MARGARETH GOMES ROSA ARANTES

ANÁLISE DA ESTABILIDADE FUNCIONAL DE UM DISTRATOR OSTEOGÊNICO OSSEOSUPORTADO UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2007

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

MARGARETH GOMES ROSA ARANTES

ANÁLISE DA ESTABILIDADE FUNCIONAL DE UM DISTRATOR OSTEOGÊNICO OSSEOSUPORTADO UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibração

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

Co-orientadora: Profª. Dra. Roberta Tarkany Basting

Uberlândia - MG

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

A662a Arantes, Margareth Gomes Rosa, 1964-
Análise da estabilidade funcional de um distrator osteogênico osseosuportado utilizando o método dos elementos finitos / Margareth Gomes Rosa Arantes. - 2007.
106 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral Araújo.
Co-orientadora: Roberta Tarkany Basting.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Método dos elementos finitos - Teses. 3. Ortodontia - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral. II. Basting, Roberta Tarkany. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

Dedicatória

Aos meus queridos pais **José Antônio Rosa e Sônia Gomes Rosa**, que me deram à oportunidade de ter uma vida acadêmica, por serem presenças constantes em todos os atos da minha vida, com muito amor, paciência e esforço. Eu amo vocês.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Mecânica, pela oportunidade de realizar esse curso, seus funcionários e aos professores deste programa.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo, pela sua elevada cultura, profissionalismo e disponibilidade para orientar-me. Com mão firme, trouxe-me estímulo e confiança na realização deste trabalho científico.

À Profª. Dra. Roberta Tarkany Basting, pela confiança.

À Profª. Dra. Sonia A. Goulart Oliveira, pela compreensão quanto às minhas limitações, sempre confiante na minha capacidade.

Ao Prof. Dr. Ricardo Fortes de Miranda, pela disponibilidade e confiança.

Aos professores Antônio Pedro Clapis, Sezimária de Fátima P. Saramago, Valder Steffen Júnior, José Francisco Ribeiro pelas brilhantes aulas no curso de mestrado e pelos conselhos imprescindíveis.

À empresa fabricante do distrator “Signo Víncis”, e à empresa SIN, que cedeu os parafusos para a realização do trabalho, pela confiança depositada.

Ao colega Jaime Corrêa de Barros Júnior, que pacientemente colaborou com os seus conhecimentos para a realização deste trabalho.

Aos meus colegas de jornada, lembrados sempre: Naiara, Rogério, Anderson, Eliane, Fernando, Denise, Joaquim, Leônidas, Gualter, Delma, Paulo e Arthur pelo convívio e amizade construída.

À minha colega Lidiane, pela amizade e constante disponibilidade.

Aos meus avós Manuel, Odília e Sebastiana, minha sogra Alayde que em vida sempre me ensinaram tantas lições.

Aos meus tios e tias, Virgilino e Cida, Waldeck e Áurea, Wagner e Ivânia, Vanderlei e Marlene e todos os meus primos pela certeza de poder contar sempre com a minha família.

Aos meus cunhados e cunhadas, Neto e Marli, Getúlio e Lesli, Dirceu e Lislei, Ronaldo e Sueli, Anselmo e Leila, Djalma e Ana, Júnior e Tatiani, e todos os seus filhos, que sempre valorizaram os meus estudos.

À minha irmã Arlete e meu Cunhado Rogério, ao meu irmão Fernando e minha Cunhada Vânia e todos os seus filhos, pelo apoio e paciência.

Ao meu esposo, Cristóvão, pelo estímulo e compreensão em todas as horas.

Aos meus filhos, Luciano, Lucas e Tiago, pelo apoio e compreensão da minha ausência em momentos importantes.

Em especial a Deus que me proporciona tantas dádivas.

ARANTES, M. G. R. **Análise da Estabilidade Funcional de Um Distrator Osteogênico Osseosuportado Utilizando o Método dos Elementos Finitos**. 2007. 106 p. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia MG.

RESUMO

A distração osteogênica é uma técnica cirúrgica utilizada na Odontologia para a correção de discrepâncias transversais da mandíbula, tendo como princípio fundamental a capacidade intrínseca de alguns tecidos vivos de se desenvolverem quando submetidos à tensão provocada por tração lenta e contínua. Para se conseguir sucesso na osteosíntese, os distratores osteogênicos sinfiseanos têm que minimizar qualquer tipo de movimento entre os segmentos ósseos obtidos com o corte. Este trabalho tem por finalidade avaliar a estabilidade de um tipo de distrator da sínfise mentoniana através de modelos tridimensionais de elementos finitos onde são avaliadas diferentes posições de fixação e diferentes quantidades de parafusos de fixação. A estabilidade foi avaliada através da determinação dos deslocamentos verticais na direção do carregamento variando as cargas de 20 a 140 N. Paralelamente, foram utilizados os resultados de uma análise experimental para ajustar os modelos numéricos de elementos finitos. A análise indicou que, para o tipo de cargas aplicadas, a estabilidade não depende do número de parafusos de fixação e sim da rigidez do distrator na região do corte. Na posição de fixação inferior do distrator os níveis de deslocamentos foram menores, indicando uma melhor estabilidade do distrator.

Palavras-chave: Distração osteogênica, ortodontia, tensões, sínfise, elementos finitos.

x

ARANTES, M. G. R. **Functional Stability Analysis of an Endosseous Distractor Osteogenesis Using the Finite Elements Method**. 2007. 106 p. Master of Science, Federal University of Uberlândia, Uberlândia MG.

ABSTRACT

The distraction osteogenesis is a surgical technique used in the dentistry for the transversal discrepancies correction of the jaw, having as basic principle the intrinsic capacity of some tissue development when submitted to the stress caused by slow and continuous traction. To obtain the osteogenesis success, the distractors osteogenesis symphysianic have to minimize any bone parts displacement. This work had the purpose to evaluate the stability of a distractor symphysis through three-dimensional models of finite elements where different setting positions and different amounts of setting screws are evaluated. The stability was evaluated through the determination of vertical displacements in the load direction in the range of 20 up to 140 N. Additionally; the results of an experimental analysis had been used to adjust the numerical models of finite elements. It was observed that, for the load profile applied, the stability is not a function of setting screws number. The stiffness of the distractor at cut region was the cause of the differences between fixations. In the distractor lower position setting the displacements levels had been lesser, indicating a better distractor stability.

Keywords: Distraction osteogenesis, orthodontics, stress, symphysis, finite elements.

Lista de Símbolos

Símbolos	Significado
µm	Micrometro
με	Micro deformações
Mm	Milímetro
N	Newton
Kgf	Kilograma Força
Kg	Kilograma

Lista de Abreviaturas

Abreviaturas	Significado
FEMEC	Faculdade de Engenharia (UFU)
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos (FEMEC)
MEF	Método de Elementos Finitos
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
USA	Estados Unidos da América

Sumário

Capítulo I – Introdução 01

Capítulo II – Revisão Bibliográfica 05

2.1 – A Distração Osteogênica Utilizada na Área Ortopédica 05

2.2 – A Distração Osteogênica Utilizada na Área Odontológica 06

Capítulo III – A Técnica da Distração Osteogênica 11

3.1 – Introdução 11

3.2 – Aparelhos de Distração Osteogênica 13

3.3 – Etapas da Distração Osteogênica 14

3.4 – Princípios Biológicos na Distração Osteogênica 16

3.5 – Princípios Mecânicos na Distração Osteogênica 18

Capítulo IV – Modelagem Experimental 19

4.1 _ Introdução 19

4.2 – Modelos Analisados 19

4.3 – Dispositivo Experimental 21

4.4 – Instrumentação 22

4.5 – Métodos de Análises 22

4.6 _ Resultados da Análise Experimental 24

Capítulo V – Modelagem por Elementos Finitos 29

5.1 – Introdução 29

5.2 – Modelo Geométrico 30

5.3 – Modelo de Elementos Finitos 40

Capítulo VI – Resultados 45

6.1 – Introdução 45

6.2 – Análise Experimental 45

6.3 – Análise por Elementos Finitos 47

6.3.1 – Verificação da Malha 49

6.3.2 – Ajuste do Modelo Numérico 50

6.3.3 - Verificação da quantidade de parafusos fixados 55

6.3.4 – Verificação da Posição do Distrator 61

6.4 – Gradiente de Tensões nos Modelos 66

Capítulo VII – Conclusões 81

Capítulo VIII – Referências Bibliográficas 85

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A distração osteogênica, é um processo biológico de formação óssea entre as superfícies dos segmentos da mandíbula ou maxila, separados por tração mecânica. A princípio, foi empregada na Ortopedia para o alongamento de ossos tubulares e depois com o tempo, na ortodontia procurando solucionar deformidades faciais e correções de deficiências mandibulares.

Na distração osteogênica ocorre o seccionamento ósseo e o subsequente movimento intencional, controlado, dos segmentos ósseos obtidos com a transecção, para alongar, alargar ou reposicionar um osso.

Este processo tem início quando a força de distração é empregada continuamente na estrutura óssea que relaxa e estimula a formação do novo osso paralelo ao vetor de distração.

Outras definições também são feitas incorporando o conceito de que a tração mecânica produz tensões que estimulam o crescimento e remodelam as estruturas ósseas.

Durante os últimos 10 anos, segundo Basciftci et al, (2003), a distração osteogênica tem se tornado uma técnica alternativa e popular para tratar a displasia na cobertura óssea crânio facial.

Inicialmente, a distração osteogênica foi descrita por Codivilla (1905), através de alongamento de ossos dos membros inferiores. Porém, coube a Ilizarov (1988) realizar a maior parte das pesquisas clínicas e biológicas relativas ao método. Na área odontológica, foi relatada pela primeira vez por Snyder et al.(1973), através de alongamento mandibular experimental em cães.

Para se conseguir sucesso na formação de calo ósseo são fixados distratores osteogênicos que são aparelhos utilizados na técnica de distração e variam de acordo com os objetivos pretendidos pelo clínico.

A estabilidade do distrator é um dos fatores relevantes para a formação óssea, uma

vez que a mobilidade excessiva pode levar à formação de fibrose. Por isso, a funcão dos distratores osteogênicos sinfiseanos, além de aplicar a força de tração, é sustentar os segmentos ósseos eliminando ou minimizando qualquer tipo de movimento.

O grau de estabilidade local dependerá do tipo do distrator e do modo de instalação do mesmo, devendo-se levar em consideração os princípios que regem as alterações teciduais que ocorrem frente a tração mecânica. Neste caso, é importante conhecer adquadamente os princípios biomecânicos ligados à técnica da distração.

Atualmente, na odontologia, a técnica vêm sendo empregada na correção de discrepâncias transversais da mandíbula e apinhamento inferior dentário severo, sendo por isso uma indicação para a expansão do arco inferior ou a sínfise mentoniana, conforme descrito por Del Santo Jr et al. (2002).

