro (1991) são a favor da conservação dos dentes para dar uma maior estabilidade pós-operatória. Considerando o motivo da necessidade da extração do dente, é interessante extrair aquele que

possui alguma complicação periodontal avançada tão logo seja possível para se ter ganho na cicatrização pós-operatória e evitar complicações futuras.

2.3.5- Complicações relacionadas ao sistema de fixação

Apesar dos excelentes resultados alcançados recentemente, usando enxertos ósseos vascularizados implantados por micro cirurgia de osso na reconstrução da mandíbula, dificilmente a reconstrução da mandíbula segmentada funcionará tão bem quanto uma que não foi seccionada e reconstituída. A quantidade de perda óssea é um fator importante para a estabilidade pós-operatória do osso, além do método de fixação. Portanto, recomenda-se uma lâmina fina para fazer a ressecção do osso, a fim de reduzir a distância de abertura entre os segmentos.

Muitos métodos de fixação têm sido descritos por autores, variando de fios de aço, miniplacas com parafusos monocorticais (SULLIVAN; FABIAN; DRISCOLL, 1992; SHAH; KUMARASWAMY; KULKARNI, 1993), barra em arco e parafusos a placas de compressão com fios de Kirschner e placas de reconstrução.

Na osteotomia mandibular, Sullivan; Fabian; Driscoll (1992) mostraram as vantagens de se utilizar uma fixação interna, feita por fios e placas rígidas. A osteotomia na linha média reaproximada com fixação rígida apresenta os seguintes benefícios:

- A cicatrização primária do osso quando se usa placas contrabalanceia as forças que agem na sínfise;
- A reaproximação é aumentada com perda óssea mínima, aumentando a oclusão;
- Diminuição da incidência de osteorradionecrose quando a sínfise está fora do campo de radiação;
- Preservação do feixe neurovascular;
- Manutenção da imobilização da região osteotomizada no campo infectado.

O uso de fios para a fixação da mandíbula tem sido substituído, em muitos casos, por uma fixação interna rígida. Nesta fixação garante-se a imobilidade dos fragmentos ósseos e a aproximação primária sob compressão. Alguns autores obtiveram resultados satisfatórios quando usaram miniplacas com parafuso monocortical para restaurar a continuidade da mandibulotomia.

A falha dos materiais de fixação é um fator incomum associada com o uso das técnicas de fixação rígida. Muitos dos materiais hoje disponíveis para fazer a fixação das partes

osteotomizadas são fabricadas de aço inoxidável, vitálio (liga de cobalto, cromo e molibdênio) ou titânio. Estes materiais são reconhecidos mundialmente tanto pela sua capacidade resistente quanto por suas propriedades de biocompatibilidade. Um fator que pode levar à falha da placa é o encurvamento excessivo da mesma no momento de sua colocação na mandíbula. Várias tentativas de curvar a placa antes de sua colocação podem levar a fadiga da mesma. Num período imediato pós operatório, antes de ocorrer a união dos fragmentos de ossos, a placa fica exposta a um carregamento cíclico devido à atividade dos músculos centenas de vezes ao dia, o que pode levar à falha da placa, uma vez que ela já foi submetida a carregamentos de flexão no momento do encurvamento.

McCann et al. (1994) concluíram que, em geral, a porcentagem de complicações é maior do que aquelas demonstradas por alguns autores. Enquanto a infecção é a complicação mais comum relatada pelos autores, a exposição da placa é a complicação mais comum avaliada nos estudos destes autores. A alta porcentagem de exposição da placa pode ser devido às dificuldades técnicas em obter um fechamento adequado da ferida, uma pobre vascularização e qualidade do tecido mole, ou a abertura da ferida devido à radioterapia pós-operatória. Os autores são favoráveis ao uso de placas de reconstrução com oito furos e três parafusos bicorticais de cada lado no local da osteotomia. Acreditam que a preservação da oclusão com o uso de placas de reconstrução é uma vantagem distinta em relação ao uso de placas de compressão, que resulta em uma mudança na oclusão dental com um deslocamento lingual.

Pereira et al. (2005) discutem os fatores que determinam a permanência ou remoção do aparato de fixação após a reparação óssea, expondo os motivos que justificam tal conduta. Os autores concluíram que as miniplacas e os parafusos de titânio não afetam, em curto prazo e nem em longo prazo, quer seja local ou sistematicamente, os tecidos e fluidos orgânicos, uma vez que são bionertes e biocompatíveis, sendo uma alternativa de fixação rígida viável e difundida mundialmente. Concluíram também que não há comprovação científica que justifique a remoção rotineira dos aparatos de fixação.

Embora a assepsia oral e do pescoço geralmente seja feita de forma adequada por meio de drenagem com cicatrização secundária, fios e miniplacas geralmente precisam ser retiradas quando ocorre infecção no local da mandibulotomia.

2.4- Comportamento mecânico de estruturas ósseas

O osso é um sistema articulado, mas formado de um tecido extremamente complexo, com três componentes principais: matriz orgânica, componente mineral (cálcio e fósforo) e componente celular (osteoblastos, osteoclastos e osteócitos). O esqueleto adulto é composto por dois tipos de ossos: o cortical (compacto) e o trabecular (esponjoso). Estes dois tipos de ossos são formados pelo mesmo material de células e substância intercelular, mas diferem entre si quanto à disposição espacial do trabeculado e à proporção entre espaços medulares e substância óssea (OLIVEIRA, 2006). A Fig. 2.11 mostra uma seção de osso em que se vêem os dois tipos de ossos humanos.

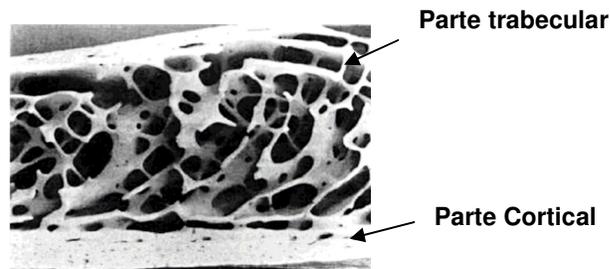


Figura 2.11 – Seção que mostra a parte cortical e trabecular do osso. (DOBLARÉ; GARCIA; GÓMES, 2004)

O osso cortical é formado por uma estrutura (*osteon* ou *haversian*) de fatias cilíndricas de osso lamelar que envolve um canal central haversiano. Os espaços ou canais são estreitos e a substância óssea é densa (COWIN, 1989). É responsável por 80% da massa esquelética, está presente nas epífises dos ossos longos e é encontrado como revestimento de todos os ossos do organismo. A Fig. 2.12 mostra a estrutura microscópica do osso cortical.

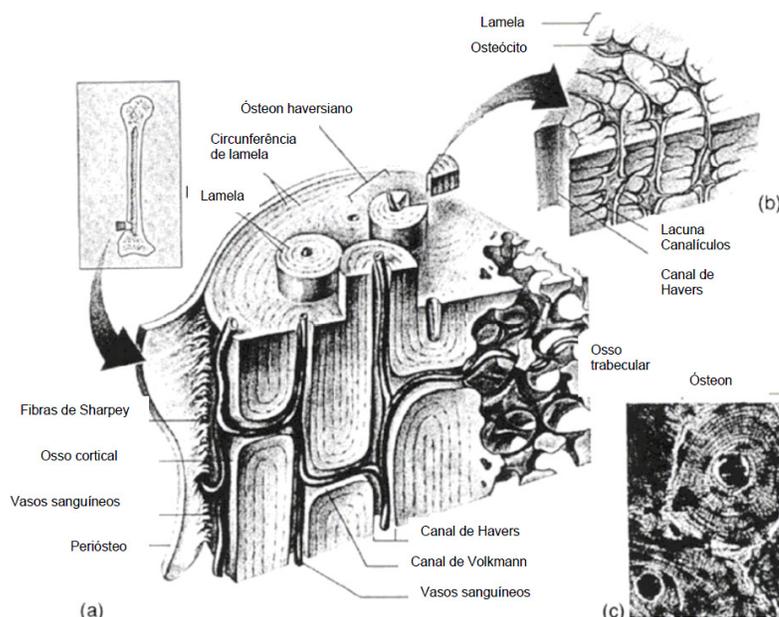


Figura 2.12 – Detalhe microscópico do osso cortical. (a) Esboço tridimensional do osso cortical; (b) Corte de um sistema de Havers; (c) Fotomicrografia de um sistema Havers. (DOBLARÉ; GARCIA; GÓMES, 2004)

Com relação à estrutura, 80% a 90% do osso cortical é calcificado contra apenas 15% a 25% do osso trabecular. Os demais 75% a 85% do osso trabecular são ocupados por medula óssea, vasos sanguíneos e tecido conjuntivo. O osso cortical tem função basicamente mecânica e de proteção, enquanto o osso trabecular tem principalmente função metabólica.

O osso trabecular é constituído por uma malha complexa de placas e tubos curvos entre si. É também chamado de osso esponjoso, sendo encontrado nas extremidades e cavidades medulares de ossos longos, bem como nas vértebras e no centro de ossos planos. Embora tenha uma baixa resistência mecânica, o osso trabecular tem um arranjo que funciona muito bem como uma estrutura de amortecimento. Na mandíbula, o osso trabecular está localizado na região interna do osso, representa 20% da massa óssea do esqueleto, enquanto que o cortical representa 80%, porém a relação-superfície volume do osso trabecular é dez vezes maior que a do osso cortical. O osso trabecular, apesar da alta porosidade e volume pequeno, resiste bem às forças de compressão, enquanto o osso cortical é mais condicionado para resistir a forças de flexão e torção.

O tecido ósseo tem propriedades muito particulares, que apesar de serem benéficas para o organismo humano, são extremamente complexas, sendo difícil o estudo de seu comportamento estrutural frente às deformações e tensões quando sujeito a carregamentos tais como de mastigação. (GIACAGLIA, 2000)

A composição do osso é heterogênea e anisotrópica, formada por materiais orgânicos, inorgânicos e água. A parte orgânica é, em sua maioria, colágeno responsável pela elasticidade do osso, e a parte inorgânica é formada por cristais de cálcio e fósforo, que ditam a rigidez e dureza do osso (COSTANTI, 1994).

Uma propriedade mecânica importante da fixação mandíbula/mini placas/parafusos é a resistência, que se refere à capacidade de resistir a forças aplicadas, sem rupturas ou deformações excessivas. Observando-se que as forças mastigatórias constituem um sistema dinâmico, com períodos de curta duração, pode-se admitir com boa aproximação que a estrutura óssea se comporta razoavelmente bem dentro dos domínios elásticos (LLOMBART & LLOMBART, 1996, *apud* FERREIRA, 2003).

Segundo Oliveira (2006) o comportamento mecânico do osso possui uma relação direta com a direção das forças aplicadas durante um determinado movimento.

As propriedades mecânicas do osso cortical variam de indivíduo para indivíduo, levando-se em conta a faixa etária, o sexo, em condições fisiológicas ou não, descalcificado ou não descalcificado, alimentação e atividade física. O módulo de elasticidade varia no próprio osso, em relação à sua composição cortical ou trabecular. Geralmente este valor varia entre 100 a 15.000 MPa.

Segundo Ferreira (2003), em função da dificuldade de se obter modelos matemáticos mais precisos, muitos autores se apoiaram na consideração de aproximações por modelos homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

No trabalho de Çiftçi e Canay (2000) eles utilizaram as propriedades do osso cortical e trabecular apresentadas na Tab. 2.1. A Tab. 2.2 mostra alguns valores das propriedades mecânicas do osso utilizadas em análises numéricas de autores estudados por Ferreira (2003).

Tabela 2.1- Propriedades Mecânicas do osso cortical e trabecular (ÇIFTÇI; CANAY, 2000).

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Porção Cortical	13.700	0,30
Porção Trabecular	1.370	0,30

Apesar dos erros e imprecisões introduzidas na análise, e ainda levando em conta o caráter aproximado do Método dos Elementos Finitos (MEF), os estudos já desenvolvidos revelam que a metodologia é adequada para análise de estruturas biológicas, sendo que os

resultados devem ser tratados com prudência e comparados com conclusões de estudos clínicos (FERREIRA, 2003).

Tabela 2.2- Propriedades mecânicas do osso. (FERREIRA, 2003)

Referências	Osso	Modulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
SIEGELE et al. (1989)	Cortical	20000	0,3
	Trabecular	2000	
INOUE et al. (1996)	Cortical	10000	0,3
	Trabecular	100	
CANAY et al. (1996)	Cortical	19730	0,3
	Trabecular	-----	
IPLIKÇIOĞLU et al. (2002), VAN ZYL et al. (1995), SODRÉ (1999)	Cortical	13700	0,3
	Trabecular	1370	

As diferenças nas propriedades mecânicas e no comportamento biomecânico, entre ossos vivos e mortos, quando testados por experimentos similares, são pequenas segundo da Costa (2007). Os resultados obtidos nos ossos mortos podem, conseqüentemente, ser extrapolados para comparação com as propriedades e com o comportamento dos ossos de animais vivos.

Estudos mostram não haver diferença entre as propriedades mecânicas entre ossos frescos (testados logo após extração do cadáver e não submetidos a métodos de conservação) e os congelados (a uma temperatura de -20°C por quatro semanas). Trudel et al. (2005) afirmam que o congelamento a temperaturas menores que -12°C de espécies animais por até dois meses não altera suas propriedades biomecânicas. Porém o processo de congelamento e descongelamento repetidos da mesma amostra pode influenciar sua densidade mineral óssea, modificando, assim, as características do osso.

As propriedades mecânicas de ossos e ligamentos humanos são extremamente variáveis, dependendo de muitos fatores como idade, nutrição e integridade mecânica no momento da doação (YAMANAKA et al.,1999). Miyata et al. (2000) afirmam que devido à extrema variabilidade de propriedades mecânicas em seres humanos, existe a possibilidade de haver resultados falsos-negativos quando se comparam diferentes técnicas na determinação destas propriedades. No caso de porcos, as propriedades mecânicas são relativamente uniformes, mas diferem das dos humanos e estes não devem ser extrapolados.

Tuncer et al. (1996) fizeram uma avaliação biomecânica entre diferentes tipos de miniplacas, inclusive de titânio fixadas em mandíbulas de cachorros. Após avaliação dos

diferentes grupos, não foram encontradas diferenças na microestrutura das superfícies ósseas, mas apenas algumas nas propriedades mecânicas.

Zhang et al. (2001) utilizaram tomografia computadorizada tridimensional para estimar a massa, densidade óssea média, localizar anatomicamente os centros de massa, de gravidade e momento de inércia em dez mandíbulas de porco. Concluíram que a massa média é 12% maior que o peso úmido e 33% maior que o peso seco. Há uma relação positiva entre a densidade média do osso e a idade do animal. O centro de massa está localizado na região mediana, perto do último molar. A distribuição de massa da mandíbula é quase simétrica em relação ao centro geométrico e que o maior momento de inércia está em torno do eixo superior-inferior da mandíbula e o menor em torno do eixo anterior-inferior.

Neste trabalho, a escolha de segmentos ósseos de porcos para a realização dos ensaios experimentais teve como objetivo uma maior uniformidade dos corpos-de-prova visando a aproximar a fixação das miniplacas a uma estrutura óssea. Existe uma maior facilidade de obtenção dessa espécie em relação a cadáveres humanos pelo grande número de abates diários em frigoríficos da região de Uberlândia (MG). A região da mandíbula dos porcinos estudada foi a dos molares e pré-molares, sendo que foi descartada a dos incisivos até os pré-molares e a do ângulo da mandíbula do suíno.

Teng e Herring (1996) investigaram as propriedades mecânicas uniaxiais na região do côndilo da mandíbula de 22 suínos em três direções diferentes. Os autores concluíram que, geralmente, o módulo de elasticidade (E) e o limite de resistência (σ_u) na região anterior do côndilo são maiores do que o da região posterior. Concluíram que estas duas grandezas, além do coeficiente de Poisson (ν), apresentam variações significativas dependendo da direção em que se faz a medida, com exceção da deformação medida no limite de resistência. Apesar das variações nas propriedades mecânicas encontradas, os resultados serviram para verificar que o côndilo é mais resistente sob cargas de compressão na direção superior-inferior, e que a região anterior-inferior é particularmente mais rígida. A Tab. 2.3 mostra os resultados das grandezas medidas pelos autores.

Nos modelos de elementos finitos desenvolvidos foram utilizados osso cortical e trabecular. Neste caso, adotou-se, de informações da literatura, o maior valor para o módulo de elasticidade para o osso cortical (material mais resistente) e 10% desse valor para o osso trabecular. Com relação ao coeficiente de Poisson, adotou-se um valor médio, ou seja, 0,42 para os dois tipos de ossos em função da grande variação entre o valor máximo e mínimo. A Tab. 2.4 traz as propriedades mecânicas do osso do suíno utilizadas nas análises numéricas.

Tabela 2.3- Valores máximos, mínimos e médios encontrados por Teng e Herring (1996) para as propriedades mecânicas do osso de suíno na região do côndilo mandibular.

Grandeza	Tensão última (σ_u) MPa	Módulo de Elasticidade (E) GPa	Coefficiente de Poisson (ν)	Deformação última (ϵ_u) %	Densidade Aparente (ρ) g/cm ³
Valor máximo	14,97 ± 2,04	4,04 ± 0,61	0,66 ± 0,19	0,93 ± 0,77	0,81 ± 0,04
Valor mínimo	2,38 ± 1,04	0,94 ± 0,74	0,23 ± 0,11	0,45 ± 0,14	0,520 ± 0,08
Valor médio	8,60 ± 512	2,21 ± 1,15	0,42 ± 0,20	0,66 ± 0,34	0,68 ± 0,12

Tabela 2.4- Propriedades Mecânicas do osso cortical e trabecular (TENG e HERRING,1996).

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	4.040	0,42
Osso Trabecular	404	0,42

Dolanmaz et al. (2004) ao avaliarem experimentalmente a estabilidade da fixação por meio de miniplacas absorvíveis e miniplacas e parafusos de titânio em osteotomia no ramo sagital da mandíbula, utilizaram mandíbulas de carneiros adultos. Os resultados indicaram que miniplacas absorvíveis são suficientes para garantir a estabilidade no período pós-operatório onde ainda são pequenas as forças de mastigação.

Diversos autores trabalharam com material ósseo bovino. Choi et al. (2005) avaliaram a estabilidade de fixação por miniplacas em mandíbulas atrofiadas edêntulas em que os corpos-de-prova foram retirados de costelas de bovinos abatidos em período recente aos ensaios. Os autores utilizaram este material, pois, o qual se assemelha tanto no contorno quanto nas dimensões a mandíbulas atrofiadas de edêntulos humanos. Os segmentos de costelas bovinas foram fixados de 13 maneiras diferentes e os autores sugeriram o uso de duas miniplacas com quatro parafusos em vez de duas miniplacas com seis parafusos por ser menos traumático para o paciente e suficiente para garantir a estabilidade da fixação.

Trivellato e Passeri (2005) também avaliaram a fixação da osteotomia mudando o número, a extensão e a posição de miniplacas em costelas bovinas sujeitas a testes de flexão e concluíram que duas miniplacas com quatro furos têm resistência maior que uma miniplaca localizada próxima à borda inferior ou próxima à borda superior do corpo-de-prova.

Chiodo et al. (2006) fizeram um estudo experimental para comparar o desempenho de dois sistemas diferentes de fixação em osteotomia óssea utilizando costelas bovinas, já que o material bovino têm características semelhantes ao material da mandíbula humana. A Fig. 2.13

mostra um dos testes experimentais realizados pelos autores. Como os sistemas se diferenciavam apenas em relação ao tipo do parafuso e ao furo da miniplaca, não foram encontradas diferenças na resistência dos dois tipos de sistemas de fixação.

Teo et al. (2006) avaliaram a relação entre a intensidade de imagens, parâmetros micro estruturais do osso trabecular e as propriedades mecânicas, como rigidez, tensão/deformação de escoamento e tensão/deformação de compressão na direção transversal em costelas de suínos.

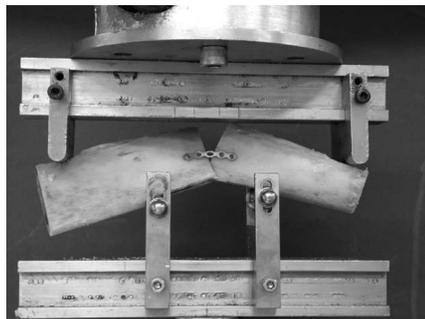


Figura 2.13- Uso de costela bovina em ensaios de flexão com fixação em miniplacas. (CHIODO et al., 2006)

Foram retirados cubos destas costelas para análises e os autores concluíram que a microestrutura pode ser prevista utilizando imagens clínicas e que os parâmetros microestruturais relevantes ao estudo da osteoporose, tais como porcentagem do volume do osso, índice do modelo estrutural, espessura e separação do osso trabecular apresentaram uma correlação significativa com as unidades de Hounsfield. Também a correlação das propriedades mecânicas do volume na direção superior-inferior e os parâmetros micro-estruturais foram aceitáveis.

Gutwald et al. (2010) compararam quatro sistemas diferentes de fixação em mandíbulas de 24 carneiros vivos em termos de ossificação do local da osteotomia e formação da quantidade de calo ósseo. O sistema denominado ST-L (sistema de fixação alemão formado por um tipo específico de miniplacas e parafusos) foi aquele que apresentou melhores resultados dentre aqueles analisados pelos autores.

2.5- Biocompatibilidade do titânio

O titânio comercialmente puro (cpTi) e as ligas de titânio com alumínio e vanádio (Ti-Al6-V4), se tornaram os metais de escolha para confecção da parte endóssea de implantes dentais. Tais metais têm sido utilizados, entre outros fatores, devido a propriedades biomecânicas, possibilidades de tratamento e acabamento do implante, assim como pela facilidade para procedimentos de esterilização (RAVNHOLT, 1988) e por ser um material inerte para o organismo.

Parr et al. (1985) *apud* Ferreira (2003), observaram que a diferença de rigidez entre dois materiais gera altos gradientes de tensões na região de interface entre os dois materiais. Embora as ligas de titânio sejam mais rígidas que o osso, seu módulo de elasticidade está mais próximo a do osso que qualquer outro material, sendo a única exceção o titânio puro.

Segundo Pereira (2008b) diversas ligas à base de titânio vêm sendo estudadas e aplicadas em próteses metálicas implantáveis, já que demonstram grandes vantagens clínicas e pós-operatórias. O uso de titânio e suas ligas se deve, principalmente, às suas propriedades estruturais e à excelente resistência à corrosão, principalmente em contato com meios agressivos como o ambiente fisiológico, além de possuir menor densidade quando comparado a outras ligas metálicas de uso biomédico.

Neste trabalho, as miniplacas e parafusos utilizados são da liga Ti6Al4V, normalmente conhecida como titânio de grau V, material largamente utilizado na confecção de próteses dentárias. O fabricante recomenda que os componentes pré-fabricados em titânio não sejam sobrefundidos. Apesar de o titânio possuir um alto grau de fusão (em torno de 1.680°C) a liga sofre alterações estruturais quando é submetida a altas temperaturas. O fabricante não forneceu as propriedades mecânicas da liga e, na falta desta informação, foram consideradas nas análises numéricas 110 GPa para o módulo de elasticidade e 0,33 para o coeficiente de Poisson.

2.6- Análise numérica, elementos finitos e uso de miniplacas

Vários autores têm relatado a precisão da análise por elementos finitos para descrever o comportamento biomecânico de corpos-de-prova ósseos. Muitos deles têm encontrado boas correlações entre este método e medidas *in vitro* em corpos-de-prova ósseos.

Fütterling et al. (1998) apresentam um procedimento automático para gerar um modelo tridimensional em elementos finitos de uma mandíbula de um paciente com implantes inseridos. A reconstrução da geometria, bem como a modelagem das propriedades dos materiais para diferentes tipos de ossos na face, foram baseadas em valores de densidade de dados de uma tomografia computadorizada (CT), uma técnica que substitui a modelagem geométrica de estrutura interna do osso e torna possível realizar o processo de geração do modelo de uma forma automática. Este modelo geométrico foi convertido em elementos finitos usando malha tetraédrica em um formato importado para o software PATRAN®. A malha foi gerada de maneira que esta foi mais refinada na área de interesse da análise e mais grosseira nas outras áreas da mandíbula. Embora para os autores o material do osso cortical seja ortotrópico, este foi simplificado e considerado homogêneo, isotrópico e linearmente elástico. Foram aplicadas duas forças de 80N nos implantes e dez forças musculares de 30 N nos locais dos músculos tanto na região angular quanto no ramo inferior. Os elementos na região da união têmporo-mandibular foram considerados fixos. A análise em elementos finitos mostrou que os métodos escolhidos para a segmentação, a reconstrução da forma do osso e as propriedades dos materiais podem ser automatizadas para que haja um mínimo de interação do usuário que resulta modelos em elementos finitos de alta qualidade.

Tams et al. (1999) avaliaram numericamente um modelo tridimensional de mandíbula com um sistema formado por miniplacas bioabsorvíveis verificando se são suficientes para fixar internamente fraturas mandibulares. Para isso, os autores simularam várias configurações com diferentes tipos de miniplacas, com ou sem contato, para comparar os valores da estabilidade para as diferentes condições. O deslocamento máximo permitido foi de 150 μm (este valor é considerado entre 100 e 150 μm) e a máxima deformação da miniplaca foi considerada como a deformação de escoamento do material bioabsorvível e do titânio. Os autores concluíram que em fraturas, sem considerar o contato entre os segmentos ósseos, todas as fixações com miniplacas resultam em uma movimentação destas e deformação da miniplaca maiores que os valores limites estabelecidos, exceto quando a fratura na região da sínfise foi fixada com duas miniplacas de material bioabsorvível. Quando foi considerado o contato entre as superfícies ósseas, tanto a movimentação da fratura quanto a deformação da miniplaca reduziram significativamente. Para fraturas na região angular da mandíbula com contato, todas as fixações com miniplacas bioabsorvíveis resultaram em movimentação da fratura acima do limite estabelecido, enquanto a fixação por miniplacas de titânio apresentaram movimentação abaixo do limite de 150 μm . Tanto para a região angular quanto para a região da sínfise, quando se considerou o contato, somente a fixação com miniplacas bioabsorvíveis resultou em mobilidade da fratura abaixo do limite estabelecido. Os autores consideraram forças de mastigação no

valor médio de 100 N, sendo esta a força que um paciente é capaz de suportar no período pós-operatório.

Maurer; Holweg; Schubert (1999) desenvolveram um modelo tridimensional em elementos finitos da mandíbula com 17.905 elementos e 4.052 nós para simular e estudar os carregamentos biomecânicos em parafusos da osteotomia no ramo sagital da mandíbula. Adotaram duas configurações com três parafusos de diâmetros diferentes (2 e 1,5 mm) sendo uma triangular e uma linear oblíqua. A primeira configuração foi mais estável que a segunda, confirmando os resultados da literatura. Miniparafusos de 2 mm de diâmetro são suficientes para garantir a estabilidade da fixação nos primeiros dias após a cirurgia no ramo sagital da mandíbula. Mesmo parafusos com 1,5 mm de diâmetro resistem a forças de até 89,5 N. Os autores concluíram que a análise por elementos finitos é adequada para avaliar questões de interesse clínico. Ela pode substituir modelos mecânicos e os resultados podem ser comparados com aqueles da literatura internacional.

Choi et al. (1999) compararam experimentalmente a estabilidade biomecânica de quatro técnicas diferentes de fixar fraturas na região do côndilo por meio de miniplacas a fim de estabelecer qual sistema de fixação é mais resistente ao receber as forças de mastigação. Foram utilizadas mandíbulas de cadáveres humanos, osteotomizadas e fixadas com uma miniplaca, uma miniplaca de compressão, uma miniplaca mais espessa, com 2,4 mm de espessura e com duas miniplacas, sendo que tanto as miniplacas quanto os parafusos eram de liga de titânio. A Fig. 2.14 mostra as configurações de fixação utilizadas pelos autores. Em todos os casos se utilizaram miniplacas com quatro furos e parafusos de 6 mm de comprimento. Os resultados mostraram que o sistema com duas miniplacas fixadas nas regiões posterior e anterior do côndilo foi mais estável do que quando se utilizou apenas uma miniplaca em qualquer das três configurações analisadas.

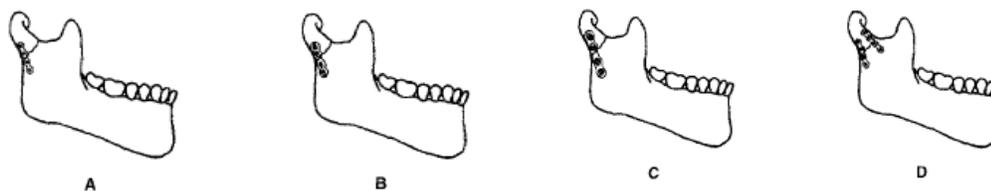


Figura 2.14- Configurações de fixação por miniplacas na região do côndilo avaliadas por Choi et al. (1999).

Os autores indicam este tipo de sistema, em casos de fratura no côndilo, garante uma mobilidade e estabilidade nos primeiros períodos em que ocorreu a fratura e que os outros sistemas de fixação testados por estes autores não oferecem nenhuma vantagem em termos de resistência, em relação àquele com duas miniplacas.

Vollmer et al. (2000) investigaram a deformação mandibular sob ação de forças em um conjunto experimental e compararam os resultados obtidos da análise experimental com aqueles determinados da análise por elementos finitos. No trabalho experimental foram utilizadas cinco mandíbulas humanas e as deformações foram medidas por meio de extensômetros colados em diferentes posições na superfície destas mandíbulas. Foi gerado um modelo tridimensional de uma destas mandíbulas e foram comparados os resultados experimentais e numéricos. Os autores encontraram uma boa correlação entre as medidas *in vitro* e a modelagem numérica. O sistema de força utilizado experimentalmente foi simulado nos cálculos em elementos finitos. O modelo de elementos finitos com 11.500 nós e 7.100 elementos cúbicos foi utilizado para avaliar os aspectos biomecânicos relativos à transferência de carga, distribuição de tensões e deslocamentos e concluíram que o procedimento de geração do modelo numérico é válido e preciso, sendo um método não invasivo para medição de parâmetros diferentes do complexo comportamento biomecânico que envolve mandíbulas humanas. Os autores afirmam que a validação do modelo numérico só é aceitável se for acompanhada de resultados medidos e observados experimentalmente. Vollmer et al. (2000) alertam que os pontos fracos da modelagem numérica incluem a falta de informação dos dentes, a falta de detalhamento e conhecimento relativos às propriedades dos materiais, principalmente do osso trabecular, as incertezas com relação à maneira correta de distribuição dos carregamentos oriundos dos músculos e a dificuldade em saber as condições de contorno na região dos côndilos.

Feller et al. (2002) avaliaram experimentalmente a estabilidade de 60 modelos em acrílico, com três combinações diferentes de miniplacas e microplacas aplicando carregamentos vertical e de torção. As miniplacas e microplacas utilizadas tinham quatro furos preenchidos com parafusos de 2 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento. A Fig. 2.15 mostra as configurações analisadas pelos autores. A primeira configuração suportou uma força máxima de 225 N, a segunda 267 N e terceira 470 N. Portanto, a configuração com uma miniplaca foi a menos estável e última a mais estável. Os autores afirmam que forças de mastigação de 200 N só acontecem ao paciente três meses depois da osteossíntese, tempo que o corte está completamente consolidado. Em função desta informação, eles consideram que a configuração com uma miniplaca e uma microplaca seja suficiente para resistir às forças no período pós-operatório.



Figura 2.15- Configurações analisadas por Feller et al. (2002) com uma miniplaca, uma miniplaca e uma microplaca e duas miniplacas.

Maurer et al. (2002) analisaram a estabilidade da osteotomia localizada no ramo bilateral sagital da mandíbula usando quatro parafusos absorvíveis empregados usualmente na clínica médica. A distribuição das tensões, tanto nos parafusos bicorticais como no osso adjacente da mandíbula gerada computacionalmente, foi medida em um modelo tridimensional calculado por meio de elementos finitos. Estas tensões foram medidas para forças de mastigação de 132 N, 117 N, 115 N e 46,4 N e concluíram que para estes valores, todos os parafusos foram suficientemente estáveis no ponto da osteotomia. Para os autores, a análise em elementos finitos é um método aproximado de representação tanto de deformação quanto e de distribuição tridimensional de tensões em corpos que estão expostos a qualquer tipo de tensões. A precisão dos resultados depende do nível de detalhamento do modelo. À medida que a densidade da malha aumenta, o tempo de cálculo computacional também aumenta, o que usualmente pode comprometer o tempo levado para a solução e os benefícios esperados modelo.

Bernakiewicz e Viceconti (2002) avaliaram que em um modelo de elementos finitos com atrito e grande escorregamento se faz necessária a definição dos parâmetros do contato necessários na análise, tais como, tolerância e norma de convergência, monitoramento da penetração, fatores de relaxamento, entre outros. Todos estes parâmetros não têm significado físico, e, portanto, não podem ser medidos experimentalmente, sendo a sua definição complexa para quem trabalha com este tipo de análise. Foi avaliada numericamente a sensibilidade de vários parâmetros que governam a qualidade dos resultados considerando contato mecânico. Os dois parâmetros que apresentaram grande influência na precisão dos resultados foram a rigidez de contato e a tolerância na convergência. Os autores avaliam como sendo de extrema importância a consideração destes dois fatores na avaliação de qualquer modelo numérico. Para isso, os autores utilizaram um modelo em elementos finitos de um implante, considerando o contato com atrito e tentaram avaliar a influência destes parâmetros

não físicos por meio de considerações puramente numéricas. No modelo utilizado pelos autores, utilizando o método da Penalidade, a convergência ocorreu para valores da rigidez de contato entre 30 e 1.800N/mm e para a tolerância de convergência os limites foram de 0,05% a 7,5%.

Maurer; Knoll; Schuber (2003) empregaram o método dos elementos finitos para comparar a estabilidade de dois tipos diferentes de fixações: uma com configuração triangular de parafusos com 2 mm de diâmetro e a outra com miniplacas de 2 mm de espessura, ambos de titânio. O modelo tridimensional da mandíbula, produzido no *software* Ansys®, tinha 19.854 elementos e 4.285 nós, considerado homogêneo, isotrópico e os parafusos estavam firmemente conectados à superfície através da osteossíntese e, portanto, sujeitos a movimentos de flexão. Os resultados mostraram que a configuração triangular foi capaz de resistir a uma força de mastigação de 167,5 N, enquanto a miniplaca com parafusos foi capaz de resistir 124,6 N de força. Estes resultados foram comparados e confirmados com trabalhos clínicos feitos anteriormente pelos autores. Logo, estes estudos puderam confirmar o potencial do MEF em avaliar o comportamento biomecânico de fixações mandibulares, já que este, além de apresentar resultados semelhantes, economiza tempo e material em experimentos *in vitro*.

Feller et al. (2003) determinaram forças resistivas para diferentes miniplacas usadas para fixação na região molar da mandíbula empregadas em fraturas por meio de uma análise numérica em elementos finitos e também determinaram se as miniplacas são suficientemente estáveis para a região mandibular angular, já que esta é a região onde acontecem mais fraturas. Os autores afirmam que, para prevenir algum dano às raízes dos dentes e também o nervo alveolar, é preciso usar parafusos monocorticais e também que a necessidade de se utilizar uma segunda miniplaca para fixação na borda inferior da região angular da mandíbula é uma situação ainda recente, já que estudos mostram que ela aumenta a estabilidade e impede o desenvolvimento de deslocamentos na fase pós-operatória. As medidas e posições dos músculos de mastigação do modelo de elementos finitos foram determinadas em 20 mandíbulas humanas pertencentes ao centro de pesquisa. As propriedades dos materiais foram retiradas da literatura. Esses estudos indicam que as forças de mastigação na região adjacente à fratura ou corte, produzem as maiores distrações e torções na osteossíntese do osso e que estas forças são 30% menores que as máximas forças de mastigação num período de até seis semanas após a fixação devido à proteção neuromuscular. Concluíram que uma miniplaca é suficientemente estável para reduzir as forças de mastigação na maioria dos casos e que levam a menores complicações no período pós-operatório, de acordo com dados levantados em pacientes analisados clinicamente. Para aqueles com fraturas complicadas, recomenda-se uma miniplaca mais espessa.

Fernández et al. (2003) construíram um modelo tridimensional em elementos finitos de uma mandíbula humana fraturada na região da sínfise, fixada com uma ou duas miniplacas, para simular e estudar as forças biomecânicas e a distribuição do campo de tensões no local da fratura. Foi feita uma investigação experimental das propriedades mecânicas dos materiais. Por meio do modelo em elementos finitos foram simuladas as condições clínicas pós-operatórias. O material foi considerado como isotrópico, elástico e linear. Para as propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular, os autores adotaram para o módulo de elasticidade 13.700 e 7.930 MPa, respectivamente, e coeficiente de Poisson de 0,3 para os dois tipos de ossos. A liga de titânio utilizada tinha módulo de elasticidade igual a 115 GPa e coeficiente de Poisson de 0,34. As miniplacas foram fixadas ao osso por meio de dois parafusos, cujos volumes não foram considerados no modelo, sendo colocada apenas uma pequena área em contato com o osso. Entre as partes osteotomizadas e entre as superfícies da miniplaca e osso foi considerado contato sem atrito. Os autores justificam a falta de atrito já que as partes não estão justapostas e as superfícies das miniplacas e fraturas são geralmente lisas. Utilizando uma miniplaca com dois parafusos para fixação, os autores determinaram uma tensão de von Mises de 7,845 MPa na miniplaca, onde ocorreram as maiores tensões. Utilizando duas miniplacas, os valores das tensões máximas foram menores (6,40 MPa). As miniplacas foram posicionadas, uma na região inferior e a outra imediatamente abaixo das raízes dos dentes (acima do nervo dental inferior), para neutralizar a ação das forças torcionais. Ao considerar o período pós-operatório, em que já ocorreu a osseointegração entre parafusos e osso, as tensões com uma e duas miniplacas foram quase 50% menores que no caso anterior tanto para uma como para duas miniplacas, e novamente as tensões para uma miniplaca foram maiores do que quando utilizou duas miniplacas.

Dolanmaz et al. (2004) utilizaram mandíbulas de carneiro para comparar experimentalmente a estabilidade da fixação feita com miniplaca com quatro parafusos de titânio e miniplacas com parafusos absorvíveis. Os autores aplicaram forças de 0 a 140 N nos corpos-de-prova e os deslocamentos foram medidos a cada incremento de 10 N de força para comparar os dois sistemas. Os resultados, com significância de 5%, mostraram não haver diferença nos deslocamentos para cargas no intervalo de 0 a 50 N, ou seja, os parafusos absorvíveis são suficientes para garantir a estabilidade da fixação dos fragmentos ósseos nos primeiros dias do período pós-operatório, quando as forças de mastigação são ainda de pequenas intensidades.

Gallas Torreira e Fernández (2004) desenvolveram um modelo tridimensional em elementos finitos para analisar e simular o comportamento biomecânico em duas situações de traumas na região da sínfise e na região dos molares sujeitas a forças de impacto. A malha do

modelo da mandíbula real continha 30.119 elementos tetraédricos e 7.073 nós. Por meio da análise computacional, foram determinadas as tensões de von Mises para as duas situações. As propriedades mecânicas, módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e densidade da mandíbula foram retiradas da literatura. O material foi considerado homogêneo, elástico e linear. O estudo dos autores serviu para mostrar que o método dos elementos finitos ajuda no entendimento do complexo comportamento biomecânico da mandíbula humana.

Choi et al. (2005) fizeram um estudo para avaliar a estabilidade biomecânica de várias técnicas de fixação por miniplacas em corpos-de-prova retirados de costelas bovinas com vários graus de atrofia para determinar a técnica de fixação ótima para fraturas de mandíbulas edêntulas atrofiadas. Os segmentos ósseos atrofiados tinham alturas de 10, 15 e 20 mm e um não atrofiado de altura de 40 mm foi usado como padrão. Setenta e oito corpos-de-prova foram divididos em 13 grupos de seis cada: um grupo sem atrofia e 12 grupos atrofiados. As configurações analisadas pelos autores estão representadas na Fig. 2.16. Todas as miniplacas e parafusos usados eram de titânio com diâmetros de 2 mm e comprimento de 5 mm. As miniplacas tinham espessura de 1 mm. O estudo mostrou que uma miniplaca em costelas atrofiadas, de 10 a 20 mm, dá uma estabilidade menor que uma miniplaca com 40 mm de altura, enquanto que fixações com duas miniplacas dão maior estabilidade, mesmo em costelas severamente atrofiadas. Eles afirmaram que, para compensar a falta de osso, duas miniplacas devem ser utilizadas. Alguns autores citados por Choi et al. (2005) afirmam que o aumento da estabilidade na fixação de miniplacas é obtida pelo aumento do número de parafusos para um máximo de três parafusos por segmento quando se usa miniplacas. Choi et al. (2005) concluíram que a estabilidade alcançada por duas miniplacas, com quatro ou seis parafusos foi duas vezes maior que aquela alcançada com uma miniplaca, mesmo em costelas severamente atrofiadas. Aumentando o número de parafusos de dois para três por segmento tanto para uma quanto para duas miniplacas o resultado é um aumento desprezível na estabilidade. Levando-se em consideração que o uso de duas miniplacas com seis parafusos é um procedimento mais traumático para o paciente que duas miniplacas com quatro parafusos, os autores sugerem o uso desta última configuração em casos de mandíbulas fraturadas atrofiadas edêntulas.

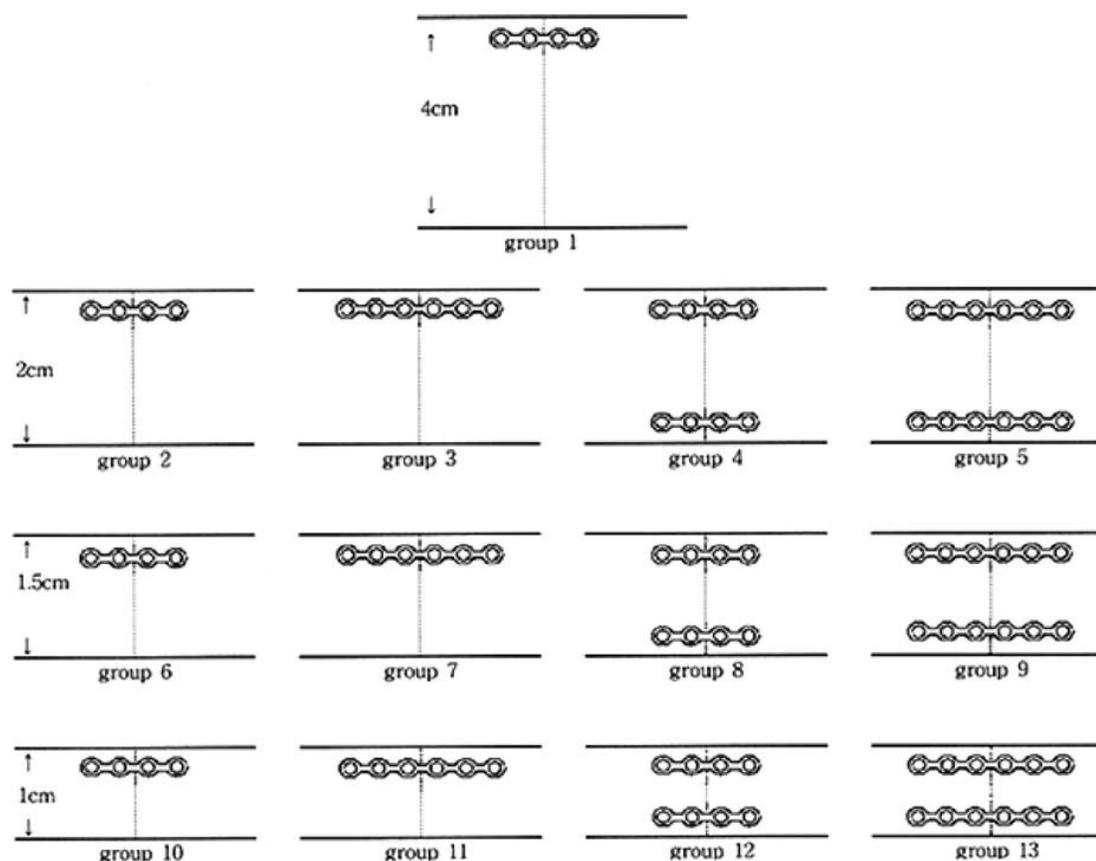


Figura 2.16- Configurações analisadas por Choi et al. (2005).

Erkemen et al. (2005a, 2005b) fizeram dois trabalhos usando a análise tridimensional em elementos finitos para comparar a estabilidade biomecânica no ramo bilateral sagital fixado por parafusos com configuração linear ou triangular, com miniplacas duplas ou oblíquas com parafusos monocorticais após a osteotomia. Foram criados modelos tridimensionais contendo 122.717 elementos e 25.048 nós. O osso cortical com espessura de 2 mm foi definido em torno da porção trabecular. Como os autores não tinham informações precisas sobre as propriedades orgânicas do material, as estruturas dos ossos foram consideradas como isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. Em um dos trabalhos (ERKEMEN et al., 2005a) foram aplicadas forças verticais de 600 N e no outro (ERKEMEN et al., 2005b) foram aplicadas forças verticais de 500 N nos locais dos dentes molares e pré-molares simulando as forças de mastigação. O côndilo foi fixado nas três direções para representar a força de reação na união temporomandibular. O *software* MSC Marc foi utilizado para calcular os campos de tensões de von Mises em ambos os segmentos e nos locais de fixação. Foram consideradas

também forças normais de contato nas linhas da superfície de corte do osso. Os autores concluíram que no primeiro estudo a configuração com parafusos em distribuição triangular e miniplacas duplas conduzem a uma melhor estabilidade e menores tensões mecânicas perto do local da osteotomia que a configuração com parafusos lineares e com miniplacas oblíquas nos dois trabalhos. Já no segundo estudo, os autores concluíram que posicionando os parafusos numa configuração triangular garante-se uma maior e mais eficiente estabilidade mecânica com relação a qualquer movimento do que nas outras três configurações já citadas. Os autores mostraram que não é necessário usar parafusos maiores que 7 mm e nem com mais de 2 mm de diâmetro para osteossíntese na mandíbula. Os autores mostraram que a deformação média permanente e a máxima carga atingida com seis furos foram maiores que aquela com miniplacas simples com quatro furos.

Erkmen et al. (2005a) acreditam que como a função biomecânica dos sistemas de fixação rígida depende clinicamente da interação entre os três componentes (miniplaca, osso e parafusos), o sistema necessita de uma adaptação perfeita da miniplaca ao osso adjacente. O sistema de fixação com parafusos e miniplacas, com sua geometria e material, bem como as propriedades do osso (resistência e espessura), influenciam os resultados da resistência global do conjunto placa-parafuso-osso em resistir às forças. Os resultados dos estudos feitos por alguns autores citados por Erkmen et al. (2005a) mostraram que o diâmetro e o comprimento dos parafusos são fatores que estabelecem a estabilidade da fixação, se o osso é suficientemente denso.

Chuong et al. (2005) fizeram simulação numérica usando o Método dos Elementos Finitos para comparar as características mecânicas de uma mandíbula depois de segmentada bilateralmente no ramo sagital usando duas técnicas de estabilização diferentes para a osteotomia. A primeira técnica usou três parafusos bicorticais e a segunda técnica usou uma placa curva de titânio com quatro parafusos monocorticais. Foram aplicados cinco casos diferentes de carregamentos, tendo a mandíbula restrição de movimentos nos nós têmporo-mandibular. Para avaliar a eficiência das duas técnicas, observaram-se três aspectos:

- a- as deflexões resultantes no dente incisivo central;
- b- as tensões mecânicas desenvolvidas no osso próximo à região de estabilização dos implantes;
- c- as tensões mecânicas desenvolvidas nos sistemas parafuso/placa.

A primeira técnica teve menor deflexão no incisivo central para todos os carregamentos, sugerindo uma estabilidade mecânica maior. Esta técnica apresentou menores tensões mecânicas no osso e nos parafusos implantados, enquanto a segunda técnica apresentou os

maiores valores em todos os casos. Logo, a primeira técnica, com três parafusos na forma de L invertido, parece oferecer maior eficiência na transmissão de forças em uma mandíbula. As maiores tensões nos parafusos aconteceram na seção média, a qual coincide com a interface de separação da mandíbula. Porém, as tensões nos parafusos foram bem menores que aquelas desenvolvidas na placa.

Trivellato e Passeri (2006) avaliaram experimentalmente a resistência a forças de fixações por meio de miniplacas de titânio em costelas bovinas segmentadas, variando o número, a dimensão e a posição das miniplacas e parafusos. As miniplacas possuíam quatro e seis furos e os parafusos tinham comprimentos de 6 e 12 mm confeccionados de liga de titânio e vanádio. Foram testados sete grupos com diferentes configurações variando o tamanho, quantidade e posição de miniplacas, bem como a quantidade e tamanho de parafusos. A Fig. 2.17 mostra esquematicamente o aparato experimental, a forma de fixação e de carregamento para uma configuração testada. Os autores concluíram que duas miniplacas posicionadas na borda inferior e superior do corpo-de-prova para a condição de carregamento analisada resistem a uma força maior que a fixação com apenas uma miniplaca posicionada na borda inferior ou superior do corpo-de-prova.

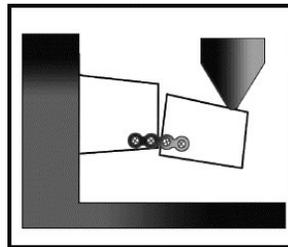


Figura 2.17- Fixação testada por Trivellato e Passeri (2005)

Ichim; Swain; Kieser (2006) avaliaram se o queixo humano pode ou não ser indicado como um apoio externo das tensões biomecânicas durante a mastigação, isto é, se ele pode diminuir as tensões principais ou maximizar a rigidez para carregamentos de flexão ou torção. Usando a análise tridimensional em elementos finitos, primeiramente os autores avaliaram três formas diferentes de seções na região da sínfise mandibular, e em segundo lugar, os autores avaliaram a resposta estrutural no modelo mandibular reconstruído por meio de uma tomografia computadorizada de um modelo real de mandíbula humana. Os resultados mostraram que sob um conjunto diferente de parâmetros, dados para cada uma destas formas, não dão nenhuma indicação positiva de que uma forma apresenta vantagens biomecânicas sobre outra.

Ziebowicz e Marciniak (2006) fizeram um estudo experimental utilizando interferometria holográfica para se fazer a melhor escolha entre os biomateriais metálicos (liga de aço e titânio) para implantes aplicados em cirurgias maxilofaciais. Os autores fizeram numericamente uma comparação com o modelo experimental por meio de um modelo tridimensional em elementos finitos para simular o comportamento, em termos de deslocamentos e tensões de escoamento, na região do côndilo fraturado após fixação com miniplacas. Os autores afirmaram que a análise biomecânica confirmou que a estabilidade feita com aço apresenta uma rigidez melhor que a feita com titânio. Diferenças mínimas em algumas características geométricas da miniplaca resultam em diferenças nas suas propriedades mecânicas, em particular nas miniplacas de titânio, que possuem menor resistência e módulo de elasticidade com uma espessura e largura um pouco maior. No método experimental foram criadas duas mandíbulas idênticas de resina epóxi, imitando uma mandíbula humana real para medir os valores de deslocamentos e deformações nos ossos fragmentados. A fratura na região do côndilo foi unida por duas miniplacas, uma com quatro e outra com seis parafusos. No primeiro modelo foram usadas miniplacas de aço e no segundo miniplacas de titânio. O método numérico foi usado para medir as tensões e deformações nas miniplacas na região dos ossos fragmentados. Foi usado o *software* Ansys, com a malha em elementos SOLID95 em que foram aplicadas as mesmas forças do método experimental. Todos os graus de liberdade foram impedidos nos nós na vizinhança do côndilo direito e foram permitidos deslocamentos menores que 1 mm nos ossos fragmentados. As propriedades dos materiais consideradas foram: $E = 210 \text{ GPa}$ e $\nu = 0,30$ para o aço e $E = 105 \text{ GPa}$ e $\nu = 0,34$ para o titânio. Os autores concluíram, pela análise numérica, que as máximas tensões não excederam a tensão de escoamento do biomaterial metálico utilizado nas miniplacas, que os deslocamentos nos fragmentos ósseos não ultrapassaram o limite de 1 mm e que os deslocamentos medidos com a fixação em aço são menores que aqueles medidos com fixação em titânio. Para os autores, duas miniplacas garantem uma estabilização dos fragmentos ósseos.

Knoll; Gaida; Maurer (2006) avaliaram as tensões mecânicas em miniplacas de reconstrução e na interface de miniplacas/parafusos/osso usados como ponte no ramo angular da mandíbula por meio de análise em elementos finitos. A influência da geometria da placa bem como a configuração e o diâmetro dos parafusos na distribuição das tensões mecânicas foram determinadas ao mesmo tempo e foram usados como base para o desenvolvimento de da otimização do projeto de placas de reconstrução. Os autores concluíram que para miniplaca de reconstrução padrão, o resultado da análise em elementos finitos revelou tensões resultantes de carregamentos funcionais simulados as quais excedem bastante as resistências dos componentes. As possíveis consequências clínicas poderiam ser fraturas por fadiga da placa, perda gradual dos parafusos e perda óssea. As tensões podem ser reduzidas à metade

por meio do aumento do diâmetro dos parafusos em 1,5 vezes. Maximizando a interface entre o osso e a miniplaca de reconstrução tem um efeito favorável. Como consequência da grande interface e a configuração triangular ou quadrada dos parafusos, as tensões podem ser substancialmente reduzidas, a miniplaca pode ser mais fina e, portanto, melhor adaptada à mandíbula. É apropriado remover material das zonas de baixas tensões otimizando a miniplaca sem prejudicar a estabilidade da miniplaca, de modo que as tensões mecânicas novamente se aproximem nos níveis críticos. Como resultado preliminar do estudo, os autores recomendam miniplaca de reconstrução em áreas sujeitas a menores tensões mecânicas.

Kimura et al. (2006) fizeram um estudo com o objetivo de determinar a fixação mais estável para fraturas na sínfise mandibular comparando as características mecânicas dos modelos fixados em diferentes posições com diferentes posições de miniplacas. As fraturas foram geradas em modelos tridimensionais em elementos finitos e foram fixadas com uma miniplaca simples, duas miniplacas paralelas ou com duas miniplacas perpendiculares, conforme Fig. 2.18. Os autores aplicaram uma força vertical de 300 N na região do molar esquerdo.

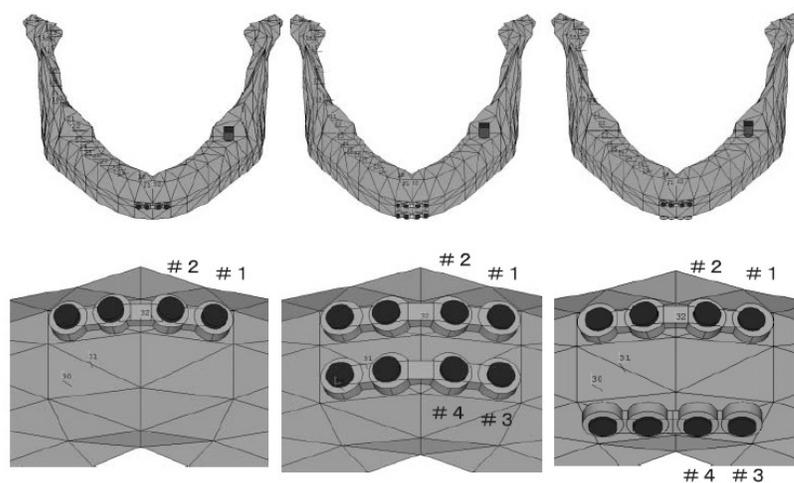


Figura 2.18- Três tipos de fixação utilizados por Kimura et al. (2006).

Teo et al. (2006) avaliaram as relações entre intensidade de imagens, microarquitetura do osso trabecular e as propriedades mecânicas de corpos-de-prova retirados de vértebras de suínos. Os autores mostraram que o osso da vértebra do suíno tem o menor módulo de elasticidade ($E = 229 \text{ MPa}$), porém este valor está próximo do módulo de elasticidade medido

no osso da vértebra humana ($E = 344 \text{ MPa}$). Já o limite de escoamento do osso trabecular humano é menor que aquele encontrado nos suínos.

Ichim; Kieser; Swain (2007) fizeram um estudo numérico com modelo tridimensional de uma mandíbula humana para avaliar a distribuição de deformações ao longo das superfícies bucal e lingual no corpo da mandíbula sob forças de mastigação. O modelo numérico foi feito em elementos tetraédricos sólidos de 10 nós, em que todos os contatos entre os componentes foram considerados como colados. A malha do modelo continha 130.259 elementos composta por alguns menores na superfície e outros maiores internamente, com transição automática entre eles. Este modelo numérico foi validado experimentalmente utilizando uma mandíbula desidratada nas mesmas condições de carregamento da análise numérica.

Zix; Lieger; Iizuka (2007) avaliaram *in vitro* um novo tipo de miniplacas tridimensionais para diminuir e fixar a abertura de fraturas mandibulares na região do côndilo em 20 pacientes (Fig. 2.19). Estes foram observados durante seis meses, sendo que os parâmetros observados foram: infecção, mecanismo de falha, problemas com a cicatrização da ferida e distúrbios do nervo alveolar inferior. Os autores concluíram que a nova forma de miniplaca 3D é suficiente para fixar fraturas simples mandibulares e uma boa alternativa às miniplacas convencionais. O sistema é contra-indicado em pacientes nos quais o contato ósseo interfragmentos é insuficiente e causa estabilidade menor da fratura.