A influência de fatores mecânicos na consolidação das estruturas adjacentes tem sido demonstrada clinicamente e experimentalmente. Porém, existem poucos trabalhos na literatura que avaliam a estabilidade dos distratores e a formação do calo durante o alongamento ósseo.

A distância entre os contornos ósseos na região do corte pode modificar a formação óssea via tecido cartilaginoso. Uma vascularização reduzida com baixa quantidade de oxigênio também pode ser um fator adicional que compromete a formação óssea.

A regeneração óssea é influenciada não só pela intensidade das cargas de tração aplicadas, bem como, pela sua freqüência de aplicação.

A fixação do distrator na sínfise mentoniana pode ser feita ao longo da largura da mandíbula. A posição do distrator depende do tamanho das raízes dos dentes e deve ser colocado de forma a manter a máxima estabilidade do conjunto e uma eficiência funcional. A fixação pode ser feita utilizando diferentes quantidades de parafusos. Em geral, devido as diferenças entre tamanhos, espessuras e larguras da mandíbula, os distratores são fabricados com miniplacas fixados em seu corpo principal com possibilidade de fixação de até 20 parafusos. Normalmente, são utilizados parafusos de diâmetro de 2 mm com comprimentos de 5 e 10 mm.

Geralmente, pode ser realizada uma abertura de até 7 mm em dois ciclos diários durante 07 dias. Segundo Meyer et. al. (1999) a formação óssea pode ocorrer com deformações de até 2% na direção da distração.

Os objetivos deste trabalho são:

- Avaliar numericamente a estabilidade funcional de um distrator osteogênico nacional, modificando a quantidade de parafusos de fixação e a localização do distrator.
- Analisar os gradientes de tensão nas várias configurações estudadas.

- Fornecer ao clínico maiores detalhes e conhecimentos específicos sobre as diferentes possibilidades de aplicação da técnica.

Os modelos numéricos foram ajustados através da análise da estabilidade funcional em um modelo experimental.

A análise foi feita utilizando modelos tridimensionais de elementos finitos. Neste caso foram avaliadas diferentes configurações da montagem do distrator em um corte mediano na mandíbula.

O presente trabalho é composto de oito capítulos descritos da seguinte forma:

No capítulo 1 é discutida a importância da técnica cirúrgica denominada distração osteogênica e são apontadas as vantagens e desvantagens quanto à sua aplicação e os objetivos a serem atingidos;

No capítulo 2 é descrita a revisão da literatura, sendo apresentada a técnica da distração osteogênica;

No capítulo 3 são estudados os distratores, as etapas da distração osteogênica e seus princípios biológicos e mecânicos;

No capítulo 4 são apresentados os modelos experimentais utilizados para ajustar os modelos numéricos de elementos finitos;

No capítulo 5 é apresentada a modelagem de elementos finitos do distrator, utilizando o programa Ansys, onde são detalhados os ajustes e requisitos necessários para a análise do comportamento físico do sistema;

No capítulo 6 são apresentados os resultados onde são feitas discussões relativas ao problema estudado, considerando as várias análises efetuadas;

No capítulo 7 são apresentadas as conclusões finais do trabalho sendo descritas sugestões para futuros trabalhos.

No capítulo 8 são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas no estudo realizado.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A distração Osteogênica utilizada na área Ortopédica.

O procedimento da distração osteogênica tem grande importância e utilidade nos casos de deformidades severas. Esta técnica foi descrtita primeiro para o alongamento de membros encurtados por Codivilla (1905), este apresentou um método que consistia na aplicação de uma tração contínua por um pino inserido e fixado a uma tala gessada, envolvendo toda a perna, este com o objetivo de alongar as extremidades dos ossos na nova formação do osso. O referido método era baseado em uma osteotomia no fêmur seguida por aplicação de forças de 25 a 75 kg. Esta técnica foi usada em 22 casos, sendo que o cumprimento do membro foi aumentado entre 3 e 8 cm.

Em 1927, depois de 22 anos, Abbott em suas experiências, realizou a construção de um aparelho que conseguiu estabilizar as extremidades ósseas, através de uma tração direta na área do osso que havia sido osteotomizado, em razão disto, veio a modificar a técnica até então aplicada por Codivilla. Descreveu o alongamento da tíbia e fíbula em seis pacientes cada um com diferente comprimento dos membros inferiores decorrentes de poliomielite na infância,

Para defeitos ósseos causados pela poliomielite, anquilose, fraturas agudas, tuberculose óssea, condroplasia e fechamento precoce da epífise, foram realizados estudos por (HABOUSH & FINKELSTEIN, 1932), que abordaram vinte e sete casos de alongamento da perna, utilizando um novo aparato para estabilização, solucionando alguns problemas, como angulação indesejada do membro ósseo. A novidade era, além das modificações na técnica cirúrgica, utilizaram um dispositivo ósseo suportado, o qual era estabilizado com a ajuda de uma tala gessada. Bosworth (1938) apresentou um estudo em vinte e quatro pacientes com o objetivo de alongar a tíbia, deixando um período de repouso de dois a três dias para iniciar o alongamento ósseo.

Esta técnica até então, era pouco utilizada, pois surgiam vários problemas como: a má ossificação do osso, necrose, edemas e infecções na região dos pinos de fixação do aparelho.

Entretanto, o cirurgião russo chamado Gravil Ilizarov publicou “Os princípios do método de Ilizarov”, em 1988, e a partir daí, com o conhecimento melhor da técnica, esta se tornou mais utilizada, mostrada na Fig. 2.1. Ilizarov (1988) utilizou os conceitos de tensão gradual nos tecidos ressaltando a criação de tecido ósseo sem a necessidade de enxertos. Em 1989, realizou três experimentos onde o objetivo do estudo era avaliar a influência da estabilidade dos fixadores e a preservação do tecido mole na osteogênese, durante o alongamento da tíbia de cães submetidos à tensão-estresse. Concluiu neste trabalho que o fixador deve ser rígido o suficiente e ocorrerá de forma mais rápida e favorável uma nova formação do osso se tiver a máxima preservação do tecido mole ósseo medular e do suprimento sanguíneo.

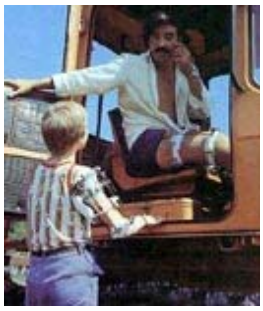


Figura 2.1 - Fixador externo - **Fonte** : Comite A.S.A.M.I – Fixadores externos da Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia.

2.2 A distração Osteogênica utilizada na área Odontológica.

Segundo Naccao (2002), a distração osteogênica foi relatada pela primeira vez, somente em 1973, com Snyder, Levine, Swanson, BroWne, estes autores relatam que em um estudo experimental com cães, restauraram com êxito um segmento de 15mm por meio da distração osteogênica com o uso de um aparelho externo. Michieli & Miotti (1976) coloca um dispositivo intra-bucal dentosuportado e realiza uma osteotomia em forma de “Z” no corpo da mandíbula de cães. Obtiveram um alongamento mandibular de 5 a 15 mm e concluíram ser possível promover esta diastase da mucosa e osso, sem dano nervoso,

respeitando os princípios de alongamento gradual e uma contensão, o mais rígida quanto possível, durante o período de consolidação.

Guerrero (1990) demonstrou uma nova aplicabilidade da distração osteogênica na mandíbula, objetivando uma expansão da linha média mandibular. Recomendando seu uso nos casos de discrepâncias transversas da mandíbula, onde há um severo apinhamento dental inferior, em detrimento de exodontias, desgastes dentais e compensações dento-alveolares e Constantino et al. (1990), utilizaram seis cães adultos e relataram o uso da distração osteogênica para regeneração segmentar da mandíbula. Os autores aprovaram o uso dos conceitos da distração osteogênica para reconstrução de defeitos mandibulares em cães, porém recomendaram mais estudos para seu uso em humanos.

O primeiro relato de alongamento da mandíbula humana foi feito por McCarthy et al. (1992) aplicando os princípios da distração osteogênica. Apresentaram quatro casos de pacientes portadores de deformidades faciais congênitas e encontraram nos quatro casos uma média de 20 mm de alongamento mandibular, concluindo ter alcançado uma excelente aplicabilidade na reconstrução precoce destas condições patológicas, evitando a necessidade de enxerto ósseo, transfusão sanguínea e bloqueio maxilo-mandibular.

Constantino et al. (1993) abordaram o assunto sobre distração osteogênica no corpo da mandíbula, realizada em três cães, após o sacrifício dos animais e coleta das mandíbulas. Identificaram que o diâmetro do segmento regenerado era comparável ao segmento nativo e que a junção entre ambos não era facilmente identificada e também os testes de resistência mecânica, demonstraram não haver diferença estatisticamente significante entre ambos os lados. Os autores consideraram a técnica segura e aplicável a humanos, desde que sejam solucionados o problema da cicatriz dos pinos, o risco de lesão nervosa e a previsão do comportamento em mandíbulas irradiadas.

Guerrero et al. (1997) trataram da deficiência mandibular transversa com apinhamento dental em dez pacientes e concluíram ser uma técnica estável, versátil, minimamente evasiva, e sem áreas doadoras de enxerto, evitando-se exodontias.

No artigo escrito por Olmos al Cols (1999) estabelece que a técnica da distração osteogênica utilizada para alongamentos ósseos e de tecidos moles obteve resultados funcionais e estéticos proporcionando uma melhora na harmonia facial, utilizou um aparelho extra- bucal, como mostra a Fig.2.2.

Figura 2.2 - Aparelho extra - bucal. **Fonte:** Olmos AL Cols, Revista ADM 1999.

Meyer et al (1999) investigou os efeitos biomecânicos do alongamento mandibular em 35 ratos, fazendo um levantamento histológico e celular. A mandíbula foi sujeita a corticotomia, permaneceu em repouso por 4 dias e foi alongada por 10 dias com variações de deformações e freqüências. Verificou que até 20.000 micro deformações (2%) com 10 ciclos /dia houve formação de osso trabecular, no sentido da tração mecânica realizada pelo distrator e mostraram que utilizando entre 200.000 e 300.000 micro deformações houve a formação de tecido fibroso e hemorragia na distração.

Vollmer et al. (2000) realizaram um estudo de elementos finitos e experimentais em uma mandíbula humana, onde foram investigadas deformações mandibulares com baixa carga mecânica comparando os resultados do modelo experimental com os resultados derivados das análises de elementos finitos.