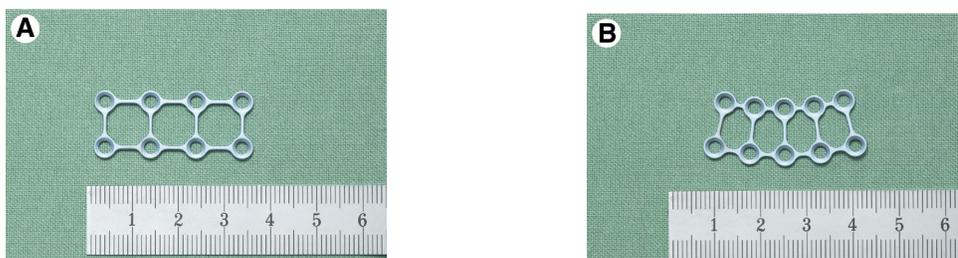


Figura 2.19- Miniplacas de fixação avaliadas em pacientes por Zix; Lieger; Iizuka (2007).

Madsen; McDaniel; Haug (2008) avaliaram e compararam experimentalmente o comportamento biomecânico de cinco métodos diferentes de fixação usados para reparar fraturas mandibulares na região da sínfise e parassínfise. A Fig. 2.20 mostra os cinco sistemas de fixação estudados pelos autores.

Os autores mediram as deformações mecânicas para forças de 0 a 900 N aplicadas na região dos dentes incisivos e molares. Também foram determinadas a carga/deslocamento de escoamento e a rigidez para estes dois carregamentos. Os autores concluíram que, embora

tenha estatisticamente havido diferenças entre cada método de fixação em suas capacidades de resistir às forças aplicadas, quando consideradas no contexto funcional, todos os sistemas encontraram as condições necessárias para resistir a estas forças. Quando se considerou o carregamento nos molares, a técnica de fixação da Fig. 2.20b se comportou de forma mais favorável que os outros sistemas analisados.

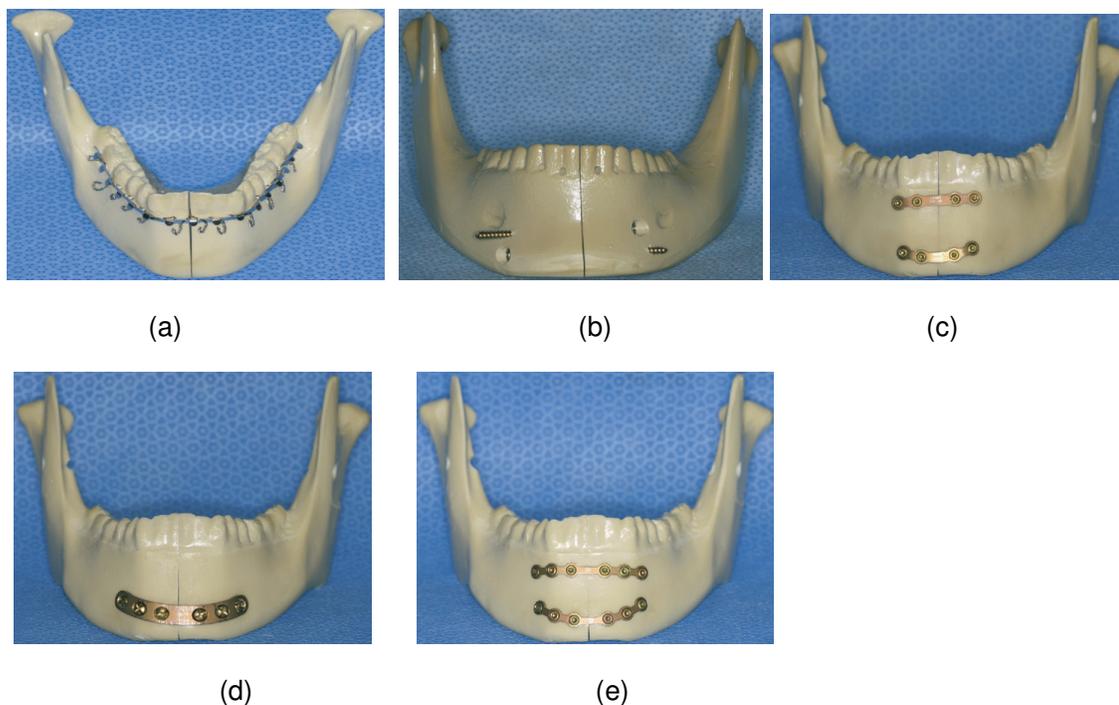


Figura 2.20- Sistemas de fixação estudados por Madsen; McDaniel; Haug (2008).

Farwell (2008), analisando diferentes técnicas de fixação na região da sínfise, entre elas a fixação por miniplacas e parafusos, afirma que a partir do momento em que as linhas ótimas de Champy para a osteossíntese foram estabelecidas, a fixação por miniplacas tornou um meio eficiente de fixar fraturas, garantindo uma maior estabilidade da união. O autor afirma que são necessários no mínimo dois parafusos em cada segmento ósseo para garantir a estabilidade da fixação, podendo chegar a três parafusos para casos de mandíbulas edêntulas ou no caso de fragmentação severa. A Fig. 2.21 mostra estas linhas e o posicionamento das miniplacas sobre elas.

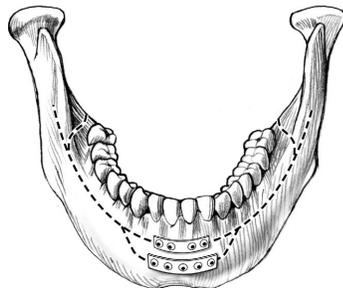


Figura 2.21 – As linhas de Champy mostram a ótima localização para posicionamento na fixação por miniplacas e parafusos. (FARWELL, 2008)

Araújo (2008) avaliou dois tipos de cortes na mandíbula, mediano e paramediano, usando diferentes conjuntos de fixação com miniplacas e dois métodos de análise: numérico e por fotoelasticidade. A avaliação numérica foi feita nos modelos simplificados em elementos finitos em que os cortes foram fixados com miniplacas, onde foram determinadas as melhores configurações através dos níveis de estabilidade e gradiente de tensões. Já no modelo fotoelástico da mandíbula humana, a fixação dos cortes foi feita por meio de fios, paralela e cruzada. Os níveis de tensão gerados em cada tipo de corte para cada modelo foram avaliados para se determinar os pontos críticos. Por meio do modelo numérico se observou que o número de parafusos não influencia a estabilidade quando se utiliza a mesma quantidade de miniplacas. Quando se utiliza apenas uma miniplaca, o corte mediano apresenta melhor estabilidade que o corte paramediano. Já com duas miniplacas, o corte paramediano apresenta estabilidade um pouco melhor que o corte mediano, sendo que a fixação com duas miniplacas e seis parafusos foi a que apresentou melhor estabilidade, apesar desta condição apresentar níveis de tensão maiores. Na fixação por fios, o corte paramediano se apresentou mais estável que o mediano. O autor recomenda a utilização de duas miniplacas e seis parafusos para restauração da forma e função mastigatória da mandíbula e maior rapidez na união dos segmentos ósseos da mandíbula, já que é um procedimento com menos furos, causando menos sofrimento e perda óssea ao paciente.

Lovald; Wagner; Baack (2009) projetaram e otimizaram uma placa de fixação para fraturas na região do corpo da mandíbula com o objetivo de garantir maior estabilidade da fixação com um mínimo de volume de material implantado além de uma menor intrusão ao paciente, sendo que esta miniplaca era específica para esta região da mandíbula. Para isto foi feito um modelo tridimensional em elementos finitos de uma mandíbula humana criado usando tomografia computadorizada, tendo sido inseridas no programa as propriedades do osso cortical, trabecular e dos dentes. O desempenho da miniplaca otimizada foi comparado com o

de miniplacas comuns (utilizadas para fixação) em termos de tensões e deformações. Considerando o desempenho mecânico, a nova miniplaca, denominada de Interflex II, é da mesma classe das miniplacas comuns, mas com um volume de material 55% menor. A Fig. 2. 22 mostra a miniplaca projetada pelos autores.

A malha do modelo tridimensional de Lovald; Wagner; Baack (2009) possuía 47.525 elementos sólidos tetraédricos e 72.899 nós. A mandíbula foi impedida de movimentar em todas as direções na região do côndilo. Os parafusos de fixação foram simulados como cilindros sólidos de diâmetro 2,3 mm sendo inseridos e perfeitamente colados ao longo da superfície de contato com o osso.

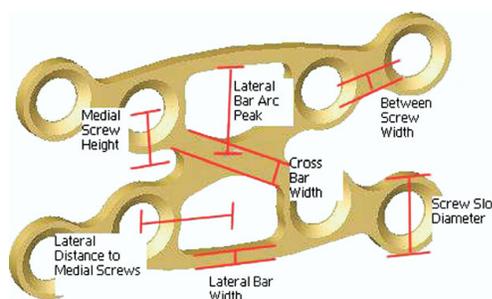


Figura 2.22- Diagrama da miniplaca Interflex II mostrando os parâmetros de projeto criados por Lovald; Wagner; Baack (2009)

Sugiura et al. (2009) investigaram o comportamento biomecânico da osteosíntese por miniplacas em fraturas de mandíbulas de edêntulos com vários graus de atrofia por meio de análise em elementos finitos. Para isso foram criados vários modelos em elementos finitos sólidos hexaédricos com oito nós para simular diversas mandíbulas edêntulas, com alturas de 20, 15 e 10 mm e uma de 30 mm representando uma mandíbula não atrofiada. Os modelos tinham entre 4.713 a 4.993 elementos e 6.789 a 7.255 nós. O comportamento do material dos modelos foi considerado homogêneo, isotrópico e linearmente elástico com módulo de elasticidade de 14, 1,5 e 110 GPa para osso cortical, trabecular e alumínio, respectivamente, e coeficiente de Poisson de 0,3 para os três materiais. A Fig. 2.23 mostra as configurações de miniplacas utilizadas nos modelos analisados por Sugiura et al. (2009).

Foi simulada uma fratura na região pré-molar das mandíbulas fixadas por meio de uma ou duas miniplacas com quatro parafusos de 7 mm de comprimento e o contato entre os fragmentos ósseos foi considerado em alguns modelos e em outros não. A rosca dos parafusos não foi modelada. Os autores analisaram o comportamento biomecânico dos modelos em

termos de tensões e deformações de compressão do osso no entorno dos parafusos, das tensões de von Mises nas miniplacas e o deslocamento interfragmentos. Os autores concluíram que não há diferenças significativas nos níveis de tensões de compressão na região óssea que contorna os parafusos para modelos com uma e duas miniplacas quando se considera o contato ósseo ao aplicar uma força concentrada de 62,8 N em um ponto da região anterior da mandíbula. Modelos com uma miniplaca sem contato ósseo apresentaram tensões de compressão maiores do que nos modelos com contato. O uso de duas miniplacas mostrou ter uma grande influência na redução das tensões de von Mises das miniplacas. Ocorreram grandes deslocamentos quando não se utilizou o contato ósseo, no entanto estes deslocamentos ainda estão dentro dos limites que não causam má união entre segmentos ósseos para todas as mandíbulas estudadas. Este limite, segundo os autores, é de no máximo 150 μm . Foram encontrados deslocamentos da ordem de 10 μm para duas miniplacas, com ou sem contato.

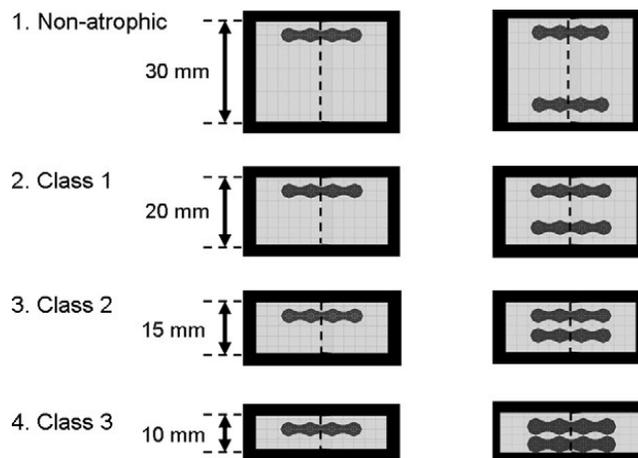


Figura 2.23- Diferentes modelos analisados por Sugiura et al. (2009).

Quando a altura da mandíbula diminuía, os deslocamentos também diminuía quando se utilizava uma miniplaca, com deslocamentos em torno de 65 μm . Para a mandíbula sem atrofia, foram encontrados os maiores deslocamentos interfragmentos, entre 123 e 134 μm , sem utilizar o contato. Para os autores, duas miniplacas podem ser consideradas como um bom método de fixação de fraturas na região pré-molar para mandíbulas atrofiadas do ponto de vista biomecânico. Para eles, a estabilidade correlaciona diretamente com o aumento da distância entre duas miniplacas.

Ji et al. (2010) avaliaram a distribuição e o efeito das tensões em miniplacas de titânio utilizadas no tratamento de fraturas mandibulares na região da sínfise em dois modelos tridimensionais em elementos finitos. O primeiro modelo foi fixado com uma miniplaca e o segundo com duas miniplacas. Foram aplicadas três condições de carregamento. Os níveis de tensões medidos nos dois modelos foram diferentes. Para o segundo modelo, os níveis de tensões da miniplaca inferior foram bem superiores aos medidos para a miniplaca superior e também aqueles medidos na miniplaca do primeiro modelo para todas as condições de carregamento. As regiões centrais das miniplacas foram as de maior concentração de tensões, porém, a sua distribuição variou dependendo do tipo de carregamento considerado. Os autores concluíram que a distribuição das tensões e seus valores variam tanto com o tipo e valor do carregamento adotado, bem como com a quantidade de miniplacas. Nos modelos numéricos, a malha foi gerada com elementos sólidos do tipo SOLID92 e o comportamento do osso da mandíbula considerado como isotrópico, linear e elástico, com módulo de elasticidade igual a 13.700 MPa e coeficiente de Poisson igual a 0,3 para o osso cortical e $E = 7.930$ MPa e $\nu = 0,3$ para osso trabecular. Os dentes foram considerados como parte da mandíbula, com as mesmas propriedades mecânicas. Não foi considerado contato entre as duas superfícies no corte mediano. Nas duas técnicas usadas para fixação, as miniplacas e parafusos foram considerados de titânio ($E = 115$ GPa e $\nu = 0,34$). Cada miniplaca foi fixada na mandíbula por quatro parafusos monocorticais. Na primeira técnica utilizou-se apenas uma miniplaca posicionada no meio da mandíbula e na segunda, utilizou-se duas miniplacas, uma posicionada logo abaixo das raízes dos dentes e acima do nervo dental e outra posicionada na borda inferior da mandíbula. Os parafusos foram considerados estando em perfeito contato com os ossos cortical e trabecular e também na miniplaca (sem atrito). Para as miniplacas assumiu-se que as mesmas não recebiam ou transmitiam qualquer força diretamente dos segmentos ósseos. As forças eram transferidas em cadeia do osso para o parafuso, deste para a miniplaca e retornavam para o osso via parafusos. Para impedir o movimento de corpo rígido, a região do topo dos côndilos foi fixada no espaço, não permitindo nenhum movimento de translação ou rotação. As análises não lineares foram feitas no programa Ansys®.

Yih et al. (2010) desenvolveram modelos tridimensionais em elementos finitos de uma mandíbula para avaliar respostas biomecânicas da osteotomia na região sagital fixadas por parafusos e também verificar a estabilidade por meio de seis configurações diferentes com dois ou três parafusos em diferentes posições, evitando danificar o nervo alveolar. A Fig. 2.24 mostra estas configurações.

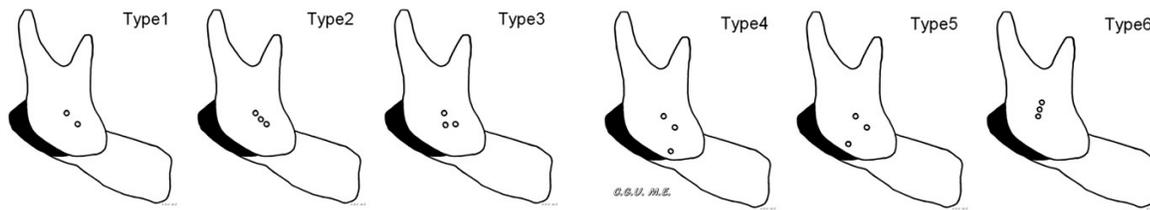


Figura 2.24- Seis configurações avaliadas por Yih et al. (2010).

Como resultado, os autores observaram que a configuração triangular do tipo 4 apresentou menores distribuições de tensões em torno dos parafusos e ossos que a do tipo 2, e, portanto, garante uma melhor estabilidade para fixar o ramo sagital da mandíbula. Os autores fizeram o teste de convergência na malha para garantir que o modelo numérico alcançasse a convergência dos resultados e que nenhum outro refinamento fosse necessário. A malha foi constituída de elementos sólidos (SOLID92) no programa Ansys, com um total de 353.626 elementos e 67.837 nós. O modelo foi restringido na região dos côndilos e uma força de 150 N foi aplicada no meio da mandíbula. Tanto o osso cortical ($E = 13,3 \text{ GPa}$ e $\nu = 0,224$) quanto o osso trabecular ($E = 1,33 \text{ GPa}$ e $\nu = 0,224$) e o titânio ($E = 117 \text{ GPa}$ e $\nu = 0,33$) foram considerados homogêneos, lineares e elásticos. As máximas tensões de von Mises consideradas foram de 610 MPa para miniplacas e parafusos e 85 MPa para a mandíbula humana.

Bohluli et al. (2010) testaram nove configurações diferentes de fixação em uma mandíbula osteotomizada no ramo sagital para se ter acesso às tensões biomecânicas e determinar a configuração que conduz a uma menor força no osso cortical nos pontos de fixação. Para isto, os autores geraram nove modelos tridimensionais em elementos finitos de uma mandíbula humana, inclusive com os dentes. A malha, gerada no programa Ansys, foi composta de com 343.000 nós e 236.800 elementos. Foram aplicados três carregamentos verticais na região posterior dos dentes nos valores de 75, 135 e 600N. A Fig. 2.25 mostra as nove configurações analisadas pelos autores. Os parafusos bicorticais tinham 11 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro e os monocorticais tinham 6 mm de comprimento e mesmo diâmetro dos bicorticais. A espessura da miniplaca era de 1,3 mm com dimensões de 5x25 mm, exceto para a miniplaca quadrada que tinha 20x20 mm. A análise em elementos finitos foi não linear (grandes deslocamentos e grandes deformações), considerando os materiais como homogêneos e isotrópicos. O coeficiente de Poisson do osso e das miniplacas e parafusos de titânio foi considerado como 0,30 e 0,33, respectivamente, e o módulo de elasticidade do osso e do titânio foi de 14,8 e 114 GPa, respectivamente. A cabeça do côndilo foi considerada engastada nos dois lados.

Os autores concluíram que a melhor configuração foi aquela com três parafusos posicionados na forma de um L invertido (tipo 5). Outras configurações também se apresentam adequadas a suportar tais carregamentos, porém as configurações com um parafuso por segmento e com miniplaca de dois furos não suportaram o carregamento de 600 N.

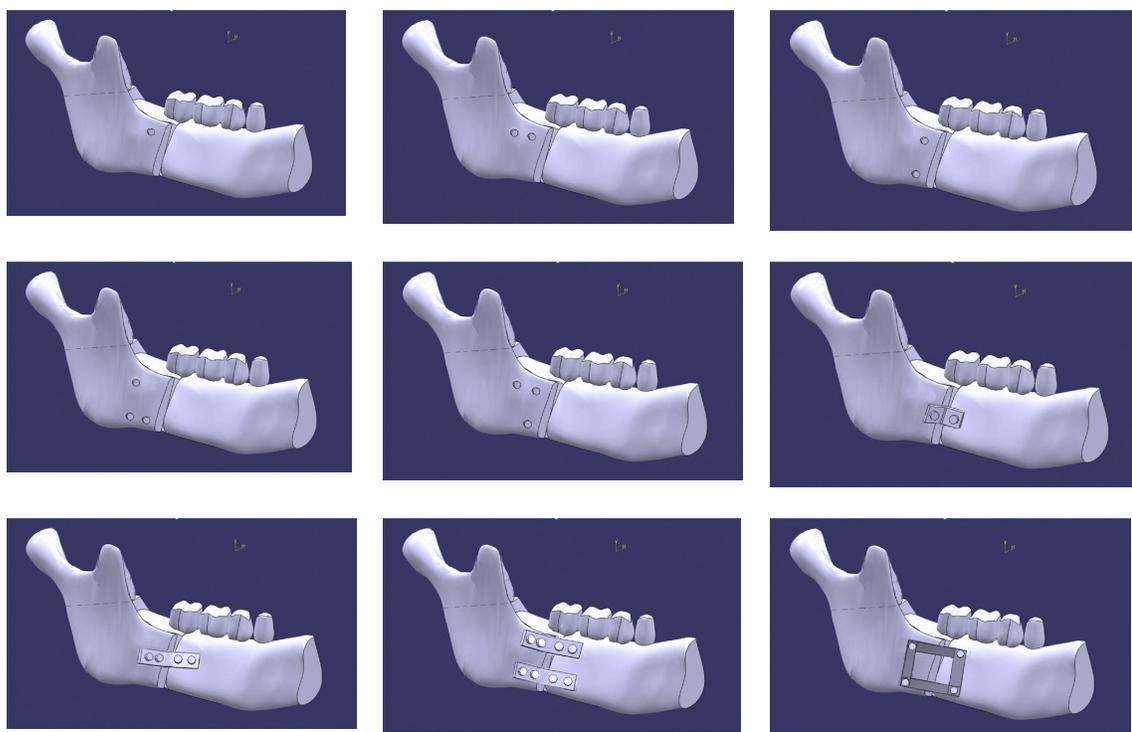


Figura 2.25- Configurações analisadas por Bohluli et al. (2010).

Wang et al. (2010) analisaram a distribuição de tensões na região da sínfise de uma mandíbula humana fixada com uma e duas miniplacas por meio da análise em elementos finitos de modelos tridimensionais, comparando os resultados com uma mandíbula sã. Estes resultados foram comparados em termos de tensões e forças de mordida sob duas condições diferentes de carregamento. Os autores concluíram que a distribuição de tensões nas mandíbulas fixadas com uma ou duas miniplacas é um pouco diferente daquela da mandíbula sem fratura. As máximas tensões ocorreram nos pontos de aplicação das forças. A distribuição de tensões e as forças de mordida na mandíbula com duas miniplacas estão mais próximas daquelas da mandíbula sã, sendo esta configuração recomendada pelos autores para o tratamento de mandíbulas fraturadas na região da sínfise para garantir a estabilidade da fixação. Os autores, além de considerarem dois tipos de forças na mordida, também consideraram nove vetores de deslocamentos representando os músculos da face. A malha do

modelo foi composta de 235.000 elementos do tipo SOLID92 e 375.000 nós. O modelo foi restringido na região dos côndilos, permitindo apenas o movimento de rotação. Tanto o osso cortical ($E = 13,7$ GPa e $\nu = 0,30$), quanto o osso trabecular ($E = 7,93$ GPa e $\nu = 0,30$) e o titânio ($E = 115$ GPa e $\nu = 0,34$) foram considerados homogêneos, lineares e elásticos. Os autores assumiram que as miniplacas estavam perfeitamente fixadas à superfície da mandíbula e que o contato entre elas era sem atrito. Também o contato entre miniplacas e parafusos foi considerado perfeito, sem escorregamento e sem nenhum espaçamento.

Ribeiro Júnior et al. (2010) avaliaram *in vitro* a estabilidade biomecânica de nove configurações de fixação em osteotomias na região do ramo sagital da mandíbula simulando forças de mastigação de compressão e usando o método dos três pontos. A força foi aplicada até atingir 3 mm de deslocamento vertical ou horizontal entre os segmentos das hemimandíbulas. A Fig. 2.26 mostra as nove configurações avaliadas pelos autores. Os modelos experimentais foram feitos de poliuretano. A análise estatística ($p < 0,01$) mostrou diferenças entre os grupos com duas miniplacas (G e H), uma miniplaca e um parafuso (C e D) e somente parafusos bicorticais (I), comparado com os grupos usando somente uma miniplaca com dois parafusos por segmento (A e B) e três parafusos por segmento (E e F).

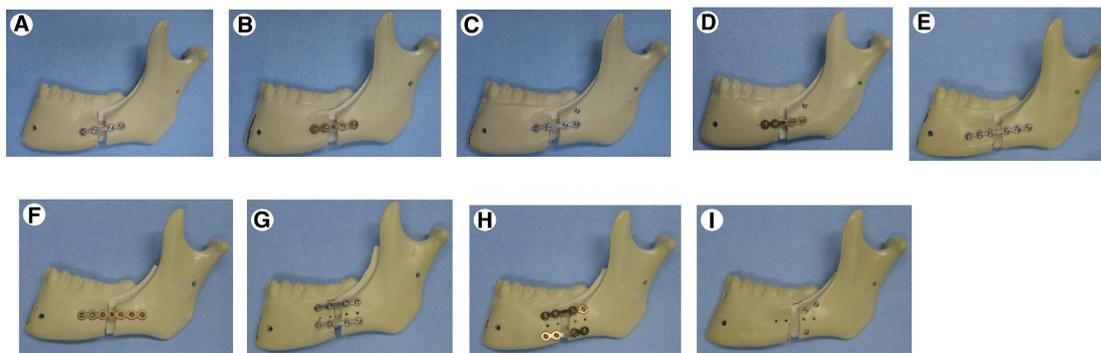


Figura 2.26- Configurações avaliadas por Ribeiro Junior et al. (2010).

Logo, os autores concluíram que a fixação por meio de parafusos bicorticais de 2 mm de diâmetro na região retromolar, associada ou não com miniplacas convencionais ou miniplacas de travamento com parafusos monocorticais, promovem uma melhor estabilidade dos segmentos ósseos. As miniplacas de travamento apresentaram um desempenho melhor na fixação óssea se comparada a todos os grupos.

Lovald et al. (2010) projetaram e otimizaram uma placa para fraturas ósseas na região da sínfise mandibular que dá uma maior estabilidade à fratura com o mínimo de material

implantado e menor intrusão ao paciente. Um modelo em elementos finitos de uma mandíbula fraturada foi criado por meio de tomografia computadorizada. As forças foram aplicadas nos dentes molares, canino e incisivo. O projeto de placa óssea incluiu uma rotina para otimização da forma e análise dos parâmetros de projeto empregados no modelo. O desempenho do modelo de placa otimizada foi comparado com miniplacas comumente utilizadas observando medidas das tensões e deformações. Comparando a nova placa (denominada de Interflex III) com uma configuração de miniplacas combinadas, a Interflex III com a mesma espessura e 14% de volume a mais implantado, teve apenas 55% da tensão da miniplaca e 25% a menos da deformação da fratura, quando sujeita às cargas aplicadas nos modelos. Comparando com um segundo tipo de combinação de miniplacas utilizadas, a Interflex III teve 88% da deformação da fratura e 74% da tensão da miniplaca, com um volume equivalente de 60% daquela das miniplacas combinadas. A Fig. 2.27 mostra as configurações de miniplacas comparadas com a Interflex III. Logo, os resultados demonstram que a nova placa otimizada é um sistema híbrido de fixação, com um pequeno perfil e mínimo volume implantado comparado às configurações de miniplacas testadas.

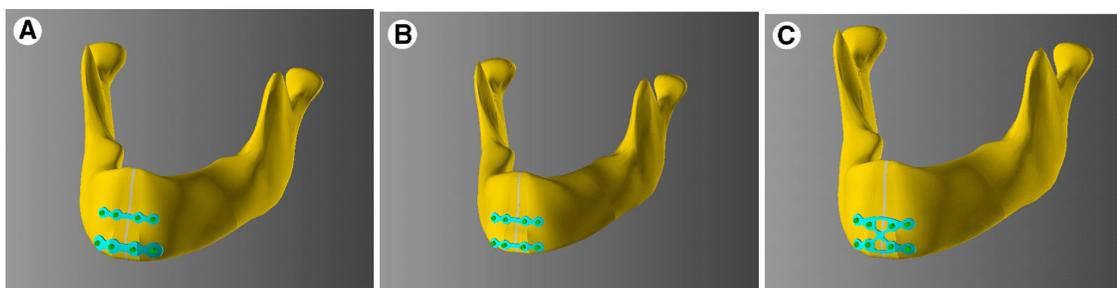


Figura 2.27 – Configurações de miniplacas (casos A e B) utilizadas para comparação com a placa Interflex III (caso C) (LOVALD et al., 2010).