Mommaerts (2001), desenvolveu um dispositivo unicamente suportado pelo osso da sínfise mandibular em face dos dento-suportados. O aparelho demonstrou as vantagens de exigir o mínimo descolamento para sua aplicação conservando o músculo mentoniano, não provocando deslocamento dental ao final do período de consolidação e alcançando uma proporcionalidade entre a expansão dental e do aparelho. Robinson et al. (2001) realizaram estudos com a finalidade de colher dados clínicos e laboratoriais sobre a resistência ao torque de dispositivos de distração intra-bucal e observaram uma boa margem de segurança entre a força máxima requerida in vivo e os resultados in vitro, recomendando mais estudos para compreender a biomecânica da distração mandibular.

Dragulescu et al. (2002), trataram do compodrtamento dinâmico em uma mandíbula humana inferior, a ação do músculo, a força atuante, criando diferentes distribuições de tensões, como no funcionamento do tipo de movimento a ser executado. Se o paciente

precisa de uma prótese mandibular completa esta pode ser desenhada considerando os resultados deste estudo.

Del Santo Jr. (2002) usou a técnica da distração osteogênica em um paciente de 13 anos e 2 meses de idade com 6 mm de discrepância negativa de modelo e mordida cruzada bucal lateral e após dois anos de tratamento os objetivos transversos foram alcançados, mostrado na Fig. 2.3. A mordida cruzada foi corrigida e a forma da arcada mandibular foi significativamente melhorada.

Figura 2.3 - Apinhamento severo **Fonte**: BARBOSA L.P.R. et al, Ortodontia, Jan./Fev./Mar./Abr., 2003.

Silva (2003) analisou os defeitos alveolares verticais dos maxilares aplicando a técnica de tração osteogênica alveolar em um grupo de 10 pacientes. Foi feito o alongamento diário e os resultados mostraram um ganho ósseo vertical, mas deve-se ter cuidados com os detalhes técnicos em razão das ocorrências de complicações cirúrgicas.

Segundo Basciftci et al. (2003), estudos têm avaliado os efeitos biomecânicos de várias modalidades de tratamento ortodôntico e ortopédico usando o método de elementos finitos, mas nenhuma informação está disponível sobre expansão mandibular, então desenvolveram trabalhos voltados para uma investigação dos efeitos biomecânicos da expansão mandibular pelo método de elementos finitos. Utilizaram um distrator para o tratamento da deficiência mandibular transversal. Pela investigação, resultou em um distúrbio mínimo na região do côndilo, mas entendem que serão necessários maiores estudos clínicos sobre o assunto com a finalidade de garantir maior eficácia aos estudos.

Kinzinger et al. (2004), avaliaram a fase de consolidação óssea considerando uma instabilidade óssea, aplicando um sistema de forças tridimensional ao aparelho de distração. Eles combinaram os dois tratamentos ortodônticos e de cirurgias maxilofacial, para obter um resultado funcional e estético.

Freire Filho (2004) comparou dois sistemas de distratores osteogênicos alveolares justa-ósseos de 9mm de abertura máxima de fabricação nacional. Foram analisadas duas

marcas comerciais (Grupo I e Grupo II), através das avaliações dimensionais dos distratores e parafusos, da resistência à tração dos distratores e da resistência à flexão e à torção dos parafusos. Na avaliação dimensional foram utilizados dez distratores de cada fabricante e quarenta parafusos, sendo dez de cada tamanho oferecido, 1,3 x 5 mm e 1,3 x 7 mm do grupo I e 1,5 x 5 mm e 1,5 x 7 mm do grupo II. Foram utilizados testes estatísticos e os distratores do grupo II apresentaram menor variação das mensurações realizadas, porém não houve diferença estatística entre os parafusos de ambas as marcas. Os distratores do grupo II foram estatisticamente mais resistentes à tração. Os parafusos de 1,5 x 5 mm do grupo II foram os mais resistentes à flexão e à torção

Alves (2004) faz uma revisão da literatura abordando a técnica de reconstrução de deficiências ósseas faciais como sendo a distração osteogênica.

Faber et al. (2005) fizeram uma revisão de literatura sobre a técnica da distração tratando-a como uma forma de engenharia de tecidos e comparando-a com a ossificação intramembranosa sendo que seu objetivo é proporcionar ao ortodontista e ao cirurgião bucomaxilofacial uma abordagem atualizada das características biológicas e clínicas dessa técnica apresentada na Fig.2.4.

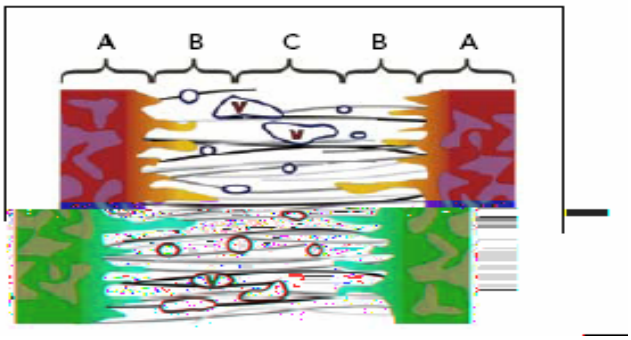


Figura 2.4 - Esquema demonstrando a microanatomia da região de regeneração durante o período de distração. A) margem do osso que recebeu osteotomia; B) região de neoformação do osso onde as colunas do tecido ósseo neoformado (em amarelo) se estendem em direção à zona central fibrosa; C) zona central fibrosa composta por muitos feixes de fibras colágena do tipo I, fibroblastos, e células mesenquimais indiferenciadas (células não representadas no esquema). Muitos vasos sanguíneos estão presentes na região de regeneração (V). Fonte: Faber, et al. Aplicações da distração osteogênica na região dentofacial: O estado da arte. Rev. Dental Press Ortop. Facial; Maringá;v.10,n.4;p. 25–33;Jul.-Agt.,2005.

CAPÍTULO III

A TÉCNICA DA DISTRAÇÂO OSTEOGÊNICA

3.1 Introdução

A distração osteogênica é o seccionamento ósseo e o subsequente movimento

Figura 3.1 - Necessidade de correção da arcada dentária.Fonte: BARBOSA L.P.R. et al, Ortodontia, Jan./Fev./mar/abr., 2003.

Figura 3.2 - Indicação de tratamento cirúrgico. Aspecto pré-operatório (KINZINGER, G.S.M., 2004).

O aparelho de distração, mostrado na Fig. 3.3, é utilizado para sustentar e unir as extremidades do osso, mostrando a estabilidade. É utilizado para aplicar aberturas controladas no corte realizado durante a cirurgia. O corte é preenchido com tecido conjuntivo e fibras de colágenos. Quando o periósteo e os tecidos moles são esticados, o osso é regenerado e cicatrizado em cerca de três a quatro meses após a cirurgia.

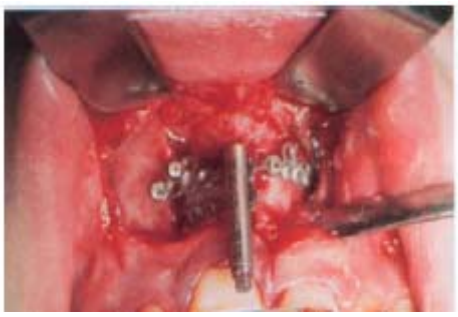


Figura 3.3 - Cirurgia e instalação do distrator (KINZINGER, G.S.M., 2004).

Na região da sínfise mentoniana, a distração osteogênica combinada com o uso de aparelhos ortodônticos pode ser utilizada para efetuar uma expansão do osso mandibular (DEL SANTO JR. et al, 2002).

3.2 Aparelhos de Distração Osteogênica

Distratores osteogênicos são aparelhos utilizados na técnica de distração e variam de acordo com os objetivos pretendidos pelo clínico. A estabilidade do distrator é um fator relevante para a formação óssea, uma vez que, a mobilidade excessiva pode levar à formação de fibrose.

Para se conseguir sucesso na formação do calo ósseo, os distratores osteogênicos sinfiseanos, têm por objetivo eliminar qualquer tipo de movimento entre os segmentos ósseos obtidos com a transecção, sendo que o grau de estabilidade local dependerá do tipo de distrator e do modo de instalação do mesmo, devendo-se levar em consideração os princípios que regem as alterações teciduais que ocorrem frente a tração mecânica, fazendo-se necessário conhecer os princípios biomecânicos.

A influência de fatores mecânicos na consolidação das estruturas adjacentes tem sido demonstrada clinicamente e experimentalmente. As pesquisas demonstram a pouca, existência de trabalhos na literatura que avaliam a estabilidade dos distratores e a formação do calo durante o alongamento ósseo.

Os primeiros aparelhos utilizados nos ossos faciais para a distração osteogênica seguiram padrões mecânicos adotados para ossos longos, com a evolução da tecnologia, outros modelos foram propostos. Estes aparelhos têm por finalidade eliminar qualquer tipo de movimento entre os segmentos ósseos obtidos com a transecção. Caso haja essa movimentação, podem ocorrer variações fisiológicas de estimulação mecânica no osso, podendo prejudicar a angiogênese e levar à formação de fibrocartilagem. A fixação estável do distrator e a manutenção da função muscular local proporcionam a criação de um calo ósseo em um curto período de tempo, ocorrendo assim sucesso na distração osteogênica (SAMCHUKOV et al., 1998)

A expansão sinfiseana feita por distração osteogênica através de aparelho dento-suportado pode resultar em maior expansão da arcada dentária comparada ao osso basal ocasionando recidiva dentaria transversal, podendo não satisfazer o resultado final da expansão (DEL SANTO JR et al., 2003).

Os distratores osteogênicos podem ser divididos em: aparelhos extra-bucais e aparelhos intra-bucais (SANCHUKOV et al.,1999). Os dispositivos extra-bucais possuem:

- simplicidade de fixação;

- facilidade de manipulação;
- distração bi e multidirecional.

Os dispositivos intra-bucais possibilitam a ausência de cicatrizes, possuem tamanho exíguo, dificuldade no manuseio devido ao acesso restrito à cavidade bucal.

Os principais tipos de distratores intra-bucais são classificados como:

- Extra-alveolares: São instalados fora do alvéolo através de placas e parafusos, sendo usado para alongamentos do corpo, ramo e sínfise mandibular, terço médio da face e distratores alveolares.
- Intra-alveolares: Distração alveolar sendo instalado dentro do osso sujeito ao alongamento e fixados por mini implantes ou parafusos.

Quanto à fixação são classificados como osso suportado mostrado na Fig. 3.4, dento suportado mostrado na Fig. 3.5 e híbrido mostrado na Fig.3.6.

3.3 Etapas da Distração Osteogênica

A distração osteogênica pode ser dividida em cinco estágios clínicos que devem ser seguidos corretamente para que se obtenham resultados satisfatórios, que são (ILIZAROV 1988):

- Corticotomia;
- Instalação do Distrator;
- Período de Latência;
- Período de Ativação - Aplicações das Forças de Distração;
- Período de Consolidação;

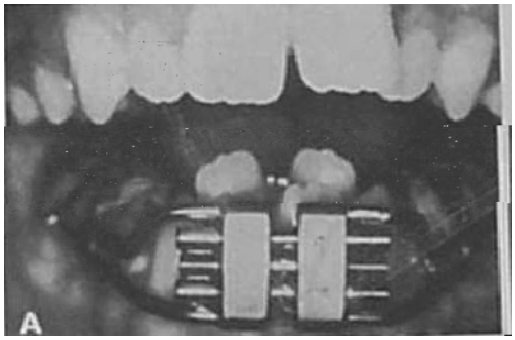


Figura 3.4 - Aparelho osseosuportado (Tradução: GROSSO, AM, Revisão Científica: RAMOS,L.A., Distração Osteogênica na Síndrome de Silver-Russel para expansão da mandíbula, **R. Dental Press Ortodon Ortop Facial.** 2002mar/abr.; 5(2), p. 82-87).

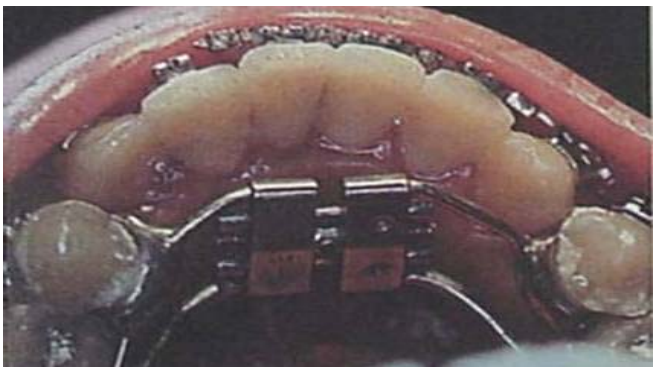


Figura 3.5 - Aparelho dentosuportado fixado por bandas (NACAO, MÔNICA, Distração Osteogênica, Revisão de literatura, **R Dental Press Ortodon Ortop Facial,** Maringá; v.7,n.3, p. 105-114, maio/jun., 2002;)

Figura 3.6 - Aparelho dento-ósseo-suportado (híbrido) (BARBOSA,L.P.R. et al., Avaliação das alterações transversais mandibulares em paciente tratado com expansão da região média da sínfise por meio da distração osteogênica, **Ortodontia,** jan. /fev. /mar./abr,2003.)

A corticotomia é o seccionamento de um osso, preservando o suprimento sangüíneo do periósteo e os vasos sangüíneos medulares. (ILIZAROV, 1988).

Uma corticotomia da sínfise mandibular, normalmente é feita na região dos incisivos centrais inferiores. Neste caso, se as raízes estão muito próximas, podem ocorrer riscos de danos, dentário e periodontal. Geralmente, será necessário instalar um aparelho fixo nos incisivos centrais inferiores, colando os “brackets” com um giro distal para que ocorra uma inclinação das raízes distalmente, abrindo espaço entre elas.

A instalação de um distrator é feita próximo ao local da fratura e tem por objetivo eliminar qualquer tipo de movimento entre os segmentos ósseos, obtidos com a transecção. O grau de estabilidade local dependerá do tipo de distrator e do seu modo de instalação.

A latência é o período compreendido entre a cirurgia onde foi feita a transecção, a instalação do distrator e o momento do início da distração, propriamente dita (McCORMICK,

1995). Nesse período, ocorre no foco da transecção a formação de um coágulo que é posteriormente substituído por tecido de granulação (ILIZAROV, 1971 e 1988).

No período de ativação, geralmente, é utilizado um parâmetro de distração para aplicação de forças de tração nos segmentos gerados pela corticotomia ou osteotomia para que ocorra a formação do calo ósseo, dependendo do ritmo e do índice do alongamento (ILIZAROV, 1988). O índice de distração é o número em milímetros que o segmento ósseo é deslocado e tensionado por dia. Quando esse índice é da ordem de 0,5 mm acontece mais facilmente uma ossificação prematura. Com um índice de distração de 2 mm, a zona de regeneração é preenchida por tecido fibroso, sendo que o índice de 1 mm é ideal para a formação de tecido ósseo (ILIZAROV, 1988)

O ritmo da distração é ditado pelo número de eventos de distração por dia (ciclos/dia). O índice de 1 mm pode ser aplicado em um único momento ou dividido em 2 ou 4 sessões de distração por dia, com 0,5 mm e 0,25 mm de distração, respectivamente (ILIZAROV, 1988).

O período de consolidação ocorre entre o final da distração e a retirada do distrator. Após o alongamento, o dispositivo deve permanecer no local para garantir a indução da ossificação e a conseqüente consolidação da fratura (ILIZAROV, 1988). O tempo compreendido nesse período depende do comprimento total da distração e da idade do paciente. Os exames radiográficos e a ecografia podem ser usados para o estudo da distração e auxiliar na determinação do tempo ideal de remoção dos distratores (DEBASTIANI et al., 1987).

A estabilidade do distrator é um fator relevante para a formação óssea, uma vez que a mobilidade excessiva pode levar à formação de fibrose. Cabe ressaltar que em qualquer situação o fixador deve ser rígido para permitir a formação óssea e compacto para garantir o bem estar do paciente.

3.4 Princípios Biológicos Na Distração Osteogênica

Quando o osso é submetido a cargas normais, estas cargas produzem tensões fazendo com que o osso seja remodelado. Por outro lado, quando o osso é submetido a cargas elevadas, os níveis de tensões gerados podem causar a formação de tecido fibroso no lugar de novo osso.

De acordo com Gugenheim Jr. (1998), o efeito de uma força de tração contínua e controlada aplicada aos segmentos da transecção, induz a nova vascularização local, proliferação, diferenciação e posicionamento de células ao longo eixo da força aplicada.

Esses fibroblastos bipolares, compostos sobretudo por colágeno do tipo I, se orientam paralelamente à direção do vetor das forças de tração.

Sob condições ideais de fixação, o osso é formado no local da distração, através de ossificação intramembranosa sem a geração de tecido cartilaginoso. Durante a distração, tanto em osso longo quanto na mandíbula, o novo osso é formado começando das extremidades seccionadas em direção ao centro do espaço criado pela distração (ILIZAROV, 1988).

Em todos os casos, a matriz orgânica é composta quase exclusivamente por colágeno tipo I, o que difere do processo de reparo de uma fratura, em que há habitualmente uma fase de fibrocartilagem com síntese de colágeno tipo II (ILIZAROV, 1988; YASUI et al., 1997).

A ossificação endocondral tem sido descrita também na distração osteogênica da mandíbula, mas também à presença de cartilagem e distúrbios da vascularização local e alteração do processo de formação óssea. Esses distúrbios podem ser intrínsecos do tecido ou atribuídos à fixação externa insuficiente, permitindo micromovimentos e consequentemente, danos na vascularização local (KARAHARJU-SUVANTO et al., 1994; KARP et al., 1992; KOMURO et al., 1994).

Decorridas 35 semanas do término da distração, a união entre os segmentos está completa, com início da remodelação. Segundo Del Santo Jr et al. (2000), ocorre uma estabilidade e uma adequada cicatrização. Nesta fase o aparelho de distração pode ser removido e o tratamento ortodôntico pós cirúrgico pode ser iniciado. Um ano após a distração, o osso neoformado é muito semelhante ao osso intacto (KARAHARJU-SUVANTO et al., 1994).

Kojimoto et al.(1998) através de análises radiográficas e histológicas em zonas da distração osteogênica, efetuada em osso longo de coelhos com periósteo previamente destruído, observaram prejuízo significativo do processo de neoformação óssea. Esses achados sugerem que o endósteo e a medula óssea não são primordiais para uma adequada formação de calo ósseo e que o periósteo é a estrutura mais importante.

Decorrentes das forças de tensão aplicadas sobre os segmentos ósseos, as partes moles, incluindo epiderme, derme, vasos sangüíneos, tendões, músculos e nervos, acompanham o crescimento ósseo (ILIZAROV,1988; McCORMICK ,1995; MOLINA & MONASTERIO, 1995).

A distração osteogênica tem demonstrado um excelente potencial regenerativo, particularmente na mandíbula e na maxila, onde se obtém, quase por completo, o restabelecimento da integridade morfo-funcional do tecido ósseo e das partes moles associadas (MAKAROV et al., 1998). De modo geral, não há contradição na literatura a

respeito da potencialidade de crescimento das partes moles durante a distração (ILIZAROV, 1988). Os vasos sangüíneos e os nervos sofrem alterações morfológicas durante a distração osteogênica, mas que elas são reversíveis até 2 meses após o término do procedimento (IPPOLITO et al., 1994).

3.5 Princípios Biomecânicos na Distração Osteogênica

No planejamento da distração osteogênica, a tração mecânica é responsável pelas alterações teciduais, em conformidade com os princípios biomecânicos.

Segundo Samchukov et al. (1999), há uma divisão, em três partes sendo; elementos extrínsecos, correspondendo ao número, comprimento, diâmetro do pino, rigidez do mecanismo de fixação e material utilizado na confecção do aparelho de distração, portanto este parâmetro está relacionado com a estabilidade de fixação; os elementos intrínsecos, são provenientes da forma geométrica, área de secção transversal, densidade dos seguimentos ósseos alongados, comprimento da nova formação óssea e tensão dos tecidos moles, do tegumento incluindo músculos e ligamentos; a direção do vetor de distração. A distração tem como fundamento a conformação anatômica da mandíbula, sendo que o aparelho de distração deve ser colocado paralelamente ao corte da distração para não produzir deslocamento lateral dos componentes posteriores.

Estudos clínicos tem mostrado informações detalhadas sobre a técnica da distração osteogênica mas de acordo com Basciftci, F.A, (2003), ainda não existem conhecimentos suficientes sobre os efeitos biomecânicos na estrutura interna da mandíbula. O método dos elementos finitos, que tem sido aplicado na engenharia, pode ser aplicado para elucidar as variáveis da biomecânica como as deformações, deslocamentos e tensões induzidas em estruturas vivas pelas várias forças. Quanto à expansão mandibular têm-se poucas informações usando o método de elementos finitos, sendo que, estudos têm avaliado os efeitos biomecânicos de várias modalidades de tratamento ortodôntico e ortopédico, porém existem poucos trabalhos na literatura que utilizam o método dos elementos finitos na técnica da distração osteogênica.

CAPÍTULO IV

MODELAGEM EXPERIMENTAL

4.1 Introdução

A avaliação do comportamento biomecânico do distrator da sínfise mentoniana foi feita através de uma análise experimental. Esta análise faz parte de outra Dissertação de Mestrado, na mesma linha de pesquisa, que está sendo desenvolvida no Laboratório de Projetos Mecânicos em parceria com a Universidade SL Mandic.

O objetivo da análise experimental foi avaliar a estabilidade da fixação de um segmento ósseo de mandíbula de porco fixada através de um distrator da sínfise mentoniana. O distrator foi posicionado no centro da mandíbula e a fixação foi feita com 4, 8, 12 e 20 parafusos considerando abertura zero, 5 e 7 mm para o distrator.