Neste trabalho, a escolha de segmentos ósseos de porcos para a realização dos ensaios experimentais teve como objetivo uma maior uniformidade dos corpos-de-prova visando aproximar a fixação das miniplacas a uma estrutura óssea. Existe uma maior facilidade de obtenção dessa espécie em relação a cadáveres humanos pelo grande número de abates diários dessa espécie em frigoríficos da região de Uberlândia (MG). A região da mandíbula dos porcos estudada foi a região dos molares e pré-molares, sendo que foi descartada a região dos incisivos até os pré-molares e a região do ângulo da mandíbula do suíno.

CAPÍTULO III

MODELAGEM EXPERIMENTAL

A produção científica e industrial atual requer o uso integrado de diversos métodos de análise de tensões/deformações tais como: Fotoelasticidade, Extensometria, Análise por Emissão Térmica, Moiré, Holografia e Método de Elementos Finitos. Há pouco tempo, os Engenheiros pensavam que a Análise Experimental de Tensões seria eventualmente substituída totalmente por técnicas assistidas por computador, mas com o aumento da complexidade dos projetos e o desenvolvimento de novos materiais, a demanda por técnicas experimentais ainda existe e é, muitas vezes, a única que pode fornecer resultados confiáveis.

Este capítulo apresenta a metodologia experimental utilizada para avaliar a estabilidade da fixação de cortes medianos e paramedianos utilizando miniplacas e parafusos, similar às condições aplicadas na técnica da mandibulotomia.

3.1- Materiais e métodos

A análise experimental foi implementada com o objetivo de avaliar o nível de estabilidade da fixação nos cortes mediano e paramediano utilizando miniplacas/parafusos e fios de aço. Neste caso, a proposta foi simular a região da sínfise mandibular utilizando um dispositivo *in vitro* com materiais que se aproximassem ao osso. Por isso, foi projetado um dispositivo no qual era possível aplicar uma força concentrada, imitando certa condição de mastigação e, ao mesmo tempo, adquirir os possíveis deslocamentos utilizando um sensor sem

contato a laser. O dispositivo simulava algumas condições de contorno impostas pelo côndilo de uma mandíbula humana visando a aproximar as condições de resistência do osso humano. Foram utilizadas mandíbulas de suínos cortadas de tal forma simulassem também as dificuldades encontradas pelos cirurgiões, devidas ao pouco espaço para adaptar as miniplacas, uma vez que estas devem ser posicionadas logo abaixo das raízes dos dentes. Portanto, foram simuladas diversas condições de fixação com uma e duas miniplacas em várias alturas, com diferentes quantidades e posições de parafusos dispostos simetricamente em relação à linha do corte. Com isso, podem-se observar as condições de estabilidade de cada configuração e, paralelamente, os resultados experimentais foram utilizados para validar modelos de elementos finitos que foram utilizados para obter as equações preditivas do problema. Estas equações foram, então, utilizadas no processo de otimização que indicaram as melhores condições de estabilidade do sistema.

Neste trabalho foram utilizadas miniplacas de titânio de 1mm de espessura com 8 furos. Os parafusos utilizados também eram de titânio de 2 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento bem como a chave de mão para acionamento dos parafusos das miniplacas. A Fig. 3.1 mostra uma miniplaca de 8 parafusos utilizada para fixação dos cortes mediano e paramediano das mandíbulas suínas.



Figura 3.1 – Miniplacas de titânio de 8 furos (NEOORTHO PRODUTOS ORTOPÉDICOS S.A.)

Os experimentos foram realizados em um aparato de fixação projetado em alumínio no Laboratório de Projetos Mecânicos, Prof. Henner A. Gomide (LPM), conforme Fig. 3.2a.

Nas bases cilíndricas de alumínio foram colocados os dispositivos de fixação em resina acrílica. Nas bases cilíndricas acrílicas foram fixadas as hemi-mandíbulas de porco. No cilíndrico oco direito, a extremidade do corpo-de-prova retirado de mandíbulas de porco era posicionada dentro deste cilindro e presa por um pino móvel que simulava aproximadamente o movimento do côndilo. No cilíndrico oco esquerdo, a extremidade da mandíbula era inserida no cilindro engastado no quadro suporte. A Fig. 3.2b mostra as dimensões do aparato experimental.

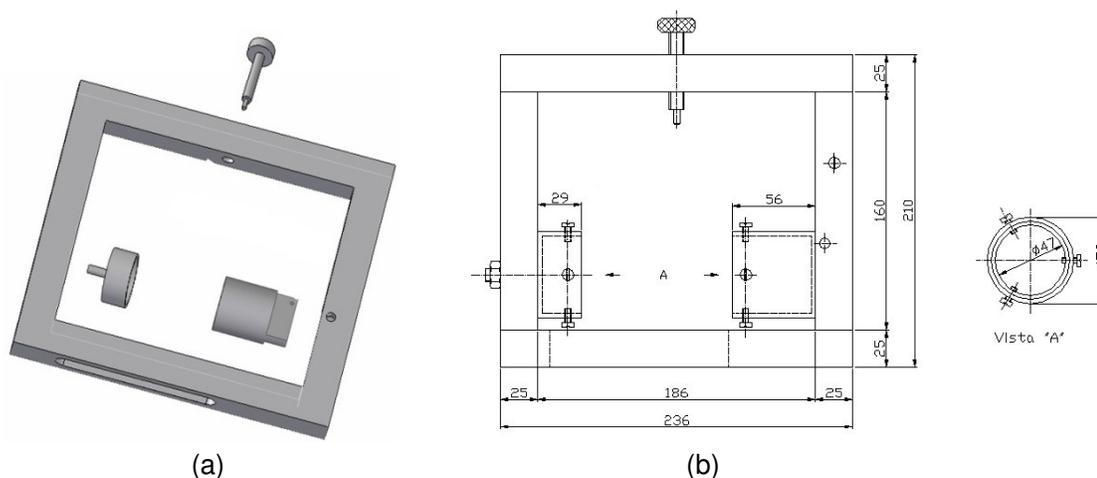


Figura 3.2- (a) Dispositivo de fixação em alumínio; (b) Dimensões em [mm]. (BARROS JUNIOR, 2007)

3.2- Preparação das mandíbulas

Para simular as fixações foram utilizadas mandíbulas de porcos já abatidos para o consumo. Não foram utilizadas mandíbulas humanas, pois a obtenção deste tecido não seria possível nas condições de realização do ensaio. Seria necessária uma grande quantidade, com uma certa uniformidade de características, ou seja, indivíduos em óbito com mesma idade, sexo, características físicas etc.

As mandíbulas suínas das quais foram retirados e preparados os corpos-de-prova pertenciam ao mesmo lote e foram fornecidas pela empresa Sadia S/A – Uberlândia. Os suínos possuíam idade de 185 dias e peso médio de 125 kg. As mandíbulas foram recebidas já congeladas e preparadas à temperatura ambiente. O tempo de trabalho destas mandíbulas foi de, no máximo duas horas, para que a mandíbula não descongelasse por completo e não correr o risco de se perder parte da porção trabecular interna do osso que tem na sua formação a presença de água (BARROS JÚNIOR, 2007).

Cada mandíbula foi preparada da seguinte maneira:

- a- Retirada das partes moles adjacentes ao osso, feita com ferramentas de açougue.
- b- Corte da mandíbula com serra 0,8 mm. Foi utilizado apenas o lado esquerdo da mandíbula, pois este lado da mandíbula se adaptava melhor à posição de aplicação da carga e ao sensor a laser. A Fig. 3.3a mostra a mandíbula de porco utilizada na análise.

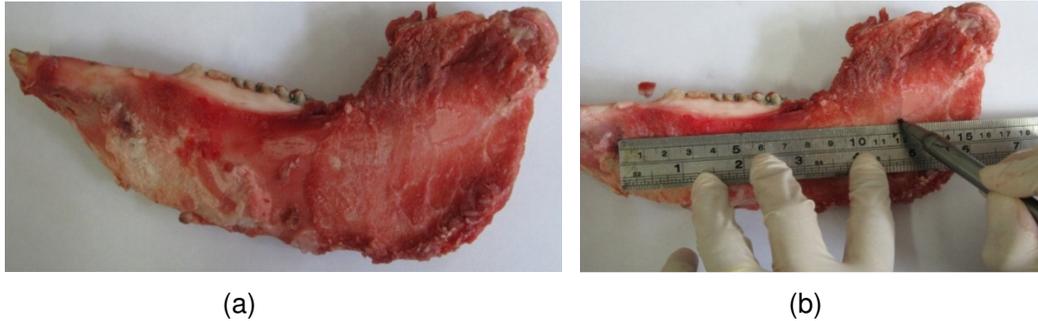


Figura 3.3- (a) Lado esquerdo da mandíbula de porco; (b) Marcação da distância de 120 mm na mandíbula.

c- Em seguida foi feita a medida de uma dimensão básica (120 mm), utilizando uma régua de aço, do ramo ascendente da mandíbula aos incisivos, fazendo a marcação das posições, conforme Fig. 3.3b.

d- Após a marcação da distância de 120 mm na mandíbula, esta foi levada até a serra de fita, modelo RS10 de 0,8 mm e foi cortada nestas marcações no sentido vertical no ramo ascendente (Fig. 3.4a) e na região dos incisivos (Fig. 3.4b), formando um bloco de 120 mm pela largura da mandíbula.

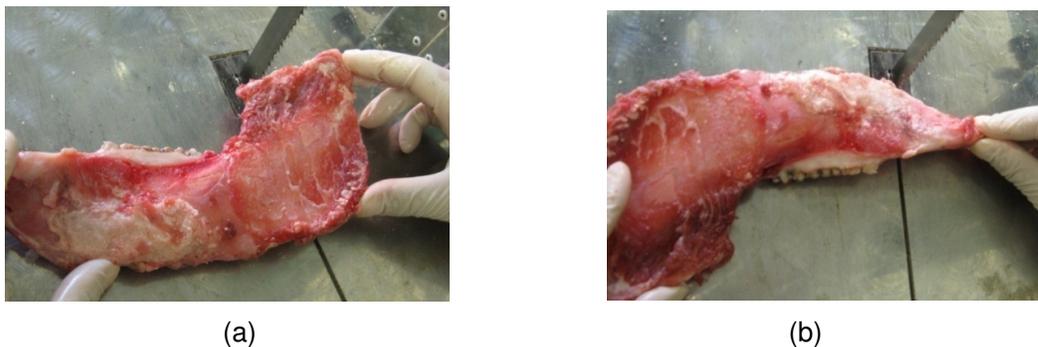


Figura 3.4- Corte de um lado e outro da mandíbula com serra circular de 0,8 mm.

e- Após o corte da mandíbula no sentido vertical, foi feita uma marcação de 40 mm na largura da mandíbula a partir da ponta da cúspide do molar em direção à região central do bloco do osso, sendo esta cortada no sentido horizontal pela serra nesta marcação, obtendo-se o bloco do corpo-de-prova de dimensões 120x40 mm. (Fig. 3.5)



Figura 3.5- Bloco do corpo-de-prova de dimensões 120x40 mm.

f- Estando a mandíbula cortada nas dimensões do corpo-de-prova do ensaio, foi necessário fazer a limpeza deste retirando o perióstio aderente à superfície da mandíbula. Para tal procedimento foi utilizado um cinzel cirúrgico. A Fig. 3.6a mostra a retirada do perióstio do lado lingual e a Fig. 3.6b mostra a retirada do perióstio do lado labial da mandíbula de porco.



(a)



(b)

Figura 3.6- (a) Retirada do perióstio do lado lingual e (b) do lado labial.

A Fig. 3.7 mostra o bloco de corpo-de-prova pronto e preparado para ser inserido nas bases de resina acrílica.



Figura 3.7- Bloco preparado para receber as bases de resina acrílica.

3.3- Preparação das bases de resina nos blocos de mandíbula

As extremidades dos blocos precisaram receber uma base de resina, pois a falta desta dificultaria a fixação dos blocos de mandíbula nos cilindros de apoio do aparato experimental. Utilizou-se resina poliacrílica cinza (Fibrasil Indústria e Comércio Ltda). No aparato experimental o vão entre as extremidades foi de 90 mm. (Fig. 3.8)

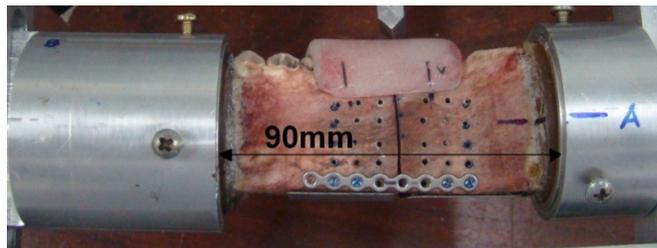


Figura 3.8- Vão entre cilindros direito e esquerdo de fixação do bloco de mandíbula.

Para a confecção das bases de resina foram utilizados moldes de tubo PVC de diâmetro nominal de 40 mm. As alturas destas bases foram de 30 e 23 mm para o cilindro da direita e da esquerda, respectivamente. Estes cilindros foram fixados a uma base de acrílico e vedados com silicone para que a resina não vazasse na periferia, conforme Fig. 3.9.

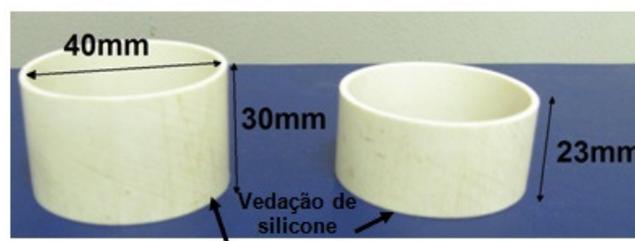


Figura 3.9- Moldes de PVC com as dimensões para base de resina dos blocos.

Para que os blocos da mandíbula fossem posicionados simetricamente dentro dos cilindros do aparato experimental, foi delimitada uma distância de 90 mm nos segmentos de osso utilizando um paquímetro e lápis preto nº 2. De cada lado dos blocos foram inseridos os moldes para que este ficasse engastado nestas bases cada uma de 15 mm, no total o conjunto era de 120 mm. A Fig. 3.10 mostra a distância de 90 mm no corpo-de-prova do osso suíno.

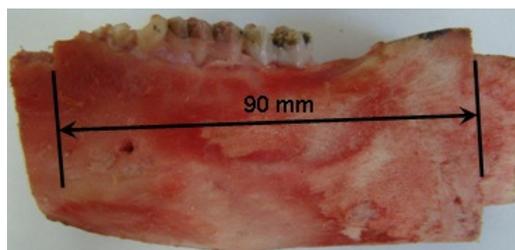


Fig. 3.10- Marcação da distância de 90 mm no corpo-de-prova.

Para o posicionamento das extremidades dentro dos moldes, foi utilizado um dispositivo que continha uma haste móvel e um pino que fixava a outra extremidade, e ao mesmo tempo, posicionava a mandíbula dentro do molde de acordo com as marcações das distâncias feitas anteriormente no corpo-de-prova. Encontrada esta posição, um pino lateral rosqueável prendia a haste móvel de maneira a segurar o bloco de osso dentro do molde até o momento da sua retirada deste, conforme mostra a Fig. 3.11. Este dispositivo garantia que o bloco não mudasse de posição durante a cura da resina.



Figura 3.11- Dispositivo de fixação do bloco para confecção da base de resina nas extremidades.

Uma vez posicionado o bloco de osso dentro do molde de PVC, a resina era vazada dentro do mesmo com o auxílio de Becker de 80 ml com bico. A manipulação da resina era feita após o posicionamento do bloco dentro do molde, pois esta rapidamente entrava em processo de cura. Em seguida, misturava-se bem a composição dos materiais até o início da reação exotérmica da mistura. Começada a reação, a mistura era colocada dentro do molde.

Esperava-se um tempo de aproximadamente 30 minutos para a cura da resina. A seguir o corpo-de-prova era retirado do molde e colocado no freezer a uma temperatura de aproximadamente -20°C por um período de, aproximadamente, uma hora para que esse congelasse novamente. Foi utilizada vaselina antes da colocação do corpo-de-prova de osso no seu interior para que a base de resina se soltasse com facilidade e não danificasse no momento de seu desprendimento do molde. Todo este preparo da base não poderia ultrapassar o período de duas horas, pois o osso começava a descongelar e, conseqüentemente, a desidratar.

Só depois do osso novamente congelado é que se fazia a outra extremidade, repetindo o mesmo processo descrito acima. A Fig. 3.12a mostra a confecção da outra extremidade de resina do bloco de osso e a Fig. 3.12b mostra o corpo-de-prova pronto, com as duas bases de resina.



(a)



(b)

Figura 3.12- (a) Confecção da outra extremidade de 23 mm; (b) Corpo-de-prova pronto para ser ensaiado.

Os corpos-de-prova foram preparados e congelados, ficando guardados até o momento de se realizar os ensaios experimentais, como mostra a Fig. 3.13. Os corpos-de-prova só foram cortados após feitos os furos de colocação dos parafusos das miniplacas no osso.



Fig. 3.13- Corpos-de-prova de blocos de osso prontos para os ensaios experimentais com miniplacas.

Em uma mandíbula foi feita a retirada do osso cortical do lado labial para verificação e medição da posição das raízes dos dentes, uma vez que as miniplacas foram posicionadas abaixo das raízes deste lado. A Fig. 3.14 mostra este processo; a Fig. 3.15a mostra a exposição das raízes dos dentes dos suínos; e, a Fig. 3.15b mostra o posicionamento da miniplaca. A distância medida da raiz dos dentes foi de aproximadamente 15 mm.



Figura 3.14- Processo de retirada do osso cortical do lado labial para exposição das raízes dos dentes dos suínos

Pan et al. (2003) avaliaram o ângulo e a distância horizontal entre os dois dentes incisivos centrais e entre os dentes incisivo central e canino em humanos para dar base anatômica à mandibulotomia mediana e paramediana. Uma radiografia panorâmica foi usada para avaliar a distância horizontal entre os dentes e o comprimento das raízes dos dentes incisivo central, incisivo lateral e do canino. Os estudos dos autores mostraram que o ângulo e a distância horizontal entre o incisivo lateral e o canino são significativamente maiores que aqueles entre os dois incisivos centrais. O comprimento da raiz do dente canino é 16 mm em

média, portanto o corte vertical na mandibulotomia paramediana dever ter um comprimento mínimo de 15 mm.

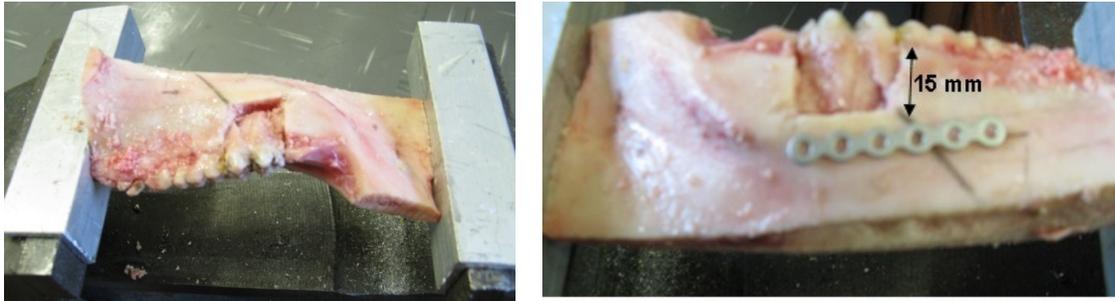


Figura 3.15- (a) Raízes dos dentes expostas para posicionamento da miniplaca; (b) Colocação da miniplaca logo abaixo das raízes dos suínos.

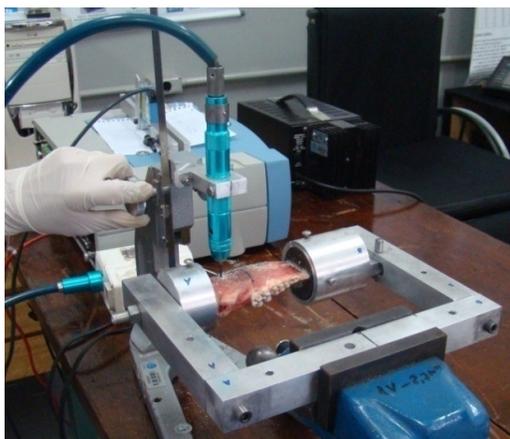
3.4- Furação da mandíbula e colocação das miniplacas de titânio

Antes de fazer a perfuração nas mandíbulas, foi necessário definir os locais onde seriam posicionadas as miniplacas e os respectivos parafusos de fixação. Foi definida uma distância de aproximadamente 30 mm a partir do topo do dente para posicionar a miniplaca abaixo das raízes dos mesmos levando-se em consideração a raiz e a parte exposta do dente. Só a partir da raiz é que se pôde fixar a miniplaca, evitando-se assim, que o parafuso pudesse danificar sua estrutura.

Definido o local das raízes dos dentes, pode-se determinar qual o intervalo de distância para fixar as miniplacas na mandíbula. Para os corpos-de-prova ensaiados esta distância foi de aproximadamente 24 mm, sendo que as miniplacas foram posicionadas a cada 4,4 mm, aproximadamente, resultando em cinco posições para colocação das miniplacas ao longo da altura do corpo da mandíbula.

Definidas as posições da miniplaca na mandíbula, foi utilizada uma miniplaca para se fazer a marcação da posição dos furos para posicionamento dos parafusos de fixação. A miniplaca colocada na posição de fixação foi presa ao dispositivo por meio de um grampo e, em seguida, marcaram-se os furos com caneta de ponta fina, procurando posicionar o furo bem no centro do orifício da miniplaca.

Depois de marcados os furos, estes foram feitos com broca de 1,8 mm de diâmetro através de um dispositivo em que o acionamento da broca era feito por pedal com motor odontológico (Fig. 3.16a).



(a)



(b)

Figura 3.16- (a) Perfuração dos pontos onde foram fixados os parafusos das miniplacas; (b) Aparato para fixação da mandíbula durante a perfuração.

Para se fazer a perfuração dos pontos de colocação dos parafusos, a mandíbula permanecia fixa no dispositivo, sendo que esta podia transladar nas duas direções do plano horizontal e o dispositivo de perfuração podia movimentar-se na vertical para, assim, a broca encontrar perfeitamente o centro do furo. A Fig. 3.16b mostra o dispositivo que fazia com que o aparato de apoio da mandíbula permanecesse preso durante o processo de perfuração dos furos para não haver movimentação do corpo-de-prova.

As mandíbulas foram furadas nas posições definidas no planejamento experimental e fixadas nos cilindros do aparato experimental. Foi utilizado um dispositivo odontológico de perfuração, onde foi colocada uma escala que definia exatamente a profundidade do furo para colocação do parafuso. Como este tinha 11 mm, esta medida foi padrão para a profundidade de todos os furos.

Depois de perfuradas, as mandíbulas eram retiradas do dispositivo experimental e seccionadas nos cortes mediano e paramediano utilizando uma serra de fita de 0,8 mm no local delimitado para o corte (Fig. 3.17).



Figura 3.17- Secção da mandíbula na serra de fita para corte mediano.

A posição do corte foi definida a 40 mm do lado A (lado distal) e 50 mm do lado B (lado proximal) para corte mediano (Fig. 3.18) e para o corte paramediano fez-se o corte reto até a altura das raízes e a partir deste ponto fez-se o corte inclinado a 45° até o final da altura da mandíbula, conforme Fig. 3.19.

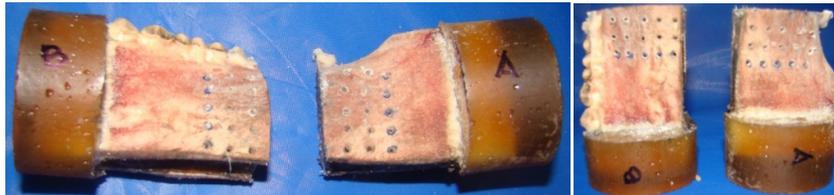


Figura 3.18- Partes da mandíbula seccionadas no corte mediano (coto proximal e coto distal).



Figura 3.19- Partes da mandíbula seccionadas no corte paramediano.

Após o corte da mandíbula, esta foi posicionada novamente no aparato experimental e então foi feita a fixação da miniplaca através dos parafusos na posição e quantidade definida de acordo com cada configuração de ensaio (Fig.3.20a). Para fazer o aperto do parafuso, o corpo-de-prova ficava fixo no aparato para facilitar o posicionamento dos mesmos nos locais pré-definidos.



Figura 3.20- (a) Fixação das miniplacas e parafusos; (b) Furo da miniplaca posicionado no centro da linha de corte sem parafuso

Seguindo recomendação dos cirurgiões especialistas em cirurgia de cabeça e pescoço, a miniplaca deve ser posicionada de maneira que um furo da mesma fique no centro do corte e só a partir daí é que se começa a colocar os parafusos. A Fig. 3.20b mostra esta situação.

Os parafusos tinham diâmetro de 2 mm e comprimento de 11 mm. Para a fixação dos parafusos foi usada uma chave-de-mão própria para apertá-los. A Fig. 3.21a mostra a chave-de-mão para acionamento dos parafusos usada para posicioná-los nos furos da miniplaca e dar o aperto necessário. Nesse trabalho não foi avaliada influência dos torques no aperto dos parafusos.



Figura 3.21 – (a) Chave-de-mão para acionamento dos parafusos mostrando detalhe da cabeça que encaixa no parafuso; (b). Parafuso de 11 mm de comprimento e diâmetro de 2 mm com detalhe da cabeça do parafuso que encaixa na chave-de-mão de acionamento do mesmo. (NEOORTHO PRODUTOS ORTOPÉDICOS S.A.)

A Fig. 3.21b mostra os parafusos de diâmetro de 2 mm e comprimento de 11 mm utilizados na fixação das miniplacas e a Fig. 3.22 mostra um corpo-de-prova pronto para ser ensaiado, ou seja, posicionado nos cilindros de alumínio.

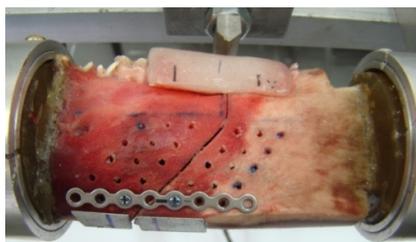


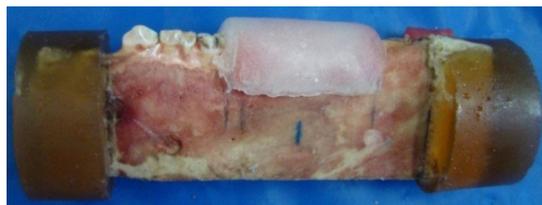
Figura 3.22- Mandíbula com miniplaca fixada na posição P1.

Para permitir uma melhor padronização no momento de aplicar a carga foi confeccionado um platô de resina acrílica autopolimerizante quimicamente ativada de uso odontológico (Dencrilon) adicionada a um polímero na proporção de 1:1.

Na parte interna do platô, que fica em contato com a região dos dentes, foi utilizada uma cera nº 7 (Wilson, Polidental Indústria e Comércio LTDA) (Fig. 3.23a). Esta cera serve para melhorar a acomodação do platô sobre os dentes, evitando interferências de movimentação, já que a superfície oclusal dos dentes é irregular. Este platô ficou apoiado sobre os dentes no centro do corte, local de aplicação do carregamento (Fig. 3.23b).



(a)



(b)

Figura 3.23- (a) Cêra usada para acomodar movimentações durante aplicação do carregamento; (b) Corpo-de-prova com a resina posicionada no local de aplicação do carregamento.

A força foi aplicada na parte superior do corpo-de-prova na região central do corte conforme mostrado na Fig. 3.24.

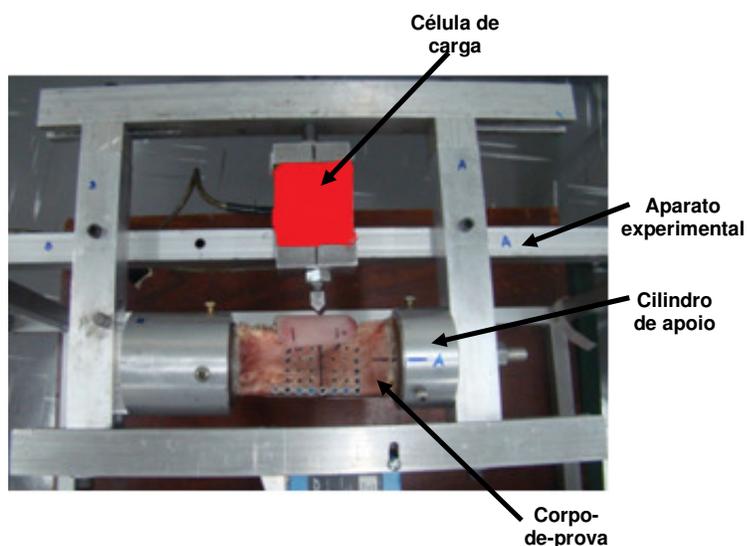


Figura 3.24- Vista geral do aparato experimental e posicionamento da célula de carga junto à linha de corte da mandíbula.

O sensor de deslocamento a laser SICK OD30-04N152 foi utilizado para avaliar o gradiente de deslocamento da fixação (Fig. 3.25).