Neste capítulo é apresentada uma descrição resumida da modelagem experimental efetuada e uma síntese dos resultados obtidos e que serão utilizados para ajustar os modelos de elementos finitos tridimensionais.

4.2 Modelos Analisados

A Figura 4.1 mostra o distrator da sínfise mentoniana da empresa Signo Vinces utilizado na análise.

Figura 4.1 - Distrator da sínfese mentoniana fornecido pela empresa Signo Vinces.

Para simular uma fixação óssea, próxima da mandíbula humana foram utilizadas mandíbulas de porco, preparadas e cortadas em dimensões padronizadas. Em uma das extremidades das mandíbulas de porco foram fundidas bases cilindricas em resina acrílica. Estas bases cilíndricas serão utilizadas no sistema de fixação do dispositivo experimental utilizado para avaliar a estabilidade das fixações. Nas outras extremidades das mandíbulas de porco foram feitos cortes medianos que simularam a osteotomia antes da fixação do distrator. A Figura 4.2 mostra cinco modelos de mandíbulas de porco utilizadas na análise.

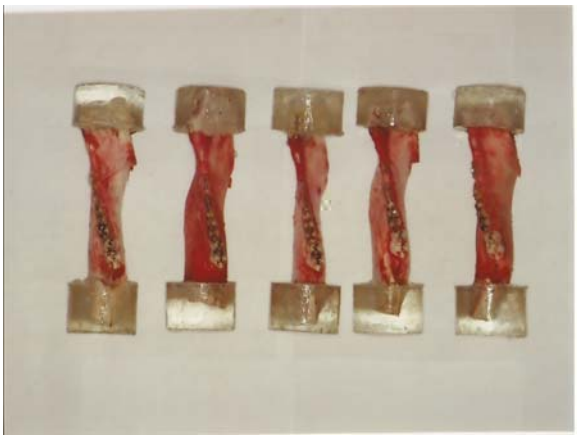


Figura 4.2 - Mandíbulas de porco com blocos de acrílico.

No projeto do distrator existe a possibilidade de utilização de até 20 parafusos, conforme mostra a Fig. 4.1. A fixação do distrator na mandíbula é feita através de parafusos de diâmetro 2 mm e comprimentos de 05 e 10 mm. Os parafusos de fixação foram fornecidos pela empresa SIN – Sistema de Implante. A Figura 4.3 mostra os parafusos utilizados na fixação do distrator.

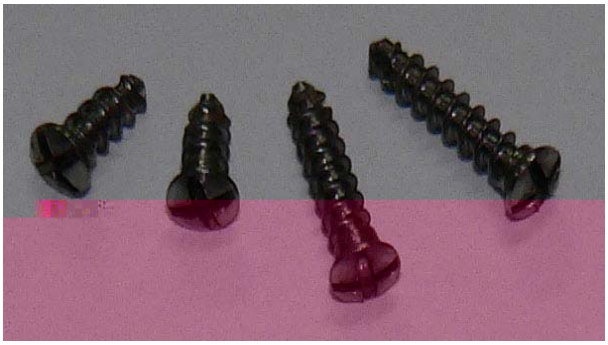


Figura 4.3 - Parafusos da SIN – Sistema de Implante utilizados na análise.

4.3 Dispositivo Experimental

Para avaliar os deslocamentos reativos entre os segmentos ósseos de mandíbula de porco fixadas pelo distrator, foi projetado e construído um dispositivo experimental utilizado para avaliar a estabilidade do conjunto. A Figura 4.4 mostra o dispositivo construído para a análise experimental da estabilidade.

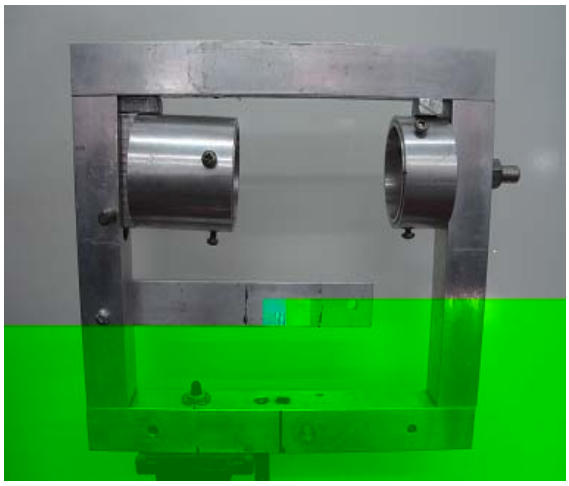


Figura 4.4 - Suporte projetado para avaliar a estabilidade do conjunto.

O dispositivo, fabricado em alumínio, é composto de duas bases cilíndricas ocas onde são posicionadas as mandíbulas de porco, na extremidade cilíndricas em acrílico. Neste caso, a fixação é feita através de parafusos. Uma das extermidades possui rotação a fim de simular o movimento de giro da mandíbula humana nos côndilos. Na direção transversal, no centro do dispositivo, existe um parafuso onde é posicionado uma célula de carga utilizada para aplicar uma carga concentrada em uma das mandíbulas.

Na parte inferior existe um furo de diâmetro 12 mm onde é posicionado um sensor de presença alinhado com a ponta aplicadora de carga que está no ramo superior da mandíbula. Para padronizar a distância de aplicação da carga com relação ao corte ou união dos segmentos ósseos foi confeccionado um apoio fundido e moldado nos dentes, fabricado em resina de restauração dentária fotopolimerizável. A Figura 4.5 mostra um detalhe do dispositivo projetado com as mandíbulas posicionadas, a célula de carga e o sensor de presença fixados.

4.4 Instrumentação

De acordo com o dispositivo experimental projetado, a estabilidade das fixações será avaliada através da determinação do deslocamento transversal da mandíbula onde é aplicado o carregamento, ou seja, os deslocamentos medidos na direção da carga.

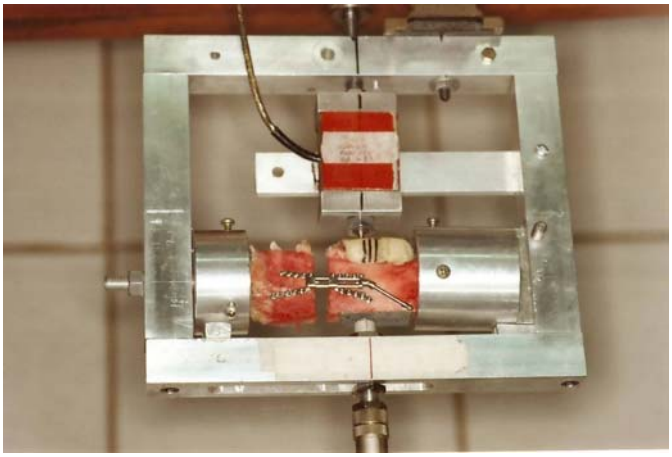


Figura 4.5 - Dispositivo experimental mostrando o suporte, as mandíbulas de porco fixadas nas bases e no distrator, a célula de carga e o sensor de presença adaptado na parte inferior.

Estes deslocamentos serão monitorados por um sensor de presença posicionado no mesmo alinhamento da célula de carga na parte inferior da mandíbula.

O sinal da célula da carga utilizada (capacidade 50 Kgf) foi condicionado e extraído utilizando uma ponte de Wheatstone. Para obtenção dos deslocamentos relativos utilizando o sensor de presença foi fixada uma placa de metal na parte inferior da mandíbula. Ambos os sinais de força e deslocamento foram adquiridos em um osciloscópio digital da Pico Technology. Os sinais foram condicionados e armazenados utilizando os programas computacionais PicoScope e Picolog Recorder da Pico Technology. A Figura 4.6 mostra um desenho esquemático do arranjo experimental utilizado para avaliar a estabilidade da fixação e a Fig. 4.7 mostra todo o aparato experimental pronto para ser utilizado.

4.5 Métodos de Análises

A análise da estabilidade da fixação foi feita considerando o distrator posicionado na parte central da mandíbula. Foram consideradas três situações de abertura do distrator, sem abertura ou abertura zero, abertura de 5 mm e abertura de 7 mm.

Foram utilizados nas três aberturas anteriores quatro possibilidades de fixações por parafusos, com 4, 8, 12 e 20 parafusos.

A Figura 4.8 mostra o distrator fixado com 20 parafusos, abertura zero e o sistema pronto para ser analisado.

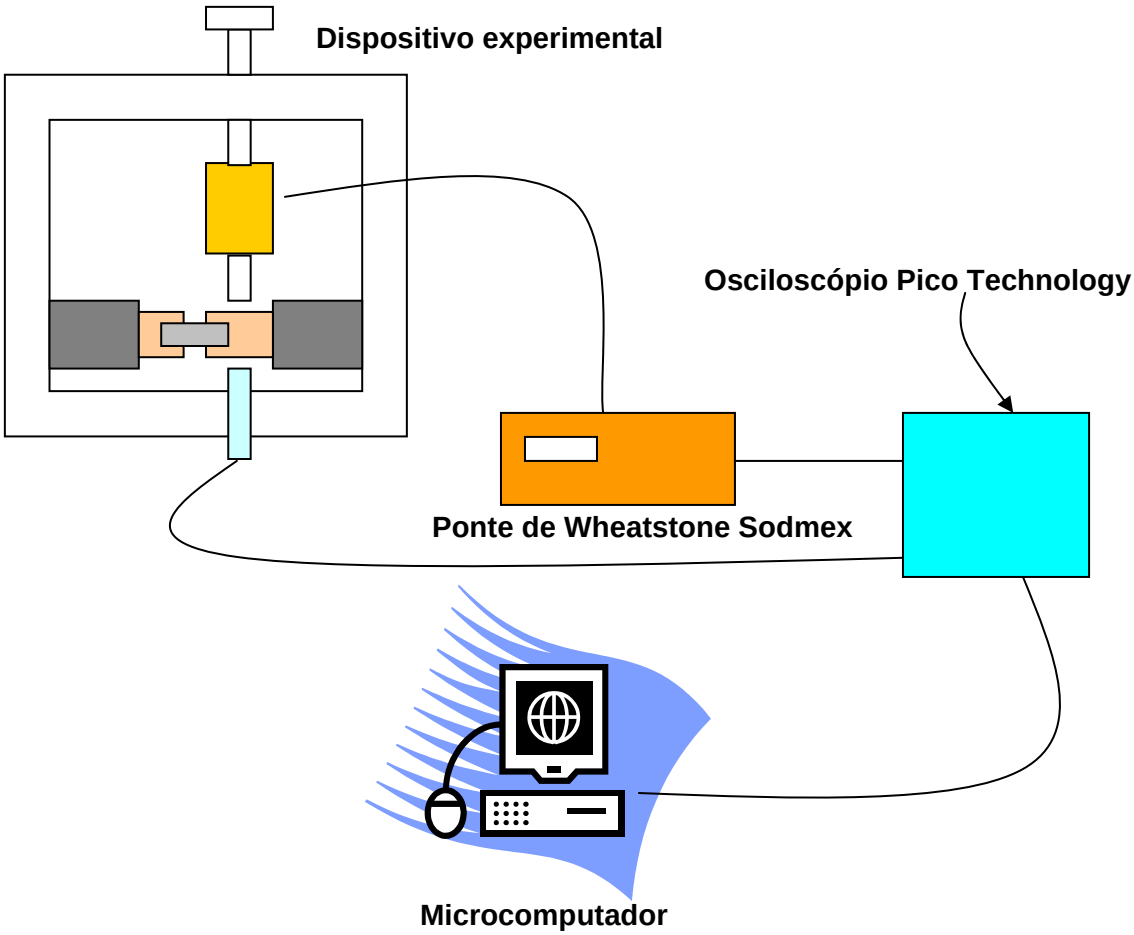


Figura 4.6 - Desenho esquemático do aparato experimental.

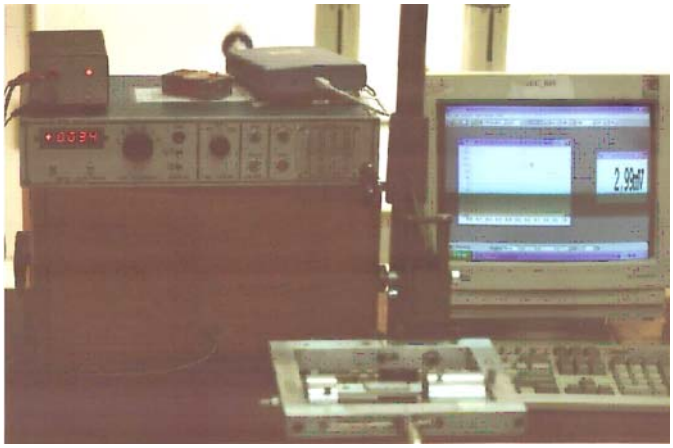


Figura 4.7 - Aparato experimental utilizado para analisar os sinais de força e deslocamento.

Deve-se ressaltar que, esta configuração de análise foi feita também nos modelos de elementos finitos e serviu como referência para ajustar os modelos numéricos, considerando os resultados experimentais como valores de referência.

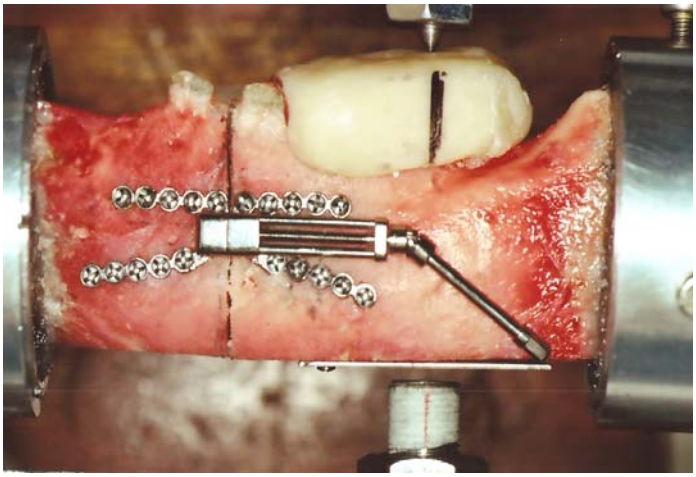


Figura 4.8 - Distrator fixado com 20 parafusos e abertura zero.

Os testes foram realizados utilizando cinco corpos de prova, ou seja, pares de mandíbulas de porco posicionadas no dispositivo experimental. A aquisição dos sinais de força e deslocamento foi feita utilizando o programa Picolog Recorder da Pico Technology. Neste caso, o programa foi ajustado para realizar a aquisição de dados em um intervalo de 20 s a uma taxa de 100 ms. Para isto, a aquisição foi iniciada simultaneamente com a aplicação da força concentrada no ramo superior da mandíbula. Para cada configuração analisada foram feitas três repetições para as aquisições dos dados. A Figura 4.9 mostra uma curva característica do deslocamento versus a carga obtida para o distrator sem abertura e fixado com 4 parafusos.

4.6 Resultados da análise experimental

Os dados adquiridos, foram transferidos para o programa Excel onde os sinais foram corrigidos em função das curvas de calibração da célula de carga e do sensor de proximidade.

Para cada análise efetuada foi ajustada uma curva de interpolação. Em todas as curvas interpoladas verificou-se que um polinômio de 3º Grau ajustava-se adequadamente aos dados medidos, conforme o índice de correlação observado, sempre acima de 0,9. Por isso, foi obtida uma curva de interpolação média para as várias configurações analisadas. A

Figura 4.10 mostra a curva interpolada média para o distrator sem abertura fixado com 4 parafusos. A equação desta curva é apresentada na Tab. 4.1.

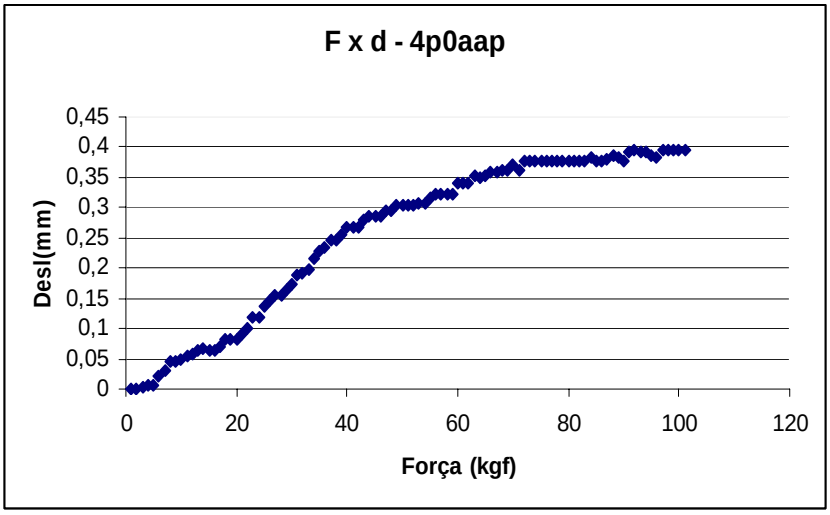


Figura 4.9 - Curva característica F x d para fixação com 4 parafusos e abertura zero.

A Tabela 4.1 mostra as equações das curvas ajustadas para as várias configurações analisadas. As Figuras 4.11 a 4.13 mostram os deslocamentos versus carga obtidos pelas curvas de interpolação para aberturas zero, 5 e 7 mm com fixações de 4, 8, 12 e 20 parafusos.

Pode ser observado, nestes resultados, que a estabilidade do conjunto foi independente do número de parafusos utilizados para a fixação do distrator nas várias aberturas analisadas. Estes resultados foram comprovados também nas análises numéricas a serem apresentadas no capítulo VI. Neste capítulo serão discutidos com maiores detalhes estes resultados.

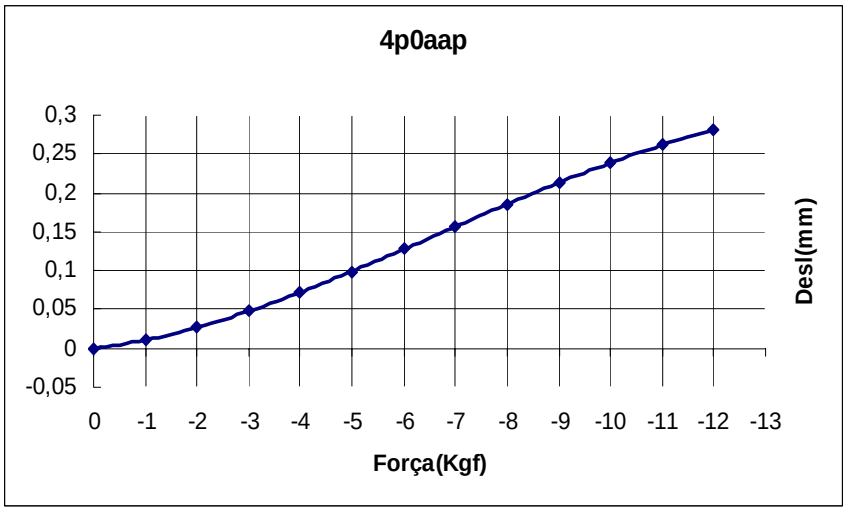


Figura 4.10 - Dados com curva interpolada para 4 parafusos abertura zero.

Tabela 4.1 – Curvas médias interpoladas para os sinais medidos. O deslocamento é referenciado por (d) e a força por (f)

Parafusos	Aberturas	Curvas
4	0	$D = 0{,}000151f^3 + 0{,}00306f^2 - 0{,}00849f - 0{,}00099$
	5	$D = 0{,}000167f^3 + 0{,}002227f^2 - 0{,}01374f - 0{,}01696$
	7	$D = 0{,}000271f^3 + 0{,}005287f^2 - 0{,}00817f + 0{,}03174$
8	0	$D = 0{,}0004f^3 + 0{,}007413f^2 + 0{,}015187f + 0{,}018053$
	5	$D = 0{,}000271f^3 + 0{,}00518f^2 - 0{,}00696f + 0{,}019353$
	7	$D = 0{,}000279f^3 + 0{,}00502f^2 - 0{,}00445f + 0{,}00918$
12	0	$D = 0{,}000328f^3 + 0{,}00702f^2 + 0{,}01899f + 0{,}04837$
	5	$D = 0{,}000244f^3 + 0{,}00479f^2 - 0{,}00682f + 0{,}01199$
	7	$D = 0{,}000274f^3 + 0{,}00468f^2 - 0{,}00479f + 0{,}01692$
20	0	$D = 0{,}000439f^3 + 0{,}007387f^2 + 0{,}00509f + 0{,}01240$
	5	$D = 0{,}000604f^3 + 0{,}01167f^2 + 0{,}0360f + 0{,}063779$
	7	$D = 0{,}000306f^3 + 0{,}006163f^2 - 0{,}00221f + 0{,}03442$

Nas figuras 4.11 a 4.13 mostra as curvas de força versus deslocamento para as aberturas 0 , 5 e 7 mm e sem corte, com a fixação do distrator no centro para 4, 8, 12 e 20 parafusos.