Figura 3.25- Sensor a laser SICK usado para fazer a medição dos deslocamentos nos dois ramos da mandíbula.

O sensor era alimentado por uma fonte de potência em 12 V do tipo EMG-18131. Este sensor foi posicionado de forma a fazer a leitura dos deslocamentos nos dois ramos do corte, ou seja, ramo da esquerda (lado A) e da direita (lado B). O sinal do sensor era levado até um módulo de aquisição da Lynx, que por sua vez estava conectado a um microcomputador (Fig. 3.26).



Figura 3.26- Fonte de alimentação do sensor e aquisitor de sinais da Lynx.

Devido às irregularidades na parte óssea inferior onde o laser atuaria, foi colocada uma placa metálica na parte A e B do corpo-de-prova para medir os deslocamentos relativos dos blocos de forma padronizada (Fig. 3.27a). Foi feita uma marcação dos dois lados do corte a aproximadamente 5 mm da região do corte para que o feixe do sensor a laser fosse posicionado sempre no mesmo local no instante da leitura do deslocamento. Este ficava locado na parte inferior da mandíbula (Fig. 3.27b).



(a)



(b)

Figura 3.27- (a) Vista inferior do corpo-de-prova com as placas metálicas posicionadas; (b) Posicionamento do sensor a laser em relação à face inferior da mandíbula

O sinal de força foi obtido através de uma célula de carga Kratos de capacidade 50kgf. Esta célula de carga foi ligada ao módulo de aquisição da Lynx, cujo sinal de saída da força foi calculado em Newton [N]. A Fig. 3.28 mostra a célula de carga para aplicação da força.

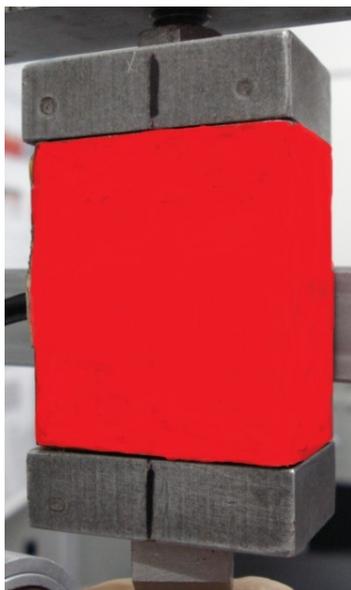


Figura 3.28- Célula de carga usada para aplicação da força.

O sinal do sensor de deslocamento a laser da SICK precisou ser calibrado, já que o sinal medido em voltagem necessitava ser transformado em unidade de comprimento. O sensor era posicionado até a distância máxima de sua sensibilidade em que se conseguia monitorar o sinal no sistema de aquisição da Lynx. Esta distância era de aproximadamente 35,25 mm. A Fig. 3.29 mostra o aparato usado para fazer as medições para determinação da reta de calibração.



Figura 3.29- Aparato para fazer as medições para reta de calibração do sensor a laser.

A Fig. 3.30 mostra a reta de calibração obtida através da mesa de coordenadas mostrada na Fig. 3.29 acima.

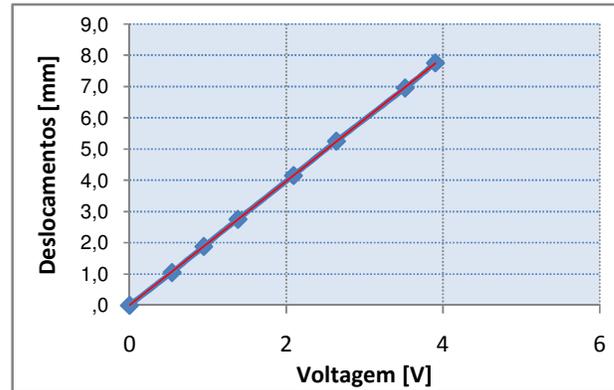


Figura 3.30- Curva de calibração do sensor de deslocamento.

A equação da reta média ajustada nos pontos experimentais das três leituras foi:

$$D = 1,994 * V \quad (3.1)$$

onde: D: deslocamento [mm] e V: voltagem [V]

A Eq. (3.1) foi calibrada diretamente no sistema da Lynx de maneira que as leituras em voltagem eram transformadas automaticamente em valores de deslocamentos absolutos. As medidas para calibração foram feitas usando uma mesa de coordenadas com precisão de 1,78 mm, conforme Fig. 3.31a. Este sensor era conectado direto no módulo de aquisição da Lynx, que, por sua vez, enviava o sinal para o computador via protocolo de rede.

A medida dos sinais foi feita variando a posição do sensor em relação a uma chapa metálica que recebia o feixe de laser, conforme mostra a Fig. 3.31b.

Para a medida da força foi efetuado o mesmo procedimento de calibração feito para o sensor de deslocamento SICK. Foram aplicadas forças e medida a voltagem. A Fig. 3.32a mostra a calibração da célula de carga e a Fig. 3.32b mostra a curva de calibração que foi inserida no sistema da Lynx para determinar automaticamente o valor da força aplicada na mandíbula.

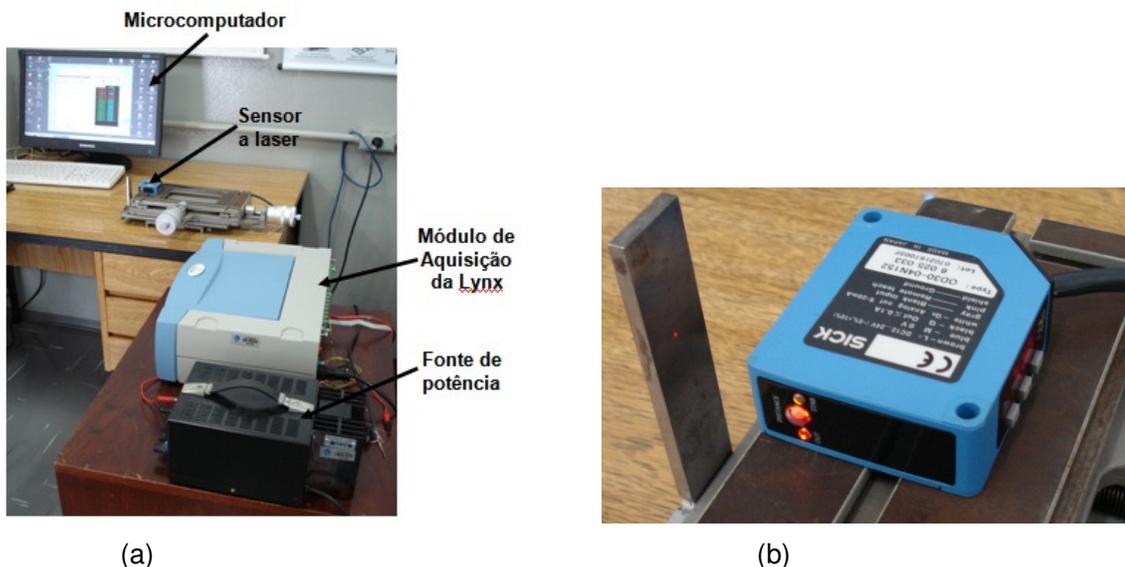


Figura 3.31- (a) Calibração do sensor SICK. (b) Posição do sensor em relação à chapa metálica.

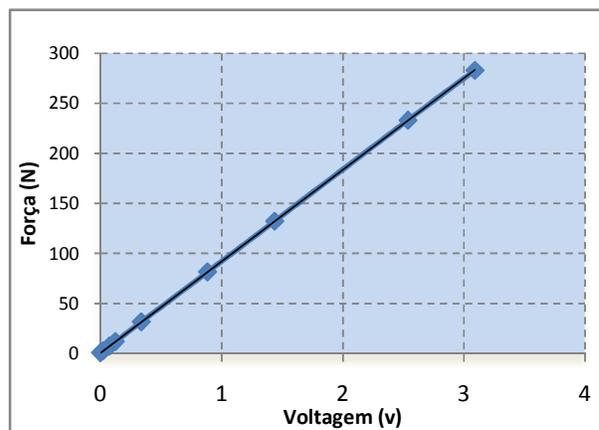


Figura 3.32- (a) Calibração da célula de carga; (b) Curva de calibração da célula de carga.

A equação das leituras da célula de carga é representada pela Eq. 3.2.

$$F = 91,422 * V \quad (3.2)$$

onde: F: Força [N] e V: voltagem [V]

3.5- Instrumentação

A verificação da estabilidade de uma hemi-mandíbula de porco fixada em miniplacas foi feita por meio da medição do deslocamento relativo do coto proximal e distal através da aplicação de uma força externa, simulando uma força de mastigação. Esta força foi aplicada na parte superior do osso através de um torque no sentido horário dado em um parafuso posicionado na parte superior do aparato experimental, conforme Fig. 3.33.

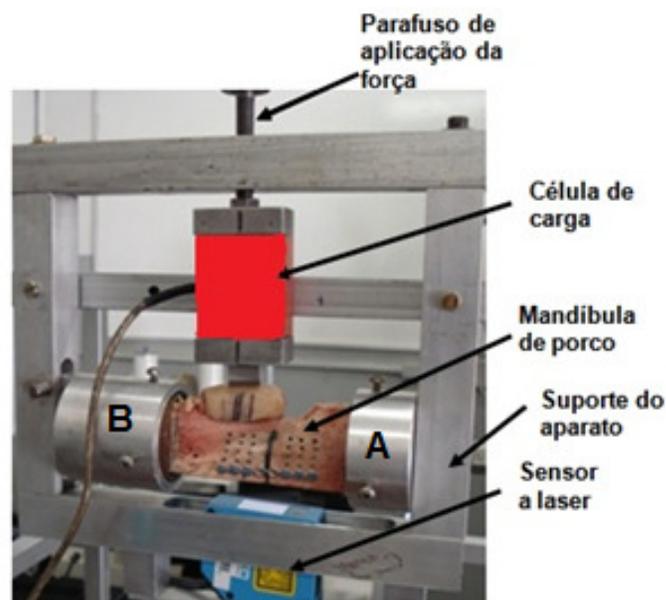


Figura 3.33- Parafuso de aplicação da força na região superior da mandíbula.

Foram tomados os devidos cuidados no sentido de garantir a ortogonalidade do corpo-de-prova no aparato experimental como, por exemplo, fazendo sempre o uso de esquadros entre as faces do corpo-de-prova e do aparato experimental. Uma vez garantida a ortogonalidade, posicionava-se o sensor do laser nas marcas feitas nas placas de metal colocadas na face inferior da mandíbula. Um cuidado que precisava ser tomado era deixar a distância entre a placa metálica e a saída do laser dentro do intervalo de leitura permitido pelo equipamento da Linx entre 26 e 34 mm. Primeiro, posicionava-se o sensor a laser na parte distal (denominada A). Em seguida, posicionava-se a célula de carga na parte superior da mandíbula na face oclusal que contém os dentes, sobre o platô de resina, aplicava-se a força girando o parafuso de aplicação da força até atingir valor aproximado de 100N. Procurou-se

posicionar a linha de aplicação da carga junto à linha de corte e a linha dos deslocamentos na região inferior a aproximadamente 5 mm afastada da linha do corte. À medida que se apertava o parafuso de aplicação da força, a célula de carga se movimentava em direção ao bloco do corpo-de-prova e, conseqüentemente, a distância entre o corpo-de-prova e a medida do sensor dos deslocamentos diminuía. Ao mesmo tempo em que se aplicava a força, fazia-se a leitura do deslocamento através do equipamento da Lynx que era transferida para o computador através de *software* próprio em extensão LTD que depois era transformado em arquivo TXT para, então, serem trabalhadas no Matlab® ou Excel, cujos resultados são apresentados no Capítulo V. Terminada a aplicação da carga e leitura do deslocamento, o mesmo procedimento era repedido para a parte esquerda (B).

A Fig. 3.34 mostra um esquema do aparato experimental ligado aos dispositivos de leitura de carga e deslocamento o qual pode ser visto na Fig. 3.31.

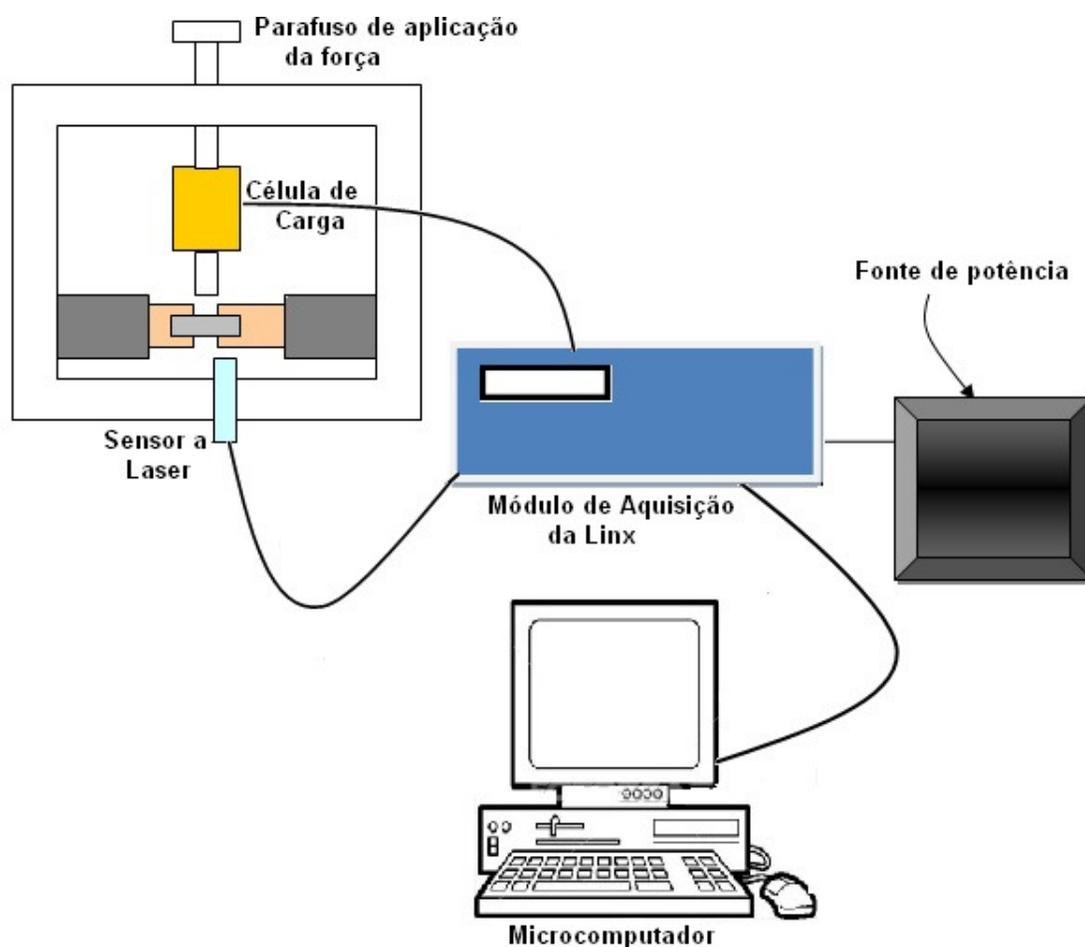


Figura 3.34- Aparato experimental ligado aos dispositivos de leitura de força e deslocamento.

3.6- Nomenclatura usada para definir as configurações dos ensaios

Como foram feitos 210 ensaios, foi necessário nomear cada configuração para melhor controlá-los. Para a medida da estabilidade, variou-se a posição da miniplaca – cinco posições diferentes - a quantidade de miniplacas – 1 ou 2 miniplacas - e, a quantidade e posição dos parafusos. Utilizaram-se apenas miniplacas de oito furos, já que estas permitiam mais variações de posições e quantidades de parafusos. A Tab. 3.1 mostra a nomenclatura usada para o tipo de corte, a Tab. 3.2 mostra a nomenclatura usada para a quantidade de miniplacas e a Tab. 3.3 mostra a nomenclatura usada para a posição e quantidade de parafusos.

Tabela 3.1- Nomenclatura usada para o tipo de corte

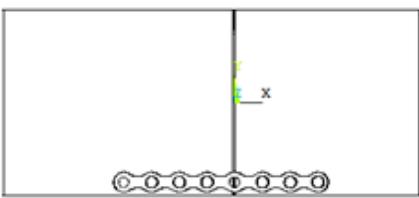
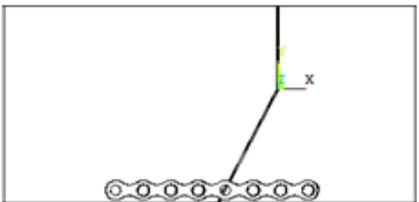
Nomenclatura	Representação
<u>CM</u> Corte Mediano	
<u>CP</u> Corte Paramediano	

Tabela 3.2- Nomenclatura usada para a quantidade de miniplacas

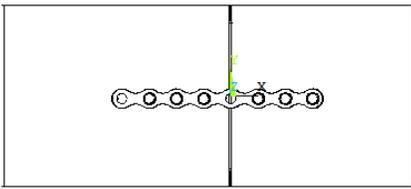
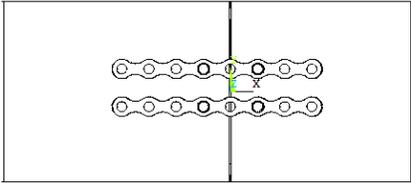
Nomenclatura	Representação
<u>1M</u> uma miniplaca	
<u>2M</u> duas miniplacas	

Tabela 3.3- Nomenclatura usada para a posição e quantidade dos parafusos

Nomenclatura	Representação
<p><u>2E</u> dois parafusos externos</p>	
<p><u>2I</u> dois parafusos internos</p>	
<p><u>2M</u> dois parafusos no meio</p>	
<p><u>4E</u> quatro parafusos externos</p>	
<p><u>4EI</u> quatro parafusos, dois externos e dois internos</p>	
<p><u>4I</u> quatro parafusos internos</p>	
<p><u>6P</u> seis parafusos</p>	

Sendo assim, dos 210 ensaios, 105 foram para o corte mediano e 105 para o corte paramediano, combinando as configurações apresentadas nas Tab. 3.1 a 3.3. No total foram feitas 1.260 leituras, uma vez que para cada configuração fazia-se a leitura por três vezes do deslocamento no lado distal (lado A – parte fixa do aparato) e lado proximal (Lado B - parte móvel do aparato).

A equação do deslocamento médio em função da força aplicada era extraída para as três leituras. Estes dados foram trabalhados no Matlab® e os resultados são apresentados no Capítulo V.

No Apêndice II são apresentadas algumas fotos dos ensaios para estas configurações.

3.7- Análise estatística

Visando a avaliar o comportamento das variáveis envolvidas na estabilidade da ligação por miniplacas, foi feita uma análise de sensibilidade dos valores medidos experimentalmente. A análise de sensibilidade avalia os dados simulados para valores extremos de entrada no modelo. O objetivo da análise de sensibilidade foi identificar para quais variáveis o sistema modelado era mais sensível, eliminando do modelo as variáveis que não produzem efeitos significativos.

Para a análise estatística utilizou-se o delineamento inteiramente ao acaso com três repetições das leituras, em esquema fatorial com cinco posições para miniplaca, quando usada uma miniplaca (P1, P2, P3, P4 e P5) e sete configurações diferentes para colocação dos parafusos (2E, 2I, 2M, 4E, 4EI, 4I e 6P). Utilizando duas miniplacas obtiveram-se dez diferentes condições para posicionamento das miniplacas (P2P1, P3P1, P4P1, P5P1, P3P2, P4P2, P5P2, P4P3, P5P3 e P5P4) e as mesmas sete configurações para colocação dos parafusos quando se utilizou uma miniplaca. Os dados obtidos experimentalmente foram submetidos à análise de variância e a comparação das médias foi por meio de teste de comparações múltiplas de Scott-Knott, que forma grupos de medidas de mesmo padrão com nível de significância de 5%. (FERREIRA, 2008)

Foi feita uma análise de sensibilidade separadamente para quatro condições: com corte mediano e uma miniplaca, corte mediano e duas miniplacas, corte paramediano e uma miniplaca, corte paramediano e duas miniplacas.

3.8- Fixação por fios

Visando a verificar a estabilidade da fixação feita por fios de aço, foram testadas duas configurações diferentes para a fixação dos cortes, seguindo recomendações da literatura e dos cirurgiões especialistas na área. As duas configurações testadas utilizaram fios posicionados em paralelo e cruzados, tanto no corte mediano quanto no paramediano. Foi usado fio de aço monofilamento do tipo Tapercut V-34, 0,4 [mm] (Aciflex- Ethicon, fabricado pela Johnson & Johnson do Brasil Indústria e Comércio de Produtos para Saúde Ltda).

A Tab. 3.4 apresenta as configurações ensaiadas para o corte mediano e a Tab. 3.5 apresenta as configurações ensaiadas para o corte paramediano. Assim, foram realizados dez ensaios de fixação dos diferentes cortes utilizando fios de aço.

Tabela 3.4- Nomenclatura utilizada para ensaios com fios para corte mediano.

<i>Nomenclatura</i>	<i>Configuração</i>
<u>CM-PI</u> Paralelo interno	
<u>CM-CI</u> Cruzado interno	
<u>CM-PEPI</u> Paralelo externo e paralelo interno	
<u>CM-CIPE</u> Cruzado interno e paralelo externo	
<u>CM- PICE</u> Paralelo interno e cruzado externo	

Todos os procedimentos e cuidados tomados no ensaio com miniplacas foram também considerados nos ensaios com fios de aço visando a entender o seu comportamento biomecânico. Procurou-se fazer todas as combinações possíveis de configurações com fios, com duas linhas de furos e dois furos por linha.

Ao escolher as configurações a serem ensaiadas, procurou-se não colocar o fio passando duas vezes pelo mesmo furo, para não correr o risco de ruptura do mesmo. Outro cuidado tomado foi no momento do aperto dos fios. Procurou-se aplicar uma força até o limite da ruptura do mesmo, para garantir a rigidez da fixação. Esta avaliação era feita utilizando apenas sensibilidade tátil similar ao que acontece em um procedimento cirúrgico, sem um controle específico da tração nos fios.

Tabela 3.5- Nomenclatura utilizada para ensaios com fios para corte paramediano.

<i>Nomenclatura</i>	<i>Configuração</i>
<u>CP-PI</u> Paralelo interno	
<u>CP-CI</u> Cruzado interno	
<u>CP-PEPI</u> Paralelo externo e paralelo interno	
<u>CP-CIPE</u> Cruzado interno e paralelo externo	
<u>CP- PICE</u> Paralelo interno e cruzado externo	

Os procedimentos de aplicação de carga e análise foram similares àqueles utilizados nas fixações dos cortes utilizando miniplacas. O Capítulo V apresenta os resultados dos ensaios com fios.

CAPÍTULO IV

MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

Métodos computacionais desenvolvidos originalmente para análise estrutural em engenharia têm sido utilizados em biomecânica há mais de três décadas devido, fundamentalmente, à necessidade de determinação das tensões e deformações em ossos e sistemas osso-implante submetidos a esforços mecânicos (ROESLER et al., 2004). Quando realizadas computacionalmente, as simulações reduzem o custo e o número de protótipos e testes experimentais durante a investigação de novos projetos.

A biomecânica, atualmente, é uma importante área de aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF), permitindo o estudo da interação dos tecidos com próteses reabilitadoras a partir de modelos idealizados. Estas complexas estruturas podem ser analisadas em relação à eficiência, integração e durabilidade.

Na área biomédica, a potencialidade do MEF é comprovada por meio de inúmeros estudos. Segundo Reddy (1993) qualquer fenômeno da natureza, seja biológico, geológico ou mecânico, pode ser descrito com o auxílio das leis da física, em termos de equações algébricas, diferenciais ou integrais. A formulação matemática de um problema físico requer o uso de conceitos relacionados com o assunto e que resultam em expressões matemáticas que relatam variáveis de interesse para o entendimento ou projeto do problema físico. O desenvolvimento do modelo matemático é alcançado por meio de considerações a respeito de como o problema físico ocorre na natureza. Embora a derivação das equações governantes de um problema físico, em geral, não seja um trabalho muito complicado, suas soluções por

métodos exatos e analíticos é geralmente uma tarefa difícil. Nesses casos, métodos de aproximação da análise fornecem meios alternativos para se encontrar soluções.

O MEF utiliza um procedimento sistemático de obtenção da função de aproximação dentro de sub-regiões do domínio do problema. O método é determinado por três características básicas as quais demonstram sua superioridade sobre outros métodos: 1) um domínio geometricamente complexo é representado como sendo um conjunto de subdomínios chamados elementos finitos; 2) em cada elemento, as funções de aproximação são derivadas usando a ideia básica de que qualquer função contínua pode ser representada com sendo uma combinação linear de polinômios; 3) equações algébricas com os coeficientes indeterminados são obtidas de forma que satisfaçam a equação governante.

O MEF formulado como uma técnica usada na solução de problemas de engenharia simula condições de carregamento numa estrutura e determina a resposta da estrutura para aquelas condições. Consiste em uma análise matemática discretizando um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais as quais são resolvidas por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilização só tornou-se possível com o advento dos computadores, facilitando a resolução de complicados modelos matemáticos envolvidos no problema (LOTTI et al., 2006).

Embora o MEF tenha suas vantagens, ele também tem suas desvantagens como por exemplo no que diz respeito às propriedades mecânicas dos materiais, isto é, pode não ser possível incluir as propriedades ideais no modelo. Alguns erros são acrescentados à solução do problema devido às simplificações. Mas a porcentagem de erro na solução pode ser ignorada a partir do momento que se introduz algum outro elemento na análise que possa substituir as simplificações adotadas. A primeira idealização sobre o tecido ósseo é de que ele é assumido como sendo linearmente elástico, homogêneo e isotrópico. No entanto, o osso não é perfeitamente elástico-linear, suas propriedades e geometria do modelo mudam de uma pessoa para outra. Isto torna o problema ainda mais complexo. Por outro lado, forças e tensões que podem causar deformações plásticas no osso não acontecem na situação real.

Segundo Maurer; Holweg; Schubert (1999), uma análise estrutural por elementos finitos representa uma aproximação na qual são feitos cálculos estimados do campo da tensão e deformação de corpos sujeitos as forças. A precisão dos resultados é proporcional ao número de elementos finitos no qual o corpo examinado foi dividido. Em contrapartida, aumentando o número de elementos, aumenta-se o tempo de processamento. No entanto, a relação custo benefício deve ser considerada e a malha deve ter tamanho limitado.

No MEF a estrutura é modelada pela divisão em formas geométricas mais simples, ou seja, elementos formados por nós em seus vértices, que têm um número finito de incógnitas. Cada elemento tem equações exatas que descrevem a resposta a certo carregamento. A “soma” das respostas de todos os elementos do modelo dá a resposta final deste. Estados de tensão em estruturas com propriedades mecânicas altamente irregulares como os ossos podem ser numericamente determinados utilizando-se o MEF. As constantes elásticas, coeficiente de Poisson, módulo de elasticidade e densidade, são específicas para cada material modelado. Geralmente, o MEF lida com um conjunto de equações diferenciais que são resolvidas usando um código computacional.

Para a análise da estabilidade das ligações fixadas com miniplacas e parafusos no osso, foi utilizado o *software* Ansys[®], com solução não linear, devido à presença dos elementos de contato utilizados. As fixações com fios de aço não foram modeladas numericamente.

Araújo (2008) considera também que o MEF não está livre de desvantagens, já que são feitas algumas simplificações nos modelos para tornar possível a solução, 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.

Roesler et al. (2004) destacam três problemas que devem ser considerados quando se opta por fazer uma análise numérica:

- O emprego de modelos numéricos na solução de problemas envolvendo a estrutura biológica do osso normalmente suscita questionamentos quanto à sua validade, isto é, quanto ao grau de correspondência biológica alcançada pelas simulações. Infelizmente, em muitos casos os modelos de elementos finitos em biomecânica não podem ser confirmados diretamente contra experimentos, mas a confirmação indireta é possível se os modelos produzem as mesmas conclusões que as descobertas experimentais e clínicas;
- A aplicação e posterior validação dos modelos numéricos pressupõem uma atividade multidisciplinar. Desde a obtenção do modelo geométrico do osso até as análises histológicas de amostras oriundas de experimentos com animais, diversas áreas do conhecimento deverão estar envolvidas, tais como Ciências da Computação, Engenharia, Medicina, Odontologia e Biologia;
- Apesar de muitos fatores, além do ambiente mecânico local regular o processo de adaptação óssea, os modelos para o remodelamento representam a biologia óssea como uma função apenas das influências mecânicas.

Vários autores relatam a precisão da análise em elementos finitos quando se descreve o comportamento biomecânico de corpos-de-prova ósseos. O método permite modelar com clareza a mandíbula, a fixação de placas e parafusos e a interface entre parafuso e osso virtualmente. Isso requer conhecimentos exatos das variáveis do material bem como a geometria da mandíbula e os materiais de fixação em questão. A análise em elementos finitos ilustra o comportamento das tensões de maneira mais real que outros métodos na consideração de complexidades que caracterizam as condições clínicas atuais. Os valores das tensões oriundos da análise em elementos finitos não são necessariamente idênticos aos reais. No entanto, tais análises têm limitações intrínsecas.