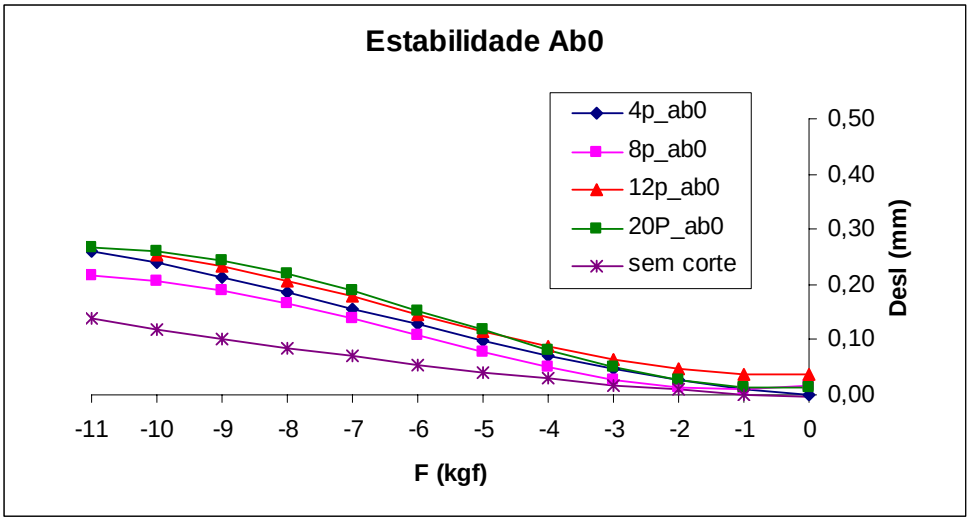


Figura 4.11 - Curvas experimentais de força versus deslocamento para abertura zero com fixação do distrator com diferentes quantidades de parafusos.

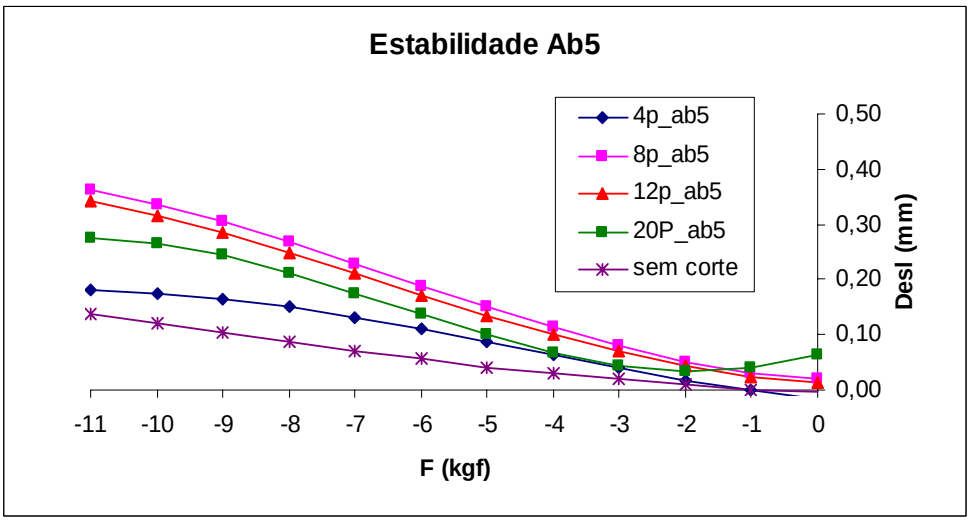


Figura 4.12 - Curvas experimentais de força versus deslocamento para abertura 5 mm com fixação do distrator com diferentes quantidades de parafusos.

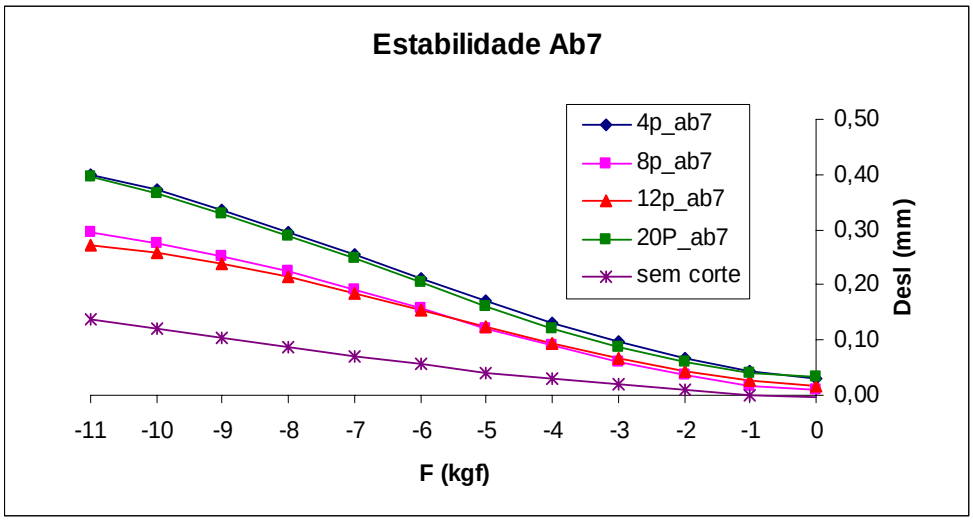


Figura 4.13 - Curvas experimentais de força versus deslocamento para abertura 7 mm com fixação do distrator com diferentes quantidades de parafusos.

CAPÍTULO V

MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

5.1 Introdução

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

O método de elementos finitos considera um problema complexo e o subdivide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-estabelecida) resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto. O problema apresenta infinitas incógnitas que discretizado por elementos finitos reduz o número de incógnita para um número finito, dividindo a região em elementos , sendo que, nas interfaces dos elementos exista os pontos nodais (nós). Este conjunto determinado é chamado de “malha”. Para cada conjunto é determinado uma malha que pode influênciar na precisão da solução.

São utilizadas funções de interpolação nos nós, onde o número de incógnitas do problema são denominadas de graus de liberdade. Na análise são impostas condições de contorno para garantir a continuidade da solução.

O método de elementos finitos não está livre de desvantagens. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível, como por exemplo:

- A geometria do osso e do distrator;
- As propriedades mecânicas e físicas dos materiais;
- As condições de fixação;

- Tipos de elementos contato;
- Considerações de linearidade e homogenidade.

Deve-se observar que na análise por elementos finitos, apesar de bastante eficiente, uma das etapas mais importantes e difíceis na solução do problema é a criação do modelo geométrico, especialmente a mandibula e o aparelho de distração, pois é nesta fase que se deve representar todos os detalhes da estrutura real do modelo a ser simulado. A precisão dos resultados está associada ao modelo de elementos finitos propriamente dito, que busca representar as características físicas da estrutura real. Infelizmente, a modelagem destas estruturas é extremamente difícil por causa da anatomia complexa e falta de conhecimento sobre o comportamento mecânico e, portanto, a geração de modelos mais sofisticados é trabalhoso (BASCIFTCI et al, 2003).

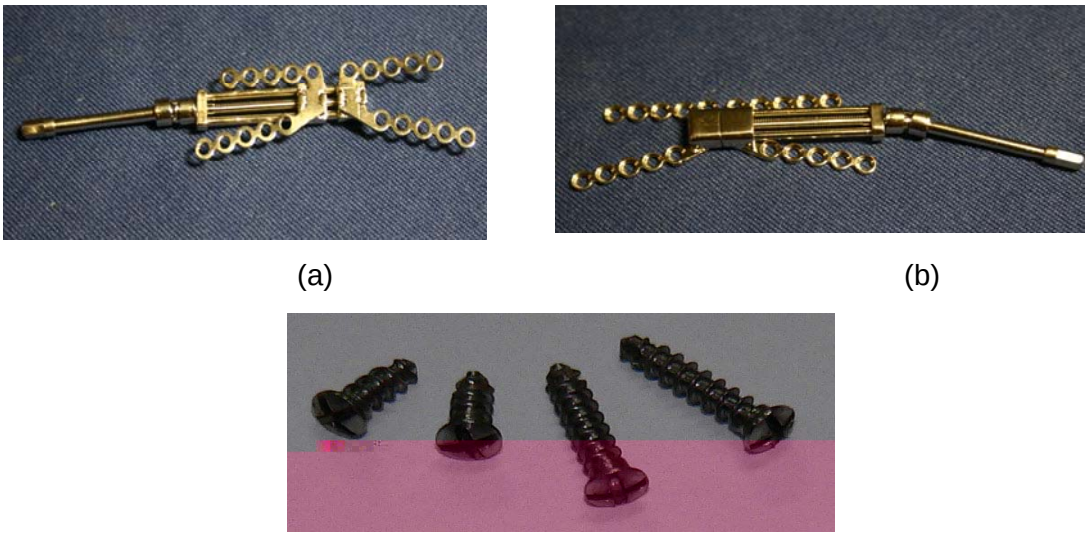
Utilizando-se de análises experimentais, pode-se comparar e fornecer subsídios aos modelos numéricos, dando maior precisão e confiabilidade ao mesmo. As técnicas experimental e numérica de fato são complementares, uma vez que somente com a utilização de ambas, pode-se validar uma à outra sucessivamente, até que se encontre a solução coerente para avaliar o fenômeno estudado.

5.2 Modelo Geométrico

Neste trabalho foi avaliado um distrator osteogênico da sínfise mentoniana fornecido pela empresa Signo Vincis S.A., sendo que os parafusos de fixação foram fornecidos pela empresa SIN – Sistemas de Implantes. A Figura 5.1 mostra o distrator osteogênico da sínfise mentoniana, analisado no trabalho e os parafusos utilizados.

Neste trabalho, a estabilidade do distrator em diferentes posições, com diferentes quantidades de parafusos de fixação, foi avaliada utilizando um modelo tridimensional de elementos finitos. Foi utilizado um modelo experimental para validar o modelo numérico. A análise experimental foi desenvolvida, paralelamente, em uma outra Dissertação de Mestrado do LPM (Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia) que analisou a estabilidade de fixação de um distrator osteogênico considerando as mesmas quantidades de parafusos deste trabalho, porém, a fixação foi feita apenas na posição central da mandíbula.

Ambas as análises, numérica e experimental, avaliaram a estabilidade do distrator sem abertura e com aberturas de 5 e 7 mm.



(a) (b)

(c)

Figura 5.1 - Distrator osteogênico da sínfise mentoniana fornecidos pela empresa Signo Vinces S.A e os parafusos fornecidos pela empresa SIN . a) Lado em contato com a mandíbula; b) Lado de fixação; c) parafusos.

As dimensões do distrator foram determinadas utilizando um microscópio “ferramenteiro” do Laboratório de Metrologia da Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC) da Universidade Federal de Uberlândia como mostra a Fig. 5.2.

Inicialmente, utilizando a configuração geométrica e as dimensões do distrator fornecido, foi criada uma geometria simplificada do distrator, no programa Auto CAD® Mechanical (2002) (Autodesk, Inc, San Rafael, Califórnia USA). Na seqüência esta geometria foi exportada em extensão SAT para o programa Ansys™ 10.0 (Ansys Inc, Canonsburg, PA., USA). As Figuras 5.3 e 5.4 mostram os modelos geométricos desenvolvidos no programa “Mechanical Desktop” e no programa Ansys.