Este capítulo mostra os modelos de elementos finitos desenvolvidos visando a avaliar a estabilidade das fixações por miniplacas em cortes mediano e paramediano. Em um primeiro momento, o problema é abordado com modelos tridimensionais simplificados e, finalmente, são desenvolvidos alguns modelos tridimensionais mais complexos visando a aproximar as condições mais próximas da estrutura mandibular. Os modelos simplificados de elementos finitos foram utilizados para obter equações preditivas para o fenômeno estudado através de técnicas de similitude. Finalmente, as equações finais foram utilizadas em técnicas para otimizar os níveis de estabilidade.

4.1- Propriedades mecânicas dos materiais

Visando a uma aproximação dos resultados obtidos nas simulações numéricas com aqueles obtidos nos testes experimentais em termos de deslocamentos absolutos das partes osteotomizadas, procurou-se adotar as condições de simulações mais próximas daquelas utilizadas nos experimentos. Em função disso, como os ensaios foram realizados em mandíbulas de suínos, buscou-se na literatura valores das propriedades de osso destes animais. Entretanto, verificou-se que a literatura disponibiliza pouquíssimos dados referentes às propriedades mecânicas de ossos de suínos na região mandibular. Os valores das propriedades mecânicas do osso da mandíbula de suínos utilizadas nas simulações numéricas são apresentados na seção 2.4 do Capítulo II.

A Tab. 4.1 mostra as propriedades do titânio, material das miniplacas e parafusos, consideradas nas análises numéricas deste trabalho. Nesta tabela também estão incluídas as propriedades mecânicas do alumínio, já que este material foi utilizado para fixar os segmentos ósseos no aparato experimental e foi representado nas mesmas dimensões nos modelos de elementos finitos.

Tabela 4.1- Propriedades mecânicas do Titânio e Alumínio. (GERE e GOODNO, 2010)

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	110.000	0,33
Alumínio	70.000	0,35

O material do osso foi considerado isotrópico, homogêneo e linearmente elástico, seguindo as recomendações de Kimura et al. (2006). Tanto o material das placas e parafusos de titânio quanto o material dos apoios de alumínio foram também considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

4.2- Ajustes dos modelos numéricos

Nos testes experimentais foram analisadas 210 configurações diferentes, uma vez que os modelos foram preparados com dois tipos de cortes, com uma ou duas miniplacas, três quantidades diferentes de parafusos (dois, quatro e seis), quinze posições diferentes para colocação das miniplacas e sete diferentes condições de posicionamento dos parafusos na miniplaca de oito furos. No Capítulo III foram detalhadas as diferentes codificações adotadas. Entretanto, o ajuste dos 210 modelos numéricos foi inviável. Foram adotados alguns critérios para ajustar os modelos numéricos.

O primeiro critério foi procurar validar numericamente aqueles modelos que mais se assemelhavam às condições utilizadas cirurgicamente. Outro critério foi validar numericamente aqueles modelos com condições extremas, ou seja, com maior e menor quantidade de parafusos. Foram escolhidos modelos com seis e dois parafusos. Para o modelo com seis parafusos, estabeleceu-se uma única posição para colocação destes. Com dois parafusos, consideraram-se três possibilidades de colocação, ou seja, em relação à linha do corte,

experimentalmente os parafusos foram posicionados nos furos junto à linha de corte (2I – dois parafusos internos), nos furos médios em relação ao corte (2M – dois parafusos no meio) e nos furos mais afastados da linha de corte (2E – dois parafusos externos). Neste caso, foi adotada a condição 2I, pois acredita-se que, fisicamente, esta seja a condição que gera maior estabilidade à união das partes osteotomizadas.

As Tab. 4.2 a 4.9 mostram as configurações de posicionamento dos parafusos escolhidas para a validação numérica para corte mediano e paramediano.

Tabela 4.2 – Modelos validados para corte mediano com uma miniplaca e seis parafusos.

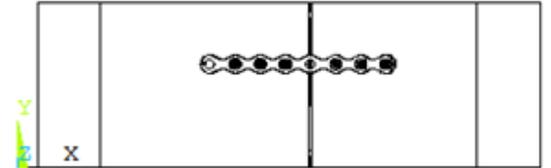
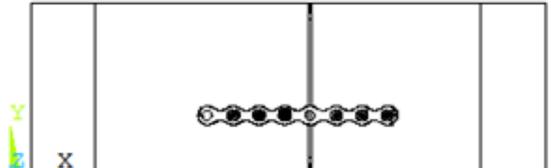
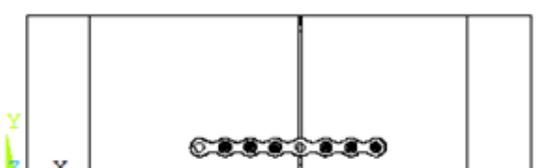
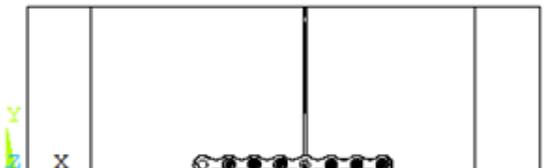
Nomenclatura	Modelo
CM1M6P – P5	
CM1M6P – P4	
CM1M6P – P3	
CM1M6P – P2	
CM1M6P – P1	

Tabela 4.3 – Modelos validados para corte mediano com duas miniplacas e seis parafusos.

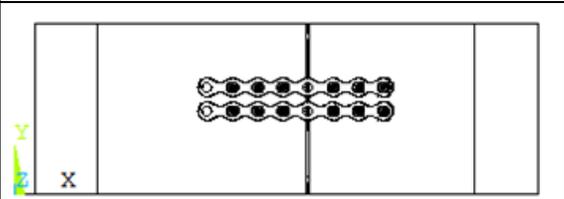
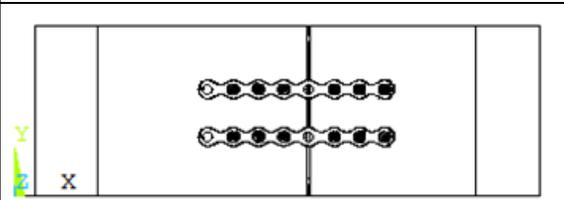
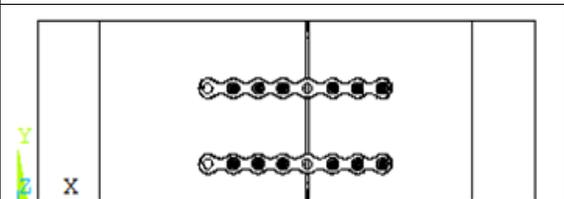
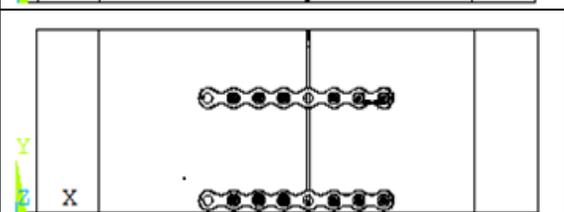
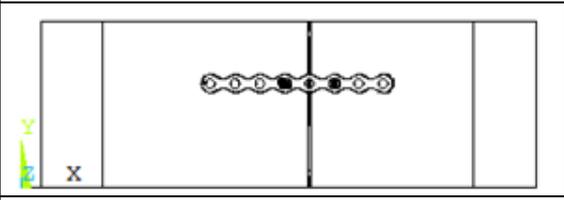
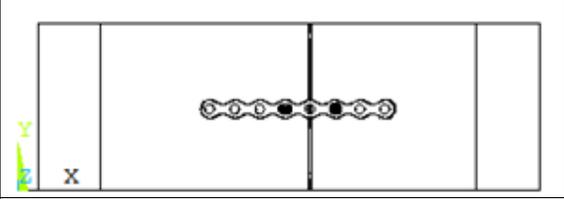
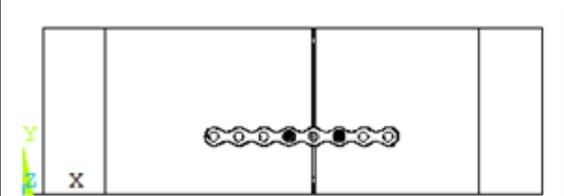
Nomenclatura	Modelo
CM2M6P – P5P4	
CM2M6P – P5P3	
CM2M6P – P5P2	
CM2M6P – P5P1	

Tabela 4.4 – Modelos validados para corte mediano com uma miniplaca e dois parafusos.

Nomenclatura	Modelo
CM1M2P2I – P5	
CM1M2P2I – P4	
CM1M2P2I – P3	

Continuação da Tab. 4.4

<p>CM1M2P2I – P2</p>	
<p>CM1M2P2I – P1</p>	

Tabela 4.5 – Modelos validados para corte mediano com duas miniplacas e dois parafusos.

<p>Nomenclatura</p>	<p>Modelo</p>
<p>CM2M2P2I – P5P4</p>	
<p>CM2M2P2I – P5P3</p>	
<p>CM2M2P2I – P5P2</p>	
<p>CM2M2P2I – P5P1</p>	

Tabela 4.6 – Modelos validados para corte paramediano com uma miniplaca e seis parafusos.

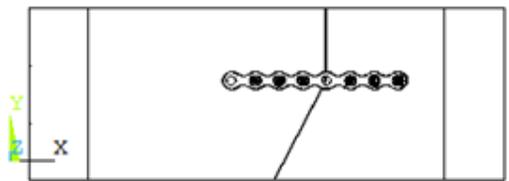
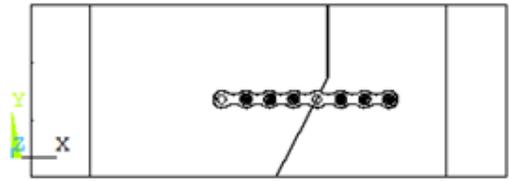
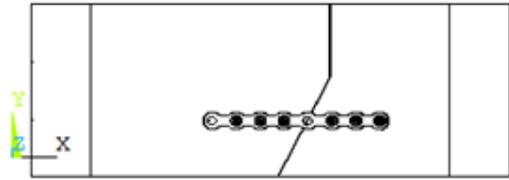
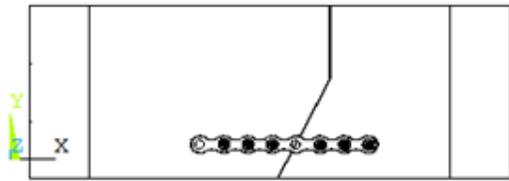
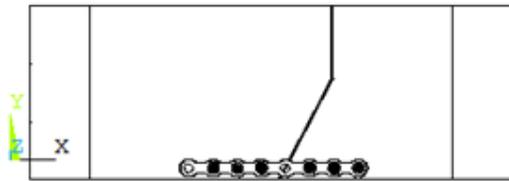
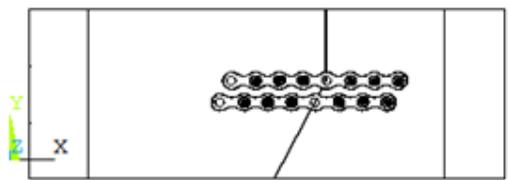
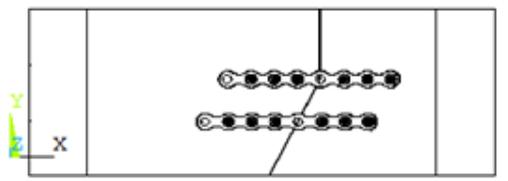
Nomenclatura	Modelo
CP1M6P – P5	
CP1M6P – P4	
CP1M6P – P3	
CP1M6P – P2	
CP1M6P – P1	

Tabela 4.7 – Modelos validados para corte paramediano com duas miniplacas e seis parafusos.

Nomenclatura	Modelo
CP2M6P – P5P4	
CP2M6P – P5P3	

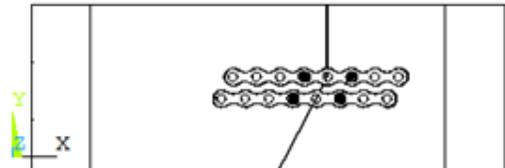
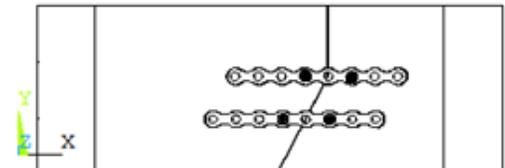
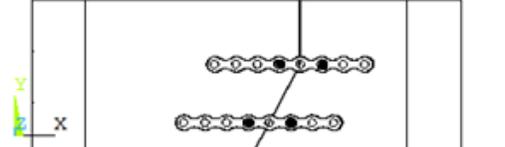
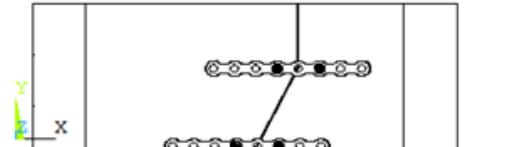
Continuação da Tab. 4.7

<p>CP2M6P – P5P2</p>	
<p>CP2M6P – P5P1</p>	

Tabela 4.8 – Modelos validados para corte paramediano com uma miniplaca e dois parafusos.

<p>Nomenclatura</p>	<p>Modelo</p>
<p>CP1M2P2I – P5</p>	
<p>CP1M2P2I – P4</p>	
<p>CP1M2P2I – P3</p>	
<p>CP1M2P2I – P2</p>	
<p>CP1M2P2I – P1</p>	

Tabela 4.9 – Modelos validados para corte paramediano com duas miniplacas e dois parafusos.

Nomenclatura	Modelo
CP2M2P2I – P5P4	
CP2M2P2I – P5P3	
CP2M2P2I – P5P2	
CP2M2P2I – P5P1	

Procurou-se adotar a mesma nomenclatura utilizada nos modelos experimentais também naqueles em elementos finitos. Como a mandíbula de porco utilizada nos modelos experimentais tinha aproximadamente 40,00 mm de altura, foi medido 15,00 mm de altura da raiz do dente. Portanto, o espaço disponível para colocação das miniplacas foi de 25,00 mm contados a partir da raiz dos dentes. A miniplaca utilizada tinha 4,30 mm na sua maior largura, na região do furo. Logo, já visando os modelos com duas miniplacas, foram feitos os furos de modo que houvesse espaço suficiente para colocar duas miniplacas sendo que o espaço ocupado por uma não interferisse no espaço da outra. Assim, poderiam ser consideradas cinco posições de miniplacas, onde se tinha um espaçamento entre os centros de miniplacas intermediárias de 5,19 mm, sendo que deixado uma distância de 2,15 mm (distância do centro da miniplaca à face mais larga da miniplaca, na região do furo) acima e abaixo do centro das miniplacas posicionadas superior e inferiormente de tal maneira que a borda superior e inferior da miniplaca não ficasse sobressaindo da região disponível para seu posicionamento.

Sendo assim, quando se colocou apenas uma miniplaca, a partir das raízes dos dentes, foram consideradas cinco posições, sendo que as posições foram nomeadas de P5 a P1, com

P5 ocupando a posição logo abaixo da raiz dos dentes, P1 a posição mais inferior e as demais posições, P4, P3 e P2, as posições intermediárias subseqüentes a P5.

Quando se colocou duas miniplacas havia quatro possibilidades de colocação das mesmas, duas a duas. A nomenclatura utilizada foi P5Pm, onde *m* representou a posição da miniplaca inferior ($4 > m > 1$).

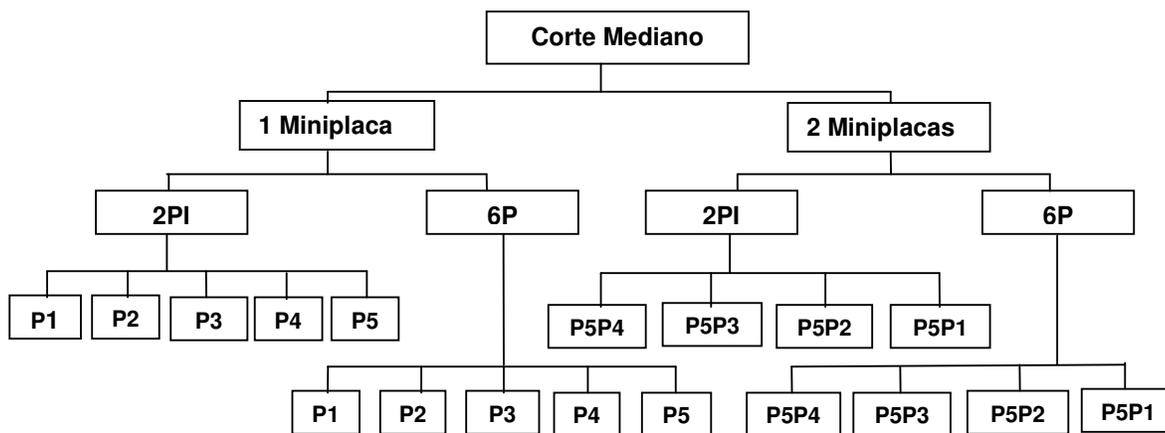
A nomenclatura utilizada para posicionamento dos parafusos foi a mesma adotada no planejamento experimental já explicada no Capítulo III, ou seja:

6P: seis parafusos

2PI: dois parafusos posicionados internamente em relação a linha do corte.

Portanto, foram analisadas oito condições: considerando os dois cortes, mediano e paramediano, uma e duas miniplacas e duas condições para colocação dos parafusos, com seis e dois parafusos internos. A Fig. 4.1a mostra um fluxograma para melhor entendimento dos modelos para validação numérica para o corte mediano e a Fig. 4.1b mostra o fluxograma para o corte paramediano.

Um total de dezoito modelos para cada corte, 36 no total, foram validados utilizando como base os resultados experimentais. Como critério para considerar o modelo validado numericamente, foi adotada uma variação de $\pm 10\%$ no valor médio dos deslocamentos médios absolutos dos nós posicionados ao longo de uma linha distante 3,00 mm do corte, tanto para o coto proximal quanto para o coto distal. Esta distância de 3,00 mm é também um valor próximo daquele em que foi posicionado o laser de leitura no aparato experimental.



(a)

Figura 4.1- (a) Fluxograma das análises numéricas para corte mediano.

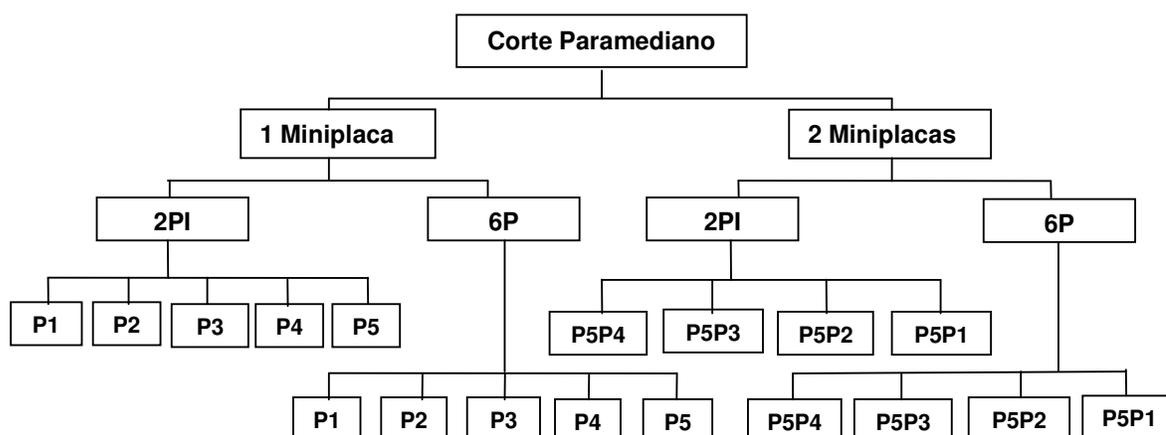


Figura 4.1- (b) Fluxograma das análises numéricas para corte paramediano.

A Fig. 4.2a e Fig. 4.2b mostra o posicionamento das linhas utilizadas para retirada dos deslocamentos para corte mediano e corte paramediano, respectivamente tanto do lado B quanto do lado A.

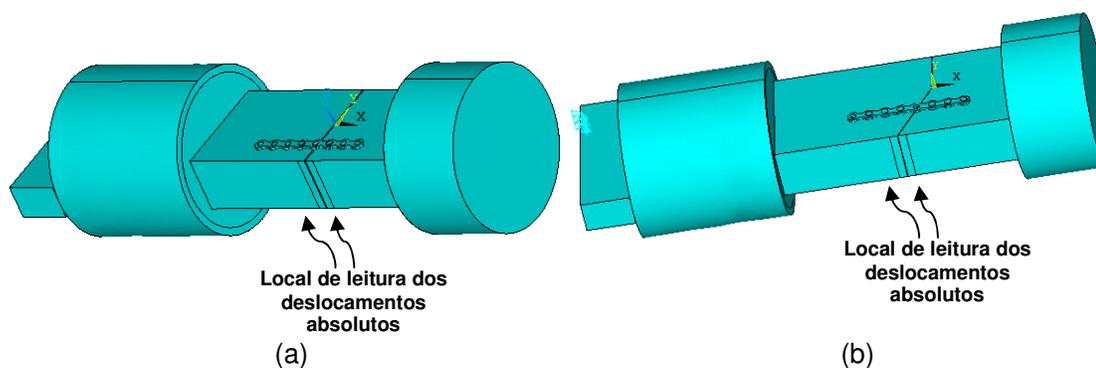


Figura 4.2- (a) Local de leitura dos deslocamentos absolutos para corte mediano; (b) Local de leitura dos deslocamentos absolutos para corte paramediano.

4.3- Características dos modelos de Elementos Finitos

A avaliação da estabilidade das fixações com miniplacas foi feita, inicialmente, por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos simplificado que representou o corpo-de-prova utilizado na análise experimental. Neste caso, a região frontal da mandíbula foi

aproximada por dois blocos retangulares simulando a interface do corte e a região do corte foi planificada simulando uma interface simplificada do contato da miniplaca com a mandíbula, desprezando as irregularidades da superfície do osso suíno. As miniplacas foram fixadas em diferentes posições, para quantidades de parafusos simetricamente dispostos em relação ao corte. A Fig. 4.3 mostra os modelos em elementos finitos para as duas quantidades de parafusos utilizadas nas análises.

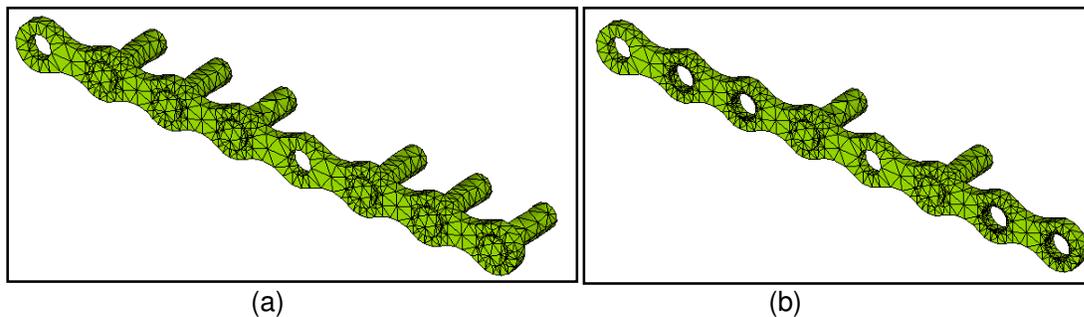


Figura 4.3- (a) Modelo em elementos finitos da miniplaca com oito furos e seis parafusos; (b) e miniplaca com oito furos e dois parafusos internos.

Foi utilizada uma miniplaca de oito furos, mas somente seis furos foram preenchidos com parafusos, já que um furo foi colocado na região do corte para melhor posicionamento e rigidez do primeiro parafuso fixado logo após o corte. Este procedimento é convencionalmente utilizado nos procedimentos cirúrgicos.

Os parafusos tinham dimensões comerciais, com diâmetro do corpo de 2,20 mm e comprimento de 7,00 mm. Foi considerada a cabeça do parafuso com diâmetro de 2,50 mm e comprimento de 1,00 mm. Estas dimensões são mostradas na Fig. 4.4. Nos modelos, os filetes de rosca foram desprezados, uma vez que, normalmente, a fixação possui a tendência de osseointegração com o tempo.

Os modelos geométricos utilizados na análise numérica eram compostos por blocos retangulares inseridos em cilindros de alumínio, com as mesmas dimensões daquelas utilizadas no aparato experimental.

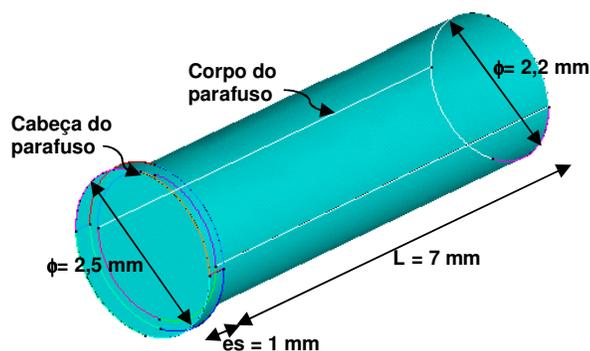


Figura 4.4- Dimensões dos parafusos utilizados.

Para todos os modelos foi utilizada a mesma condição de apoio, ou seja, o cilindro da direita (denominado de parte B) e no cilindro da esquerda (denominado de parte A) foram engastados três nós da parte superior. Com isto, a região do corte ficou livre para deslocar em todas as direções. Na região central, a 3,00 mm da linha do corte, foi aplicada força distribuída ao longo de uma linha, na direção da largura da mandíbula. Na região do corte e na interface dos parafusos com o osso foram utilizados elementos de contato. Nas análises numéricas não foi considerada a influência dos filetes de rosca nos parafusos.

O ajuste dos modelos de elementos finitos foi feito utilizando os dados experimentais. Neste caso, a referência básica para o ajuste dos modelos foi os deslocamentos absolutos de cada segmento, ou seja, no modelo numérico era aplicada uma força vertical até que se conseguia atingir os deslocamentos medidos experimentalmente nos dois segmentos de mandíbula, com uma precisão de $\pm 10\%$. A Fig. 4.5 mostra as posições de aplicação do carregamento vertical e das condições de contorno para os modelos numéricos. Para a validação dos modelos a única carga aplicada foi na direção vertical.

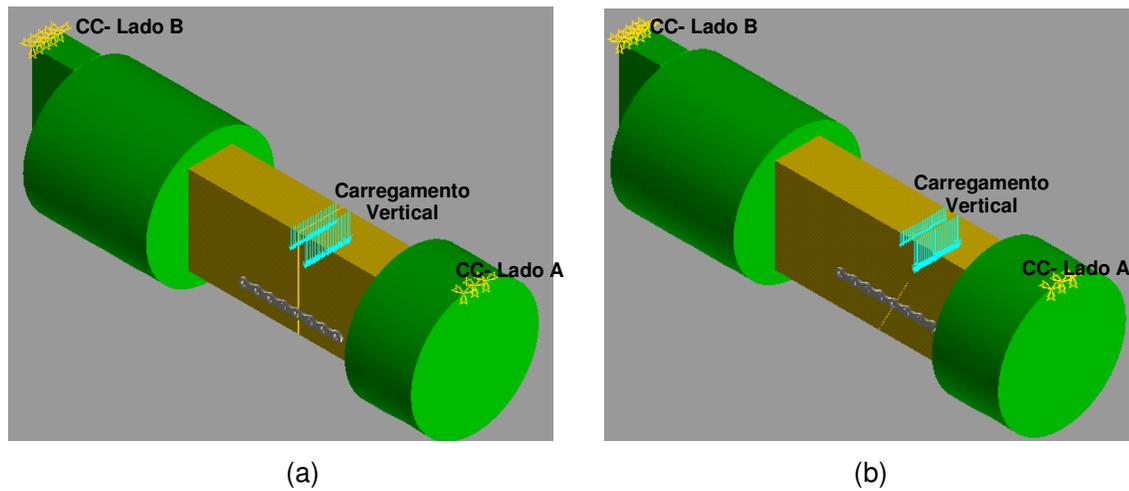


Figura 4.5- (a) Posição do carregamento vertical e das condições de contorno do lado B e A para corte mediano; (b) para corte paramediano. (Vista isométrica).

A Fig.4.6a mostra o modelo de elementos finitos tridimensional simplificado do ramo da mandíbula para corte mediano e a Fig.4.6b para o corte para paramediano.

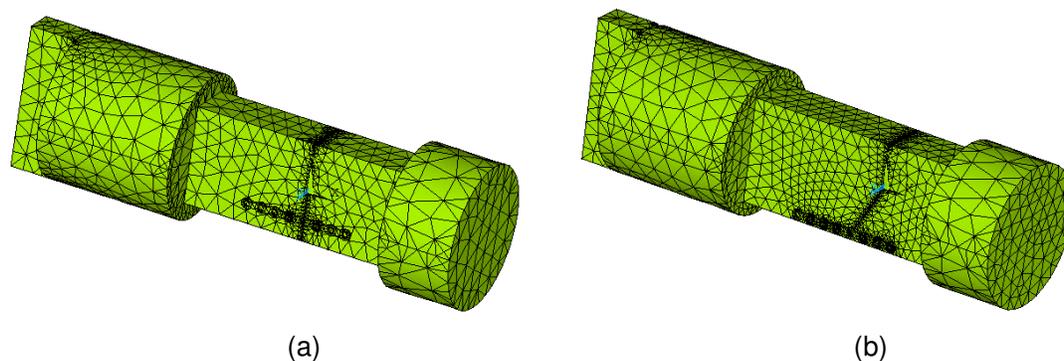


Figura 4.6- (a) Modelo de elementos finitos para determinada configuração com uma miniplaca para corte mediano e (b) para corte paramediano.

As Tab. 4.10 e Tab. 4.11 mostram valores utilizados na validação dos modelos de elementos finitos para corte mediano e paramediano, respectivamente. Os modelos de elementos finitos foram analisados para miniplaca em diferentes alturas iniciando logo abaixo das raízes dos dentes, para o corte mediano e paramediano. Foram adotados 15 mm como altura de referência para a raiz dos dentes.

Tabela 4.10- Deslocamentos absolutos, valores dos carregamentos verticais e características das malhas para modelos numéricos para corte mediano.

Modelo	Desloc. Absolutos		CargaVertical (N)		Caract. das Malhas	
	U _B (μm)	U _A (μm)	Parte B	Parte A	Nº de Nós	Nº de Elementos
CM1M2P2I – P1	438,59	441,39	200	200	36.890	24.936
CM1M2P2I – P2	660,73	512,84	250	300	39.823	26.993
CM1M2P2I – P3	677,32	539,69	300	400	41.544	28.299
CM1M2P2I – P4	809,93	603,21	350	500	41.478	28.256
CM1M2P2I – P5	886,25	656,42	300	550	41.338	28.151
CM1M6P – P1	327,88	337,98	250	300	45.733	30.768
CM1M6P – P2	598,87	457,61	320	420	54.278	37.151
CM1M6P – P3	567,90	508,76	320	500	56.537	38.854
CM1M6P – P4	671,43	586,09	400	500	55.757	38.247
CM1M6P – P5	781,64	658,77	300	600	56.064	38.506
CM2M2P2I – P5P4	860,66	741,35	320	420	63.200	43.183
CM2M2P2I – P5P3	794,01	665,40	360	480	62.806	42.852
CM2M2P2I – P5P2	551,87	405,78	300	350	61.166	41.627
CM2M2P2I – P5P1	529,04	339,41	370	450	57.246	38.657
CM2M6P – P5P4	735,65	686,93	380	470	84.361	58.173
CM2M6P – P5P3	618,99	504,38	450	500	84.995	58.538
CM2M6P – P5P2	401,68	399,26	300	550	78.336	53.601
CM2M6P – P5P1	339,49	262,32	440	580	71.373	48.142

Cada modelo era diferente em relação ao corte, à quantidade e posição da miniplaca e também na quantidade e posição dos parafusos, as quantidades de nós e elementos de cada malha variaram, o que tornou as convergências dos modelos diferentes em termos de tempo computacional na fase de solução destes modelos. As Tab. 4.10 e Tab. 4.11 também mostram as características das malhas de cada modelo em termos de nós e elementos bem como a carga vertical distribuída em linha nos nós superiores necessária para validar cada um dos modelos.

Tabela 4.11- Deslocamentos absolutos, valores dos carregamentos verticais e características das malhas para modelos numéricos para corte paramediano.

Modelo	Desloc. Absolutos		Carga Vertical (N)		Caract. das Malhas	
	U_B (μm)	U_A (μm)	Parte B	Parte A	N ^o de Nós	N ^o de Elementos
CP1M2P2I – P2	559,77	722,82	180	450	103.804	76.977
CP1M2P2I – P3	547,40	786,09	300	700	107.902	80.059
CP1M2P2I – P4	457,06	695,60	350	850	107.725	79.934
CP1M2P2I – P5	609,40	871,26	250	600	68.838	49.375
CP1M6P – P1	205,64	221,33	140	290	64.162	44.656
CP1M6P – P2	258,90	361,04	150	380	118.562	86.710
CP1M6P – P3	469,90	581,88	230	540	123.600	90.489
CP1M6P – P4	396,23	603,41	150	420	123.532	90.446
CP1M6P – P5	518,73	676,59	200	480	123.501	90.418
CP2M2P2I – P5P4	443,62	646,95	200	500	132.178	97.349
CP2M2P2I – P5P3	494,35	794,66	280	800	130.524	96.087
CP2M2P2I – P5P2	405,75	689,98	280	850	125.321	92.184
CP2M2P2I – P5P1	459,36	562,44	400	900	58.819	40.661
CP2M6P – P5P4	443,62	646,95	270	650	160.139	116.656
CP2M6P – P5P3	474,34	612,69	400	800	155.142	112.869
CP2M6P – P5P2	376,93	393,13	350	750	150.088	109.061
CP2M6P – P5P1	344,97	377,83	400	800	83.791	57.633

As Fig. 4.7a e 4.7b mostram as dimensões utilizadas para o modelo simplificado da mandíbula para corte mediano e paramediano, respectivamente.

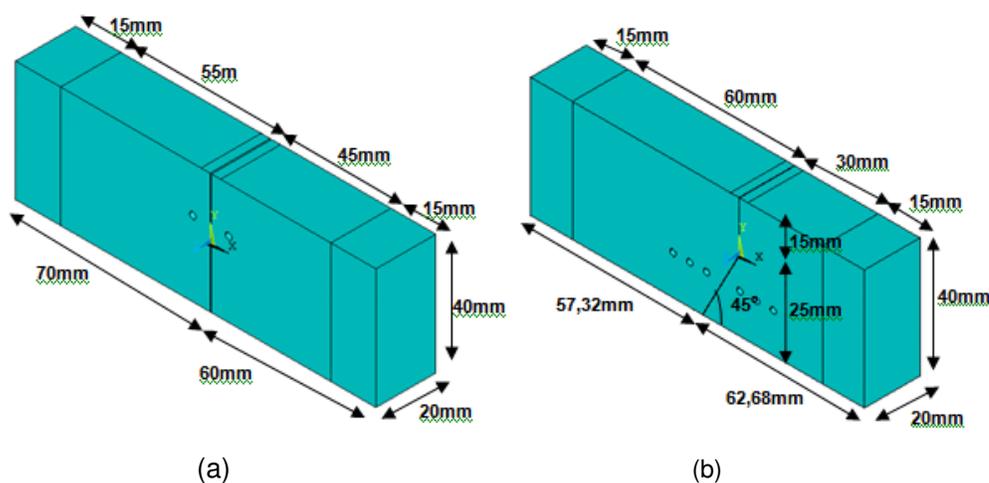


Figura 4.7- (a) Dimensões do modelo da parte óssea para corte mediano; (b) e para corte paramediano.

Para simular a espessura da lâmina durante o corte foi deixada uma separação de 0,5 mm entre as partes esquerda e direita do osso, valor este que representa, aproximadamente, a espessura de uma serra ou lâmina de corte.

4.4- Características do contato mecânico

O contato entre corpos elásticos é um fenômeno comum em sistemas mecânicos. Na maior parte dos casos, é desejável conhecer a distribuição de tensões na região de contato, o que não é evidente de se calcular em muitas situações, segundo Hattori da Silva (2009). O contato mecânico é um problema de solução não linear que apresenta certas dificuldades e uma das principais é a formulação de um modelo matemático que expresse adequadamente a distribuição de tensões e de deslocamentos, pois não se conhece previamente a região de contato, ressalta o autor.

Para definir de forma adequada o problema de contato no programa Ansys®, é necessário especificar uma série de parâmetros: rigidez de contato nominal, limite de penetração, algoritmo de contato, *solvers*, entre outros. Segundo Hattori da Silva (2009) é importante conhecer a influência de cada um destes parâmetros na análise de contato, de modo a reduzir iterações de tentativa e erro tornando, assim, a solução do problema mais eficiente. Segundo esse autor, uma escolha adequada dos parâmetros de contato fornecerá bons resultados e menores tempos para os cálculos. Hattori da Silva (2009) fez um estudo minucioso da influência de cada um destes parâmetros nos deslocamentos e tensões finais de alguns sistemas mecânicos simples e complexos para definir os melhores valores de cada um destes parâmetros em diferentes condições de uso utilizando elementos finitos e redes neurais.

No estudo do contato mecânico entre dois corpos, a superfície de um dos corpos é convencionalmente tomada como de contato e a outra superfície alvo. Nas análises foi usada a condição de contato flexível-flexível em que ambas as superfícies são associadas a corpos deformáveis. As superfícies de contato e alvo constituem um par de contatos.

Foram utilizados três elementos de contato em diferentes superfícies. As superfícies-alvo e de contato foram definidas conforme comportamento das forças de mastigação aplicadas. Para solucionar problemas de convergência do tipo movimento de corpo rígido, alguns parâmetros foram ajustados a partir da configuração básica. Os contatos foram aplicados nas seguintes regiões:

- Entre as superfícies resultantes da osteotomia para osso cortical e trabecular, sem coeficiente de atrito, como mostra a Fig. 4.8.

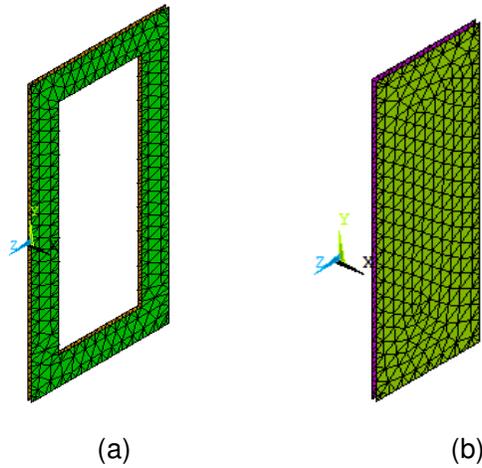


Figura 4.8 – Elementos de contato entre as superfícies osteotomizadas para osso cortical (a) e osso trabecular (b).

- Entre a superfície frontal externa do osso e a superfície interna da miniplaca também sem coeficiente de atrito, como mostra a Fig. 4.9.

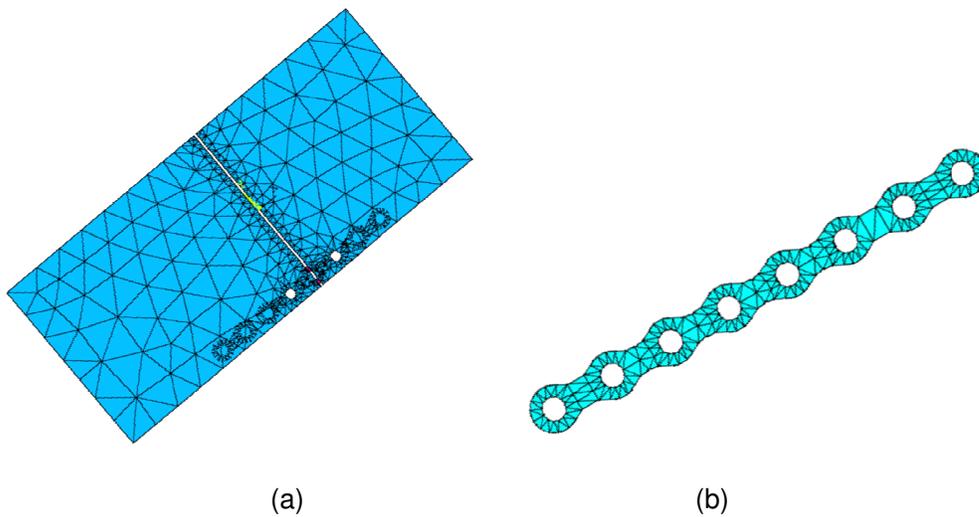


Figura 4.9 – Elementos de contato entre osso da mandíbula (a) e miniplaca (b).

Não foi considerado o contato mecânico nas seguintes situações:

- entre as áreas internas do furo da miniplaca e as áreas externas dos parafusos;
- entre as áreas externas dos parafusos e as áreas internas dos furos no osso cortical e trabecular provocado pela penetração do parafuso;
- entre os ossos e os aparelhos de apoio.

Nestas três situações as superfícies foram simplesmente “coladas” entre si sem levar em consideração o contato. Neste caso, buscava-se garantir uma maior rigidez da fixação.

Os elementos que se utilizaram na análise do contato foram TARGE170 e CONTA174.

O elemento CONTA174 do programa Ansys® contém oito nós usado na análise do contato tanto na condição rígido-flexível quanto flexível-flexível e aplicado a geometrias tridimensionais tanto de sólidos quanto de cascas. O elemento de contato CONTA174 está associado a um segmento de elementos alvos tridimensionais TARGE170 por meio de um conjunto de constantes reais comuns às superfícies de contato.

O elemento TARGE170 é usado para representar várias superfícies-alvos tridimensionais associadas a elementos de contato (CONTA174). Os elementos de contato abrangem elementos sólidos, de linha ou de casca, descrevendo o contorno do corpo deformável que está potencialmente em contato com uma superfície-alvo rígida, definida pelo elemento TARGE170. Portanto, um alvo é simplesmente uma entidade no espaço que sente e responde quando um ou mais elementos de contato move em direção a um segmento de elemento alvo. A superfície-alvo é modelada por meio de um conjunto de segmentos alvo. Vários segmentos-alvo compõem uma superfície alvo. Cada elemento-alvo é único com uma forma ou tipo específicos.

4.5- Estudo da malha

Diversas simulações foram realizadas buscando avaliar o melhor tipo de elemento sólido que se adequasse ao modelo, bem como o adequado refinamento da malha. Em princípio, pensou-se em trabalhar com o elemento SOLID45, mas este elemento encontra restrições de uso em superfícies curvas. Por isso, optou-se pela utilização do elemento SOLID95. O elemento SOLID95 é definido por 20 nós, tendo três graus de liberdade por nó com translações nas direções x, y e z. É um elemento que se adapta a superfícies irregulares e/ou curvas sem perder precisão nos resultados, com qualquer orientação espacial. A Fig. 4.10 mostra o elemento.

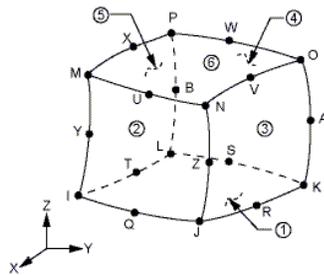


Figura 4.10- Elemento SOLID95 do programa Ansys®.

4.5.1- Geração da malha

A malha dos modelos de elementos finitos foi gerada controlando o tamanho dos elementos, buscando resultados mais precisos sem um tempo computacional muito alto.

Foi utilizado o comando EXPND que controla a expansão dos elementos da periferia para o interior do volume. Caso ele seja adotado igual a 1, isto significa que o tamanho dos elementos da periferia é igual ao tamanho dos elementos do interior. Se for adotado igual a 2, os elementos do interior serão duas vezes maiores que os elementos da periferia, e assim por diante. O comando EXPND pode assumir valores de 1 a 2 para elementos de baixa ordem e de 1 a 2,5 para elementos de alta ordem. Como o SOLID95 é um elemento de alta ordem, este pode assumir um valor no comando EXPND de até 2,5. Neste trabalho foi adotado um valor igual a 2.

Outros parâmetros que podem ser modificados para melhorar a condição da malha e evitar problemas de convergência é o comando TRANS, que controla o fator de transição da malha, ou seja, quão rapidamente os elementos são permitidos mudar de tamanho da periferia para o interior do volume. O comando ANG controla o ângulo mínimo e máximo alcançado para elementos de baixa ordem em linhas curvas. O valor *default* de ANGL é 22,5°. Este ângulo é excedido se a malha encontrar uma pequena reentrância. O Ansys® apresenta outros comandos que podem ser modificados dependendo da especificidade do modelo como GRATIO, SMANC, MXITR, SPRX, SMHLC.

Para o estudo da convergência da malha foi escolhido um modelo com corte mediano, uma miniplaca, seis parafusos, com a miniplaca posicionada na região inferior da mandíbula, denominado CM1M6P – P1. Variou-se o nível de refinamento da malha de 2 a 10. O nível 1 não foi feito em função do tempo de processamento por ser muito alto, já que a malha ficaria extremamente refinada. A Tab. 4.12 mostra algumas características do estudo das malhas, tais como tamanho da malha em termos de número de nós e elementos, tempo de processamento, considerando um computador com processador Intel(R) Core(TM) i5 CPU M 430 2,27GHz,

Memória RAM 4,00GB e, também, valores encontrados para o deslocamento para um nó no meio da linha posicionada na região inferior da mandíbula para o coto proximal e o coto distal.

Tabela 4.12- Características das malhas para análise de sensibilidade.

Nível de Refinamento	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo de Processamento [h, min, s]	Deslocamento [mm]	
				U _B	U _A
1	685.767	956.900	-	-	-
2	183.987	259.586	11h 21' 37"	0,4482	0,2795
3	78.903	108.749	25' 14"	0,4457	0,2209
4	45.324	66.069	13' 02"	0,4075	0,2044
5	37.649	55.064	9' 26"	0,4015	0,1946
6	34.046	49.800	7' 34"	0,3993	0,1973
7	32.243	47.255	6' 56"	0,3993	0,1997
8	31.387	45.942	6' 47"	0,3875	0,2018
9	31.766	46.501	5' 53"	0,3923	0,2037
10	30.772	45.076	6' 51"	0,4066	0,2007

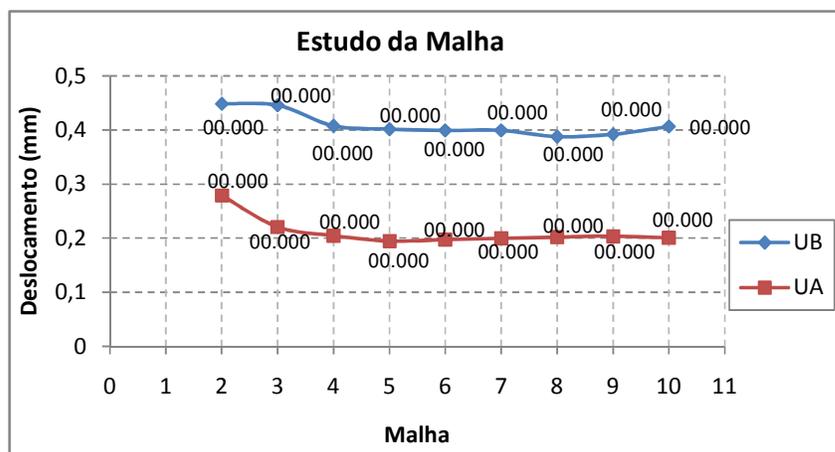


Figura 4.11- Gráfico da convergência da malha para modelo CM1M6P – P1.

Na análise de sensibilidade da malha através da Tab. 4.12 e do gráfico da Fig. 4.11 observa-se uma variação da ordem de 15% para o deslocamento na parte B da mandíbula e de 46% para a parte A. Este valor serve como referência para avaliar as diferenças máximas entre os resultados experimentais ajustados no MEF. Porém, os tempos de processamentos são quase três vezes maiores do que a faixa média. Portanto, escolheu-se uma situação

intermediária para avaliar os 36 modelos numéricos, ou seja, malhas com nível de refinamento entre 5 e 6 (no nível 1 a malha é mais refinada, com elementos de dimensões menores, e no nível 10 o refinamento da malha é mais grosseiro, com elementos de dimensões maiores). A partir deste nível de refinamento, a variação dos deslocamentos absolutos foi muito pequena, sendo de 4,94% para a parte B e 3,70% para a parte A.

4.6 – Equações Preditivas

Neste trabalho de tese a estabilidade do corte mandibular foi avaliada utilizando modelos tridimensionais de elementos finitos, considerando a influência do tipo de mandibulotomia (mediana ou paramediana), posição da(s) miniplaca(s), quantidade e posição dos parafusos em relação à região osteotomizada e quantidade de miniplacas.

Apesar da complexidade deste fenômeno, a proposta básica é conhecer o comportamento mecânico das principais variáveis de influência. Neste caso, visando a minimizar os erros e aumentar a quantidade de dados a serem avaliados, foram determinadas equações preditivas utilizando técnicas de similitude que tiveram como referência os dados experimentais e modelos simplificados de elementos finitos. A seguir é apresentada a metodologia para se obter estas equações e o procedimento para otimizar os modelos utilizando como referência as equações preditivas.

4.6.1- Estimativa da estabilidade para os modelos numéricos

A estabilidade da fixação por meio de miniplacas e parafusos foi definida por meio de modelos experimentais e numéricos.

Na análise numérica foram desenvolvidos modelos simplificados tridimensionais de elementos finitos que simularam aqueles utilizados experimentais. Neste caso, os segmentos ósseos utilizados na modelagem experimental foram aproximados por estruturas retangulares separadas de acordo com o respectivo corte utilizado, mediano ou paramediano. Estes modelos de elementos finitos foram ajustados utilizando como base os dados experimentais. Os detalhes desta modelagem e análise foram descritos na seção 4.2.

As medidas dos deslocamentos da mandíbula foram feitas em pontos localizados na região dos cortes. Para isso, foram definidos os nós das linhas de contorno das superfícies resultantes dos cortes mediano e paramediano do modelo de elementos finitos tridimensional.

As Fig. 4.12 e Fig. 4.13 mostram os pontos analisados para o corte mediano e paramediano, respectivamente.

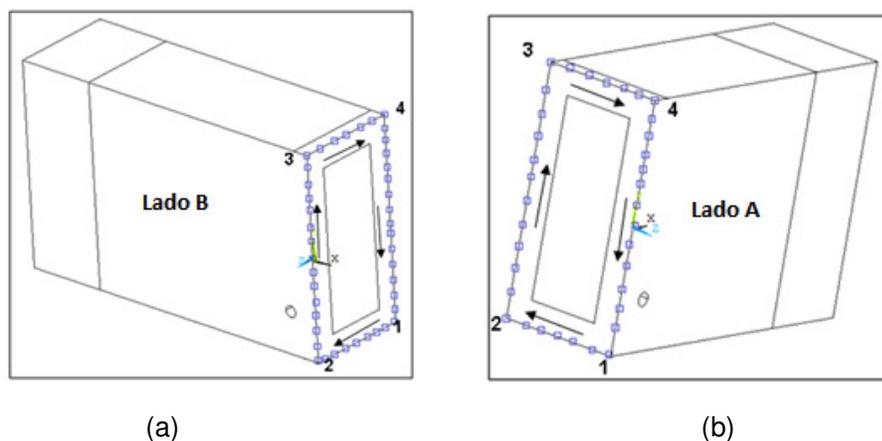


Figura 4.12 – Sequência de pontos do modelo de elementos finitos tridimensional para corte mediano na seção direita (a) e seção esquerda (b)

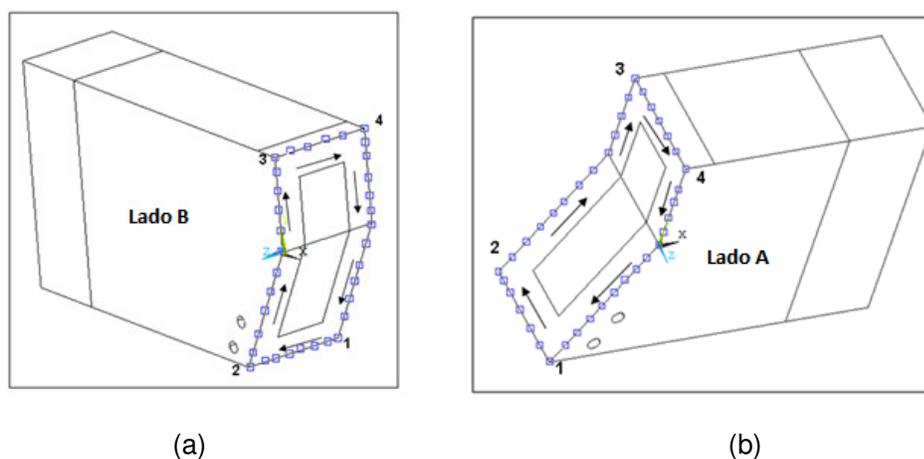


Figura 4.13 – Sequência de pontos do modelo de elementos tridimensional para corte paramediano na seção direita (a) e seção esquerda (b)

Os modelos em elementos finitos em que foram retirados os deslocamentos absolutos tiveram as mesmas características dos modelos validados numericamente, com exceção do carregamento, que nestas análises foram considerados, além do carregamento distribuído em linha vertical, foram adotados dois carregamentos também distribuídos em linha: um horizontal (direção x) e um transversal (direção z) no valor de 25 N para cada segmento ósseo. Seguindo a recomendação de Aslan et al. (2001), estas forças F_x e F_z foram introduzidas nos modelos

para simular efeitos de cisalhamento gerados por forças de mastigação nas direções em que foram aplicadas. Logo, o carregamento total aplicado foi uma força vertical, de intensidade igual àquelas obtidas na validação do modelo, dadas nas Tab. 4.12 e 4.13, e forças horizontal e transversal de 50 N, ambas distribuídas em linha na face superior da mandíbula. A Fig. 4.14 mostra as direções destas forças no local da mandibulotomia na sínfise.

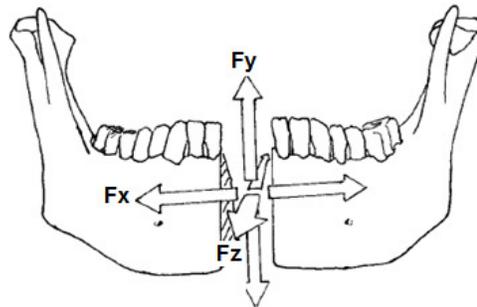


Figura 4.14- Direções básicas das forças que agem no local da mandibulotomia (ASLAN et al., 2001)

No programa Ansys®, após a solução dos modelos, foram extraídos os deslocamentos resultantes da análise numérica. Nesta análise foram considerados elementos de contato sem levar em conta o atrito entre as duas partes osteotomizadas e entre miniplacas de titânio e osso. As demais regiões foram consideradas com rigidez infinita, ou seja, união perfeita. A medida da estabilidade inicial foi considerada a partir dos deslocamentos resultantes (U) do coto proximal (Lado B) e distal (Lado A) das partes osteotomizadas, composto de acordo com a Eq. (4.1) pelos deslocamentos nodais de translação U_x , U_y e U_z nas direções x , y e z , respectivamente (Fig. 4.15).

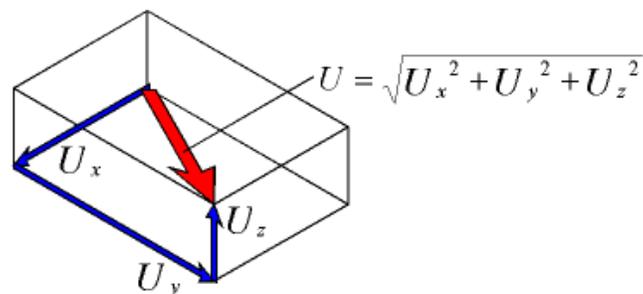


Figura 4.15- Vetor de deslocamento resultante

$$U = \sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2} \quad (4.1)$$

Para avaliar de forma mais detalhada os pequenos deslocamentos, foi feito um processo de normalização considerando os níveis de deslocamento no caminho percorrido indicado pelas setas nas Fig. 4.12 e 4.13. Nesse caso, os deslocamentos resultantes foram organizados e processados no ambiente Matlab®, utilizando a regra do trapézio para cálculo de áreas. O deslocamento total dos lados esquerdo e direito foi definido como sendo a área gerada pela curva dos deslocamentos resultantes (U) nos pontos pré-determinados escolhidos na interface dos cortes. A Fig. 4.16 mostra como foi determinado o deslocamento total de um lado do corte no programa Matlab®. Quanto menor a área resultante, menor o deslocamento total gerado na seção do corte e, conseqüentemente, maior a estabilidade da fixação.

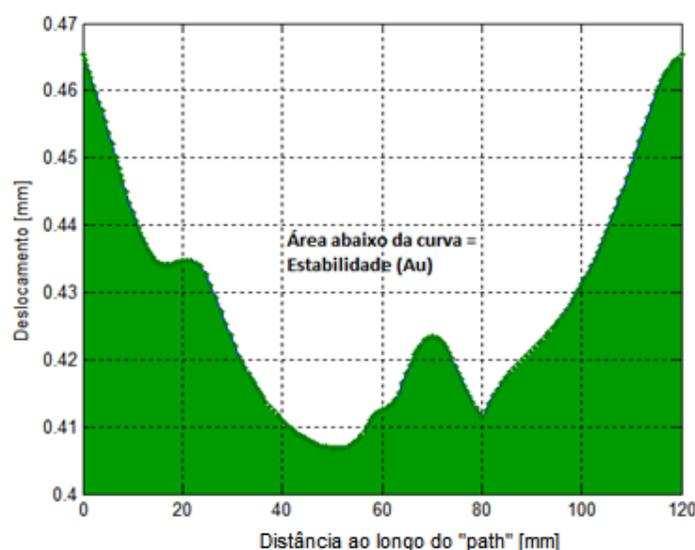


Figura 4.16- Área abaixo da curva definida como o deslocamento total de um lado do corte (esquerdo ou direito).

Portanto, pela definição de estabilidade utilizando como referência a área abaixo da curva, a unidade da estabilidade seria [mm^2].

Finalmente, a medida da estabilidade (E_s) da união com as miniplacas foi definida pela diferença em módulo entre o deslocamento total do lado esquerdo e do lado direito, ou seja, o deslocamento relativo total resultante, dado por:

$$E_s = |A_{u_{\text{esq}}} - A_{u_{\text{dir}}}| \quad (4.2)$$

Logo, de acordo com a definição de estabilidade, quanto menor o valor de E_s , mais estável é a união das partes osteotomizadas, ou seja, mais rígida é a união entre as partes segmentadas do osso.

4.6.2- Modelos matemáticos utilizando técnicas de similitude

O desenvolvimento da teoria da similitude baseia-se na análise dimensional, utilizando os conceitos de medidas e de observações do problema físico (DUARTE, 2007). Os principais objetivos da teoria da similitude são:

a) estabelecer as relações necessárias para permitir predições confiáveis do comportamento de um modelo físico;

b) definição do tipo de relação existente entre os parâmetros envolvidos em qualquer fenômeno físico.

O trabalho aqui proposto busca atingir os objetivos que são, associar a similitude com dados obtidos na simulação numérica para determinar modelos matemáticos representativos da estabilidade, ou seja, determinar funções preditivas nas variáveis de influência do fenômeno físico que, no caso, estão relacionados com a estabilidade da união mandibular. Estes modelos matemáticos foram definidos visando à sua utilização em técnicas de otimização. Neste caso, a proposta é otimizar o fenômeno visando a obter a melhor performance do sistema, qual seja, a máxima estabilidade considerando as variáveis de influência.

Atualmente, as técnicas cirúrgicas de mandibulotomia utilizando cortes mediano ou paramediano são utilizadas em diferentes circunstâncias. Normalmente, o cirurgião prefere o corte mediano em pacientes edêntulos e corte paramediano em pacientes com dentição completa. Em geral são utilizadas duas miniplacas posicionadas na região central e inferior da mandíbula fixadas com seis parafusos por miniplaca. Neste trabalho, a análise numérica foi feita considerando os dois tipos de corte unidos por uma ou duas miniplacas posicionadas em diferentes localizações da mandíbula. Foram também avaliadas as fixações com diferentes quantidades de parafusos. Portanto, optou-se pela formulação de oito equações preditivas da seguinte forma:

$$\begin{array}{l}
 1 - \text{Corte Mediano} \left\{ \begin{array}{l} -\text{Uma Miniplaca} \left\{ \begin{array}{l} -6 \text{ parafusos} \\ -2 \text{ parafusos} \end{array} \right. \\ -\text{Duas Miniplacas} \left\{ \begin{array}{l} -6 \text{ Parafusos} \\ -2 \text{ Parafusos} \end{array} \right. \end{array} \right. \\
 \\
 2 - \text{Corte Paramediano} \left\{ \begin{array}{l} -\text{Uma Miniplaca} \left\{ \begin{array}{l} -6 \text{ parafusos} \\ -2 \text{ parafusos} \end{array} \right. \\ -\text{Duas Miniplacas} \left\{ \begin{array}{l} -6 \text{ parafusos} \\ -2 \text{ parafusos} \end{array} \right. \end{array} \right.
 \end{array}$$

A anatomia da mandíbula, com relação à altura (distância entre os bordos alveolares e a base da sínfise) difere bastante variando de 22,67 a 43,46 mm para pacientes com dentes e de 6,22 a 37,24 mm para pacientes edêntulos, segundo medidas feitas por Bolini; Gaspar; de Souza (2006) em mandíbulas pertencentes à coleção do museu de crânios da UNESP (SP). Neste caso, o cirurgião possui certa limitação no posicionamento da miniplaca para fixar as partes seccionadas da mandíbula. Na maioria das vezes, ele opta por fixar uma miniplaca logo abaixo das raízes dos dentes (pacientes dentados) e outra na parte inferior. Em geral, utiliza miniplacas com oito furos e seis parafusos de fixação. Portanto, o número de parafusos e a altura de fixação de miniplacas possuem influência direta na estabilidade da união. Outra variável importante é a rigidez da miniplaca, modificada, por exemplo, através de sua espessura. Portanto, dependendo da configuração das variáveis, a estabilidade da união pode ser melhorada, reduzindo custos e gerando melhores condições para a cura do paciente.

Devido à combinação das variáveis, grande número de equações seria gerado. Neste caso, optou-se por definir modelos matemáticos para aquelas condições supostamente extremas em termos do número de parafusos, ou seja, 2 e 6 parafusos de fixação. Assim, de acordo com a configuração anterior, foram estimadas oito equações preditivas.

O Apêndice I mostra a metodologia para determinar as equações preditivas utilizando a Teoria da Similitude. Esta metodologia foi utilizada nas oito equações estimadas para descrever o comportamento da estabilidade da fixação em função da posição das miniplacas e da rigidez da fixação.

As equações preditivas são dadas em função dos II-termos constantes: Π_1 , Π_2 e Π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, tem-se a estabilidade da fixação em função das variáveis do problema. Os II-termos adimensionais são aqueles determinados no Anexo I:

$$\Pi 1 = \frac{Es}{\ell^2} \quad \Pi 2 = \frac{h}{\ell} \quad \Pi 3 = \frac{k*\ell}{F}$$

onde:

E_s = é a estabilidade da fixação, função das variáveis h e k ;

ℓ = largura da mandíbula, constante e igual a 20mm;

F = é a força aplicada à fixação, constante e igual a 100N;

h = é a posição da miniplaca (quando se tratar de apenas uma miniplaca) e da miniplaca inferior (quando se tratar de duas miniplacas) em relação à raiz do dente. Portanto, é uma das variáveis da equação;

k = rigidez da fixação, variável da equação, determinada no Anexo I, item AI.2.

4.6.3- Otimização das Variáveis de Influência

A otimização é aplicada em situações em que se deseja maximizar ou minimizar uma função numérica de diversas variáveis, num contexto em que podem existir restrições. Tanto as funções como as restrições dependem dos valores assumidos pelas variáveis de projeto ao longo do procedimento de otimização. Geralmente as funções são não-lineares e acopladas entre si. (Saramago, consultado em 11/01/2011 na página <http://www.catalao.ufg.br/mat/revista/ART-022.pdf>).

A otimização tem como vantagens: diminuir o tempo dedicado ao projeto, possibilitar o tratamento simultâneo de uma grande quantidade de variáveis e restrições de difícil visualização gráfica e/ou tabular, possibilitar a obtenção de algo melhor, obtenção de soluções não tradicionais e menor custo.

Como limitações têm-se o aumento do tempo computacional quando aumenta-se o número de variáveis de projeto, podem-se surgir funções descontínuas que apresentam lenta convergência, funções com presença de muitos mínimos locais onde o mínimo global raramente é obtido.

Segundo Oliveira (2003), as técnicas básicas de otimização são bem conhecidas e vêm sendo utilizadas em diversas áreas de conhecimento. A melhoria dos recursos computacionais motivou um grande avanço nas técnicas de otimização, mesmo diante dos fatos de que os problemas tornam-se cada vez mais complexos. O método se baseia em três pontos principais:

a codificação do problema, a função-objetivo que se deseja maximizar ou minimizar e o espaço de soluções associado.

Das várias técnicas de otimização existentes, os algoritmos genéticos podem ser empregados na resolução de uma vasta gama de aplicações, por exemplo, nas ciências biológicas são utilizados para modelar processos biológicos para o entendimento do comportamento de estruturas genéticas.

Os algoritmos genéticos são uma família de modelos computacionais de busca baseados nos processos de seleção natural da luta pela vida e da genética de populações e usam um vocabulário emprestado da genética natural. Fala-se sobre indivíduos (genótipos) de uma população. Estes indivíduos também são chamados de cromossomos. Cromossomos são compostos de unidades ou elementos, cada elemento equivale a um gene, dispostos em uma sequência linear. Aplicam operadores de seleção e *cross-over* a estruturas de forma a preservar as informações críticas relativas à solução do problema. Uma das vantagens de um algoritmo genético é a simplificação que eles permitem na formulação e solução de problemas de otimização.

Algoritmos genéticos são algoritmos iterativos e a cada iteração a população é modificada, usando as melhores características dos elementos da geração anterior e submetendo-as a três tipos básicos de operadores, para produzir melhores resultados que são:

Reprodução: é um processo no qual cada cadeia é copiada levando em conta os valores da função de adaptação f .

Cruzamento: é um processo no qual a combinação em partes de cada um de dois cromossomos gera um novo descendente.

Mutação: é a modificação aleatória ocasional (de baixa probabilidade) do valor de um alelo da cadeia.

Ao fim destas operações cria-se uma nova população, chamada de geração que, espera-se, represente uma melhor aproximação da solução do problema de otimização que a população anterior.

Devido ao grande número de variáveis que um algoritmo genético trata e às populações elevadas e o alto número de gerações, os algoritmos genéticos possuem um custo computacional elevado.

Para determinar o valor ótimo das variáveis envolvidas no fenômeno da estabilidade de maneira que minimize o valor da função objetivo, dada para cada configuração analisada, utilizou-se o código computacional GAOT implementado no *software* Matlab® (GRACE, 1992).

4.7- Modelo tridimensional da mandíbula

A análise numérica da técnica da mandibulotomia utilizando modelos de mandíbula humana é onerosa e complicada, uma vez que a discretização do modelo de elementos finitos, em geral, gera uma alta densidade de malha que eleva os custos computacionais. Além disso, a conformação da miniplaca na região da sínfise é trabalhosa devido às irregularidades da superfície. Araújo (2008) em seus estudos simplificou o problema modelando a região do mento de forma planificada, por causa da dificuldade em gerar um modelo CAD da miniplaca adaptado a esta superfície (Fig.4.17).

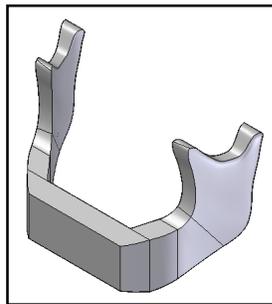


Figura 4.17. Região do mento da mandíbula planificada. (ARAUJO, 2008)

Neste trabalho, o MEF de uma mandíbula humana foi utilizado sem a região do côndilo e as miniplacas conformadas pelo programa Stampack foram adaptadas na região da sínfise. O programa Ansys® Workbench foi utilizado para avaliar numericamente os níveis de tensão e deslocamentos de diferentes configurações de fixação considerando cortes mediano e paramediano.

Após os estudos experimentais e numéricos descritos nos Capítulo III e início deste capítulo para avaliar a condição de estabilidade em diferentes tipos de corte (mediano e paramediano) fixados com uma e duas miniplacas de titânio em um modelo simplificado similar à condição experimental, as configurações apresentadas abaixo foram escolhidas como as de melhor desempenho, ou seja, máxima estabilidade. As configurações de fixação foram avaliadas, juntamente com aquelas configurações convencionais utilizadas pelo cirurgião. Os modelos utilizados nas análises finais foram:

- *CM1M4PI – P1*: corte mediano fixado com uma miniplaca, quatro parafusos posicionados internamente em relação ao corte com a miniplaca na região inferior da mandíbula, posição P1;
- *CM1M6P – P1*: corte mediano fixado com uma miniplaca, seis parafusos com a miniplaca na região inferior da mandíbula, posição P1;
- *CM2M4PI – P2P1*: corte mediano fixado com duas miniplacas, quatro parafusos posicionados internamente em relação ao corte com a miniplaca superior na posição P2 e a inferior na região inferior da mandíbula (P1);
- *CM2M6P – P5P2*: corte mediano, duas miniplacas, seis parafusos com a miniplaca superior na posição logo abaixo da raiz dos dentes, P5 e miniplaca inferior na região inferior da mandíbula, P2;
- *CP1M4PI – P1*: corte paramediano fixado com uma miniplaca, quatro parafusos posicionados internamente em relação ao corte com a miniplaca na região inferior da mandíbula, posição P1;
- *CP1M6P – P1*: corte paramediano fixado com uma miniplaca, seis parafusos com a miniplaca na região inferior da mandíbula, posição P1;
- *CP2M4PI – P3P2*: corte paramediano fixado com duas miniplacas, quatro parafusos posicionados internamente em relação ao corte com a miniplaca superior na posição média, P3 e a inferior logo abaixo (P2);
- *CP2M6P – P3P1*: corte paramediano fixado com duas miniplacas, seis parafusos com a miniplaca superior na posição média, P3 e a inferior na região inferior da mandíbula (P1);
- *CM2M6P – P5P0*: corte mediano fixado com duas miniplacas, seis parafusos com a miniplaca inferior posicionada na região inferior abaixo do queixo da mandíbula, posição P0 (com quatro parafusos) e a miniplaca superior posicionada na região logo abaixo das raízes dos dentes, posição P5. Esta configuração é utilizada pelos cirurgiões para pacientes edêntulos;
- *CP1Mespess6P – P5*: corte paramediano fixado com uma miniplaca, seis parafusos com a miniplaca na região superior da mandíbula, posição P5 e considerando miniplaca com 2 mm de espessura. Esta configuração é utilizada pelos cirurgiões para pacientes com dentes.

Os modelos CM2M6P – P5P0 e CP1Mespe6P – P5 são aqueles normalmente utilizados nas cirurgias de mandibulotomia na região da sínfise nos cortes mediano e paramediano, respectivamente.

A mandíbula humana utilizada na análise por elementos finitos foi cedida pelo Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná (UFPR), e, neste caso, foi cortada na região de apoio do côndilo, simplificando o modelo nesta região, conforme Fig. 4.18.

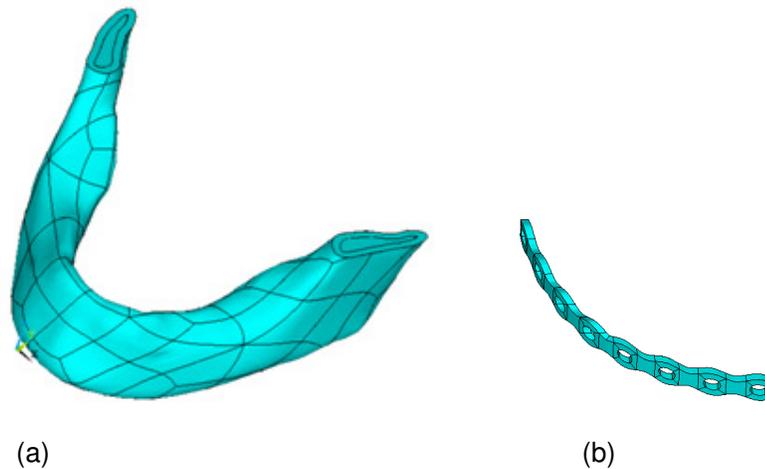


Figura 4.18. a) Modelo da mandíbula real com as irregularidades da superfície tanto na região do mento quanto na região do côndilo; b) miniplaca de titânio conformada na região da sínfise.

4.7.1- Forças e condições de contorno

A mandíbula é unida ao crânio por meio de junções duplas têmporo-mandibulares que permitem tanto o movimento de rotação como de translação. Os músculos masseter, temporal e pterigóideo medial e lateral controlam o movimento de fechamento da maxila. A combinação de translação e rotação destes músculos gera movimentos complexos que permitem várias funções da mandíbula, sendo de fundamental importância para a pessoa o funcionamento normal (MAY; SAHA; SALTZMAN, 2001).

A dificuldade encontrada quando se modela qualquer união na mandíbula é determinar o valor da força aplicada pelos músculos. May; Saha; Saltzman (2001) determinaram experimentalmente as forças laterais de mastigação e as forças nos músculos masseter e temporal. Estes valores foram utilizados num modelo matemático tridimensional para determinar as forças na junção têmporo-mandibular. Para isto determinaram a seção transversal da área dos músculos, suas linhas de ação e os seus pontos de aplicação para as

forças do nó e para as forças de mastigação em um crânio cadavérico dissecado. Van Eijden (2000) fez um estudo semelhante ao dos primeiros autores no que diz respeito às características destas forças, porém, levando em consideração momentos de flexão e torção do ramo sagital da mandíbula.

Nas análises numéricas com o modelo completo da mandíbula mostrado na Fig. 4.18, os efeitos dos momentos fletores e torçores gerados pelas forças dos músculos da face foram desprezados, em função da sua complexidade. Foram consideradas apenas as forças axiais dos músculos masseter, temporal e pterigóideo medial e lateral. Os valores e as linhas de ação destas forças foram retirados do trabalho de May; Saha; Saltzman (2001) e estão reproduzidas na Tab. 4.13.

Tabela 4.13- Valores das forças nos músculos de mastigação nas direções x, y e z. (MAY; SAHA; SALTZMAN, 2001)

Tipo de Força	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
Masseter direito (MA)	28,72	-17,81	30,82
Temporal Esquerdo (TE)	10,38	9,90	74,08
Pterigóideo lateral direito + força do côndilo direito (LP + JF)	25,96	-41,89	11,27
Pterigóideo medial esquerdo (MP)	10,37	-10,40	56,56
Força de mastigação (BF)	37,25	27,55	-52,23

A Fig.4.19 mostra o esquema destas forças, com o sistema de coordenadas utilizado pelos autores.

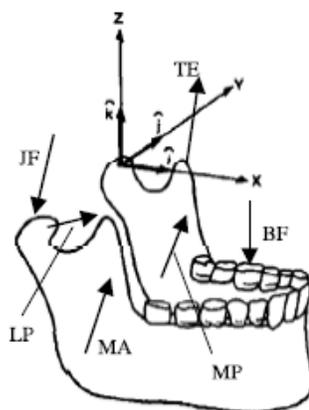


Figura 4.19- Esquema do diagrama de forças em uma mandíbula. (MAY; SAHA; SALTZMAN, 2001)

Os valores apresentados na Tab. 4.13 utilizam o sistema de coordenadas dos autores. Foi feita uma adaptação ao sistema de coordenadas utilizado no MEF analisado e que são mostradas na Tab. 4.14.

Tabela 4.14- Valores das forças nos músculos de mastigação nas direções x, y e z.

Tipo de Força	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]	Força Total [N]
Masseter direito (MA)	-18,0	-29,0	31,0	46,11
Temporal Esquerdo (TE)	10,0	-10,0	74,0	75,34
Pterigóideo lateral direito + força do côndilo direito (LP + JF)	-42,0	-26,0	11,0	50,61
Pterigóideo medial esquerdo (MP)	-10,0	-10,0	57,0	58,73
Força de mastigação (BF)	28,0	-37,0	-52,0	69,69

A Fig. 4.20 mostra as forças aplicadas para o modelo CM1M4PI - P1. A força do músculo TE e dos músculos LP e JF foram consideradas aplicadas nas linhas do côndilo. As forças dos músculos LP e JF foram somadas em função de não haver a região do côndilo. A força de mastigação foi aplicada numa região próxima ao terceiro molar.

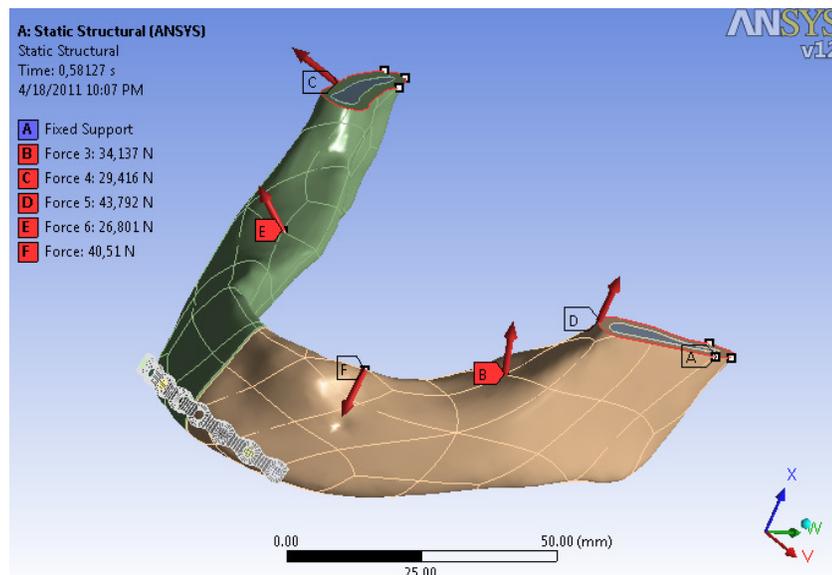


Figura 4.20- Forças aplicadas em um modelo analisado.

Las Casas e Pamplona (2003) mostraram que as forças que atuam no dente humano variam significativamente de acordo com a geometria e estrutura dental, a estrutura muscular orofacial, a idade e o sexo. De uma maneira geral, as forças parafuncionais são maiores que as forças de oclusão que, por sua vez, são maiores que as forças de mastigação. Estes três tipos de forças são significativamente maiores na região posterior do que na região anterior da cavidade oral (TAMS et al., 1999).

A mandíbula foi fixada em três pontos no espaço na região do corte do côndilo nas duas extremidades, deixando-a desta forma, livre para o movimento de rotação, característico no instante da mastigação (WANG et al., 2010). Com relação ao contato das superfícies, este foi assumido nas condições dadas pelo *software Workbench®*, que considerou as superfícies perfeitamente coladas umas em relação às outras, sem coeficiente de atrito.

As propriedades do osso cortical (parte externa) e trabecular (região interna) de humanos foram retiradas do trabalho de Çiftçi e Canay (2000) e das miniplacas de titânio do trabalho de Ziebowicz e Marciniak (2006). Petrie e Williams (2002), em seu trabalho, apresentaram propriedades mecânicas para osso cortical e trabecular semelhantes às usadas neste trabalho. As propriedades dos materiais usados nas análises são apresentadas na Tab. 4.15.

O osso é um material que varia as suas características e propriedades de acordo com a idade, sexo, bem como com a forma como são determinadas estas propriedades e de como são retiradas as amostras. Segundo Kunkel et al. (2008) esta variação pode ser de até 10 vezes quando o teste é realizado em diferentes direções. Neste mesmo trabalho, os autores determinaram as propriedades mecânicas do osso trabecular de calcâneos humanos por ensaio de compressão e por ultra-sonometria. Os autores afirmam que à medida que a amostra óssea seca ocorre um aumento progressivo do seu módulo de elasticidade (17%) e do limite de resistência (31%), enquanto que a sua tenacidade diminui (55%). Sendo assim, o osso seco é mais frágil que o osso úmido, absorvendo menos energia até fraturar. Apesar dos tecidos humanos apresentarem características anisotrópicas, adotou-se a condição de isotropia devido à dificuldade de estabelecer as direções principais da anisotropia (ARAÚJO, 2008).

Tabela 4.15- Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise numérica do modelo completo.

Material	Módulo de Elasticidade [MPa]	Coefficiente de Poisson ν
Miniplacas de Titânio	105.000	0,33
Osso Cortical	13.700	0,30
Osso Trabecular	1.370	0,30

Já Turner et al. (1999) mediram e compararam o módulo de elasticidade dos ossos trabecular e cortical em humanos e compararam as medidas desta propriedade usando microscopia acústica e nanoindentação. Eles concluíram que o módulo de elasticidade do osso cortical na direção longitudinal é em torno de 40% maior que o módulo de elasticidade medido na direção transversal e que este módulo no osso trabecular é ligeiramente maior na direção transversal que aquele medido na mesma direção no osso cortical, porém, substancialmente menor que o módulo de elasticidade medido longitudinalmente para o osso tipo cortical. Com relação às duas formas diferentes de medir o módulo de elasticidade, praticamente não houve diferença, considerando o osso cortical como anisotrópico.

O osso cortical foi considerado na superfície externa do volume do osso. Para isto o volume do osso foi discretizado de maneira que a espessura da camada formada pelos elementos externos estivesse entre 1,26 mm e 1,66 mm (média de 1,43 mm) e a região interna restante foi constituída pelo osso trabecular. Estes valores foram encontrados por Park et al. (2004) em seus estudos, fazendo-se cortes medianos na mandíbula na região do incisivo lateral, conforme mostrado na Fig.4.21.

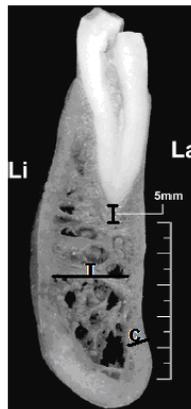


Figura 4.21 – Segmento de uma placa labial do osso cortical que Park et al. (2004) usaram para medir a espessura do osso cortical (C) e a largura do osso trabecular (T).

Eles determinaram a morfologia e a composição dos ossos cortical e trabecular na região da sínfise usando 35 corpos-de-prova. Petrie e Williams (2002), em seu trabalho, idealizaram duas seções transversais para mandíbula com osso cortical de 2 mm e 1mm de espessura com largura total de 14 mm e 12 mm, respectivamente, e altura de 25 mm.

O elemento tridimensional tetraédrico usado neste modelo foi o SOLID95. Este elemento é usado em análises tridimensionais cujas superfícies sejam irregulares, como no caso da

mandíbula. A malha foi gerada automaticamente utilizando o *software* Workbench®. As miniplacas foram posicionadas a partir do final da raiz dos dentes, conforme Fig. 4.22.

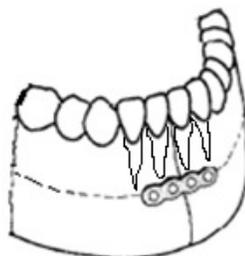


Figura 4.22- Local de posicionamento da miniplaca na mandíbula para mandibulotomia mediana, abaixo das raízes dos dentes (TAMS et al., 1999).

Foi utilizado um modelo de miniplaca com oito furos cuja conformação não foi feita especificamente para o modelo de mandíbula completa utilizado nesse trabalho. Foi utilizado um modelo de miniplaca conformado no *software* STAMPACK® o qual foi utilizado num trabalho anterior feito no LPM, de autoria de Araújo (2008). Em função disto, nos modelos, a miniplaca não tangenciou a mandíbula em todos os pontos ao longo de sua extensão, em função da falta de conformação da mesma para o contorno deste tipo de mandíbula, o que não comprometeu os resultados esperados nestas análises. A Fig. 4.23 mostra o modelo de mandíbula humana utilizada nas análises com a miniplaca e parafusos de titânio.

Não foram considerados modelos com miniplaca de quatro furos, apesar da literatura usar largamente este tipo de sistema de fixação, uma vez que, na prática este tipo de miniplaca não está sendo utilizada pelos cirurgiões (MARENTETTE, 1995; FELLER; SCHIERLE et al., 1997; SCHORTINGHUIS; BOS; AMIN; DESCHLER; HAYDEN, 1999; VISSINK, 1999; TAMS et al., 1999; SCHNEIDER; ECKELT, 2002; DOLANMAZ et al., 2004; TRIVELLATO; PASSERI, 2005; KIMURA et al., 2006; ZIEBOWICZ; MARCINIAK, 2006; CHIODO et al., 2006; MANDSEN; MCDANIEL; HAUG, 2008). Somente quando se utilizou miniplaca de fixação abaixo do queixo, foi considerada uma miniplaca com quatro furos, em virtude da falta de espaço para posicionamento de uma miniplaca maior. Também não foi considerada, nesta análise, a colocação de parafusos na posição próxima aos cortes, também seguindo a recomendação dos cirurgiões, já que a colocação de parafuso neste ponto é dificultada pela pequena área resistente e ele praticamente não contribui para a rigidez da fixação.

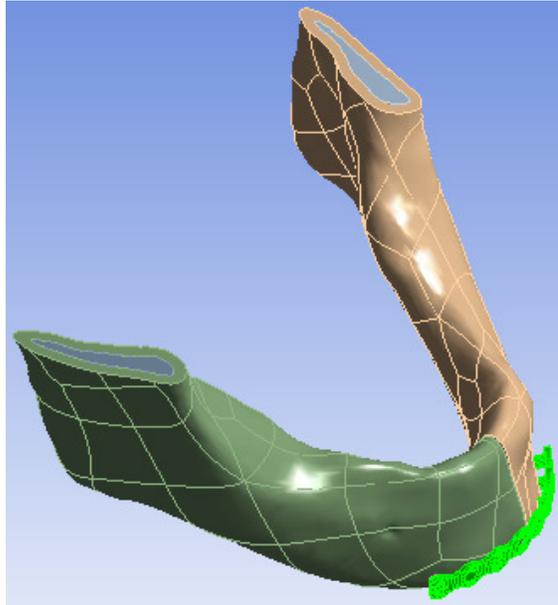


Figura 4.23- Modelo em elementos finitos com a miniplaca e parafusos.