Figura 5.2 - Microscópio Ferramenteiro - Laboratório de Metrologia – FEMEC.

Observa-se que foram desprezados os filetes de rosca do parafuso central, uma vez que, o objetivo era analisar a estabilidade proporcionada pela posição do distrator no corte juntamente com as uniões aparafusadas.

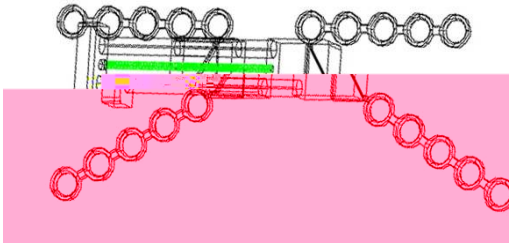


Figura 5.3 - Modelo Geométrico do Distrator desenvolvido no programa “Mechanical Desktop”.

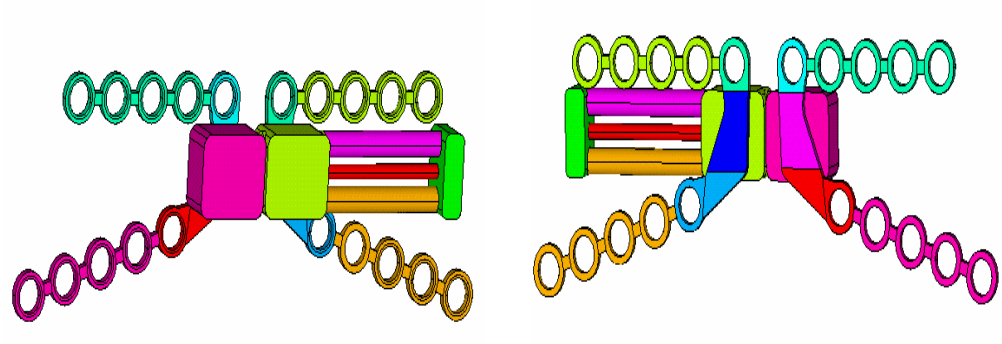


Figura 5.4 - Modelo Geométrico do Distrator desenvolvido no programa “Ansys”.

O modelo geométrico desenvolvido no programa Ansys foi completado utilizando segmentos de blocos de osso que simulou o ramo da mandíbula na região do mento onde era fixado o distrator. As medidas de cada bloco são mostradas na Fig. 5.5.

Para simular o corte foi considerada uma abertura entre os blocos de 0,2 mm, como mostrado na Fig. 5.5. Os blocos eram maciços simulando apenas o osso cortical, ou seja, desprezando a parcela interna de osso trabecular.

Os blocos eram furados de acordo com a quantidade de parafusos de fixação. Os parafusos foram modelados sem filetes como mostrados na Fig. 5.6.

Todas as interfaces entre os volumes foram coladas, simulando rigidez infinita, com exceção da região do corte onde foi considerado elementos de contato no contorno. Para simular o efeito de fixação da união aparafusada, apenas as áreas relacionadas ao distrator e ao osso, em contato com o parafuso, foram coladas entre si. A Figura 5.7 mostra o modelo geométrico completo desenvolvido no programa Ansys com o distrator posicionado na parte central.

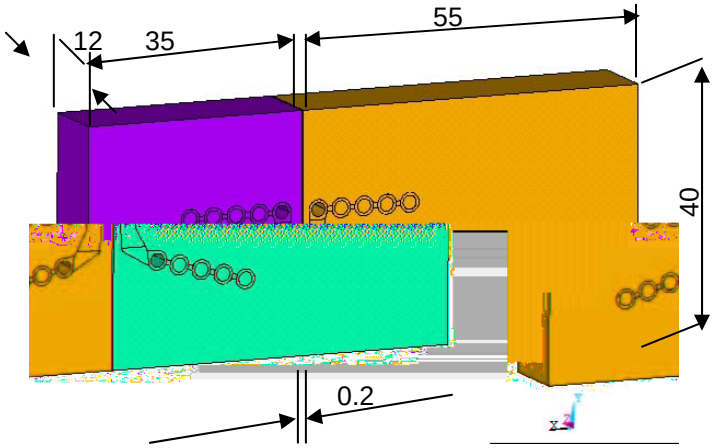


Figura 5.5 - Modelo Geométrico desenvolvido no programa Ansys na região do corte. Cotas em mm.

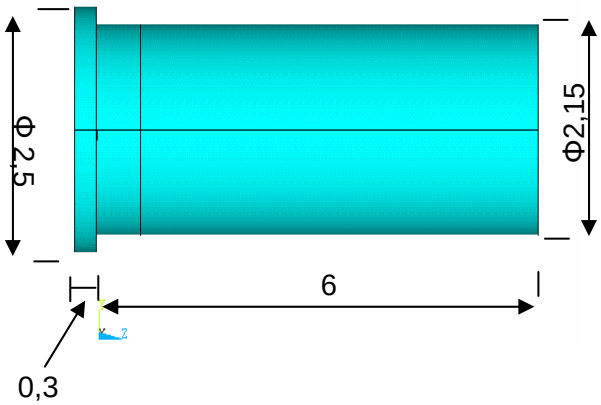


Figura 5.6 - Parafusos modelados no programa Ansys. Cotas em mm.

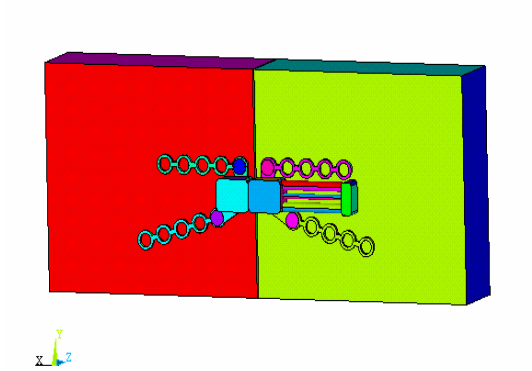


Figura 5.7 - Modelo Geométrico desenvolvido no programa Ansys.

A configuração final do modelo geométrico continha 15 volumes sem considerar os parafusos. Neste caso, o distrator foi modelado com 15 volumes diferentes, a fim de obter uma malha de elementos finitos, homogênea e de tamanho compatível visando reduzir o tempo computacional, uma vez que, foram analisadas várias condições diferentes de fixação do distrator.

O modelo geométrico é completado em função do número de parafusos utilizados para fixar o distrator. Para simular a fixação do distrator sob diferentes números de parafusos foram modeladas áreas coincidentes às áreas das placas do distrator na área externa dos blocos nas mesmas regiões de posicionamentos do distrator, conforme mostrado na figura 5.9. A figura 5.10 mostra o modelo geométrico final do distrator.

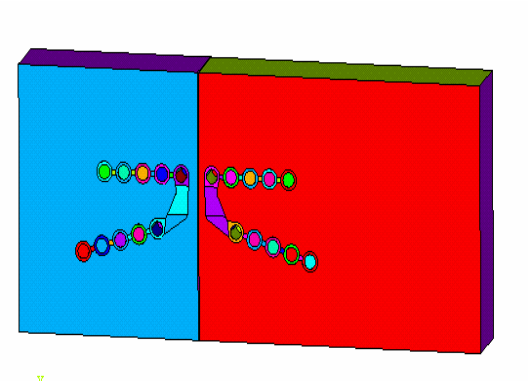


Figura 5.9 - Áreas nos blocos para fixação das hastes

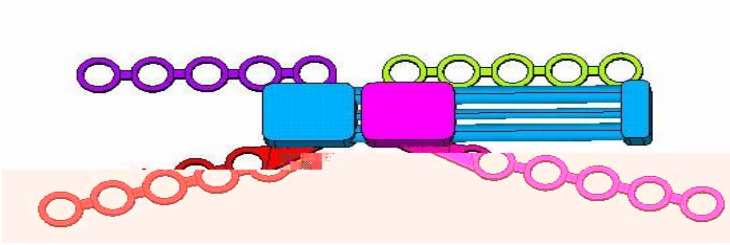
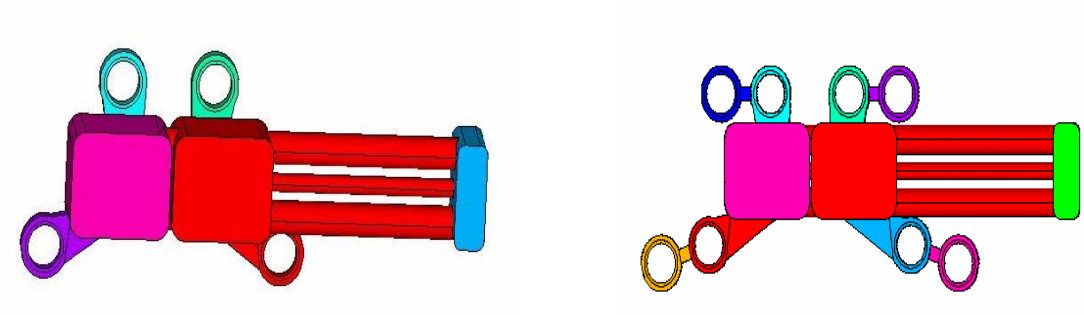
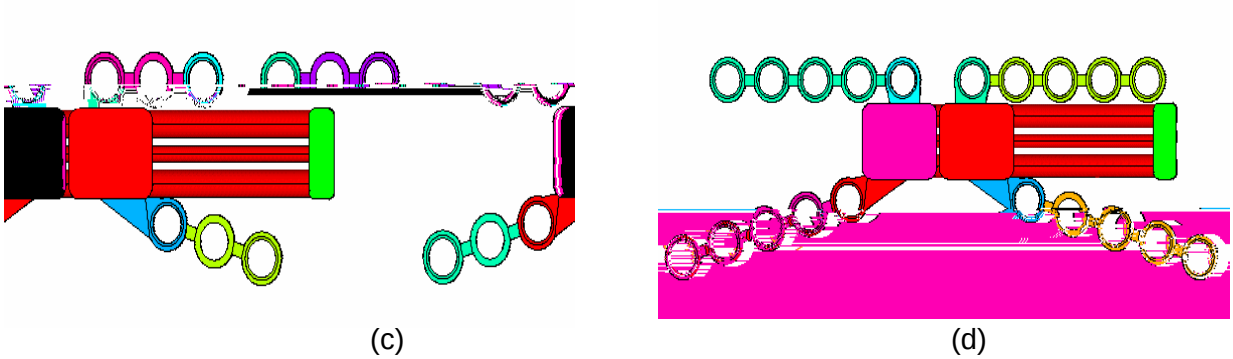


Figura 5.10 – Modelo geométrico mostrando as hastes adaptadas no distrator.

A Figura 5.11 mostra os vários modelos geométricos do distrator em função da quantidade de fixação dos parafusos.



(a) (b)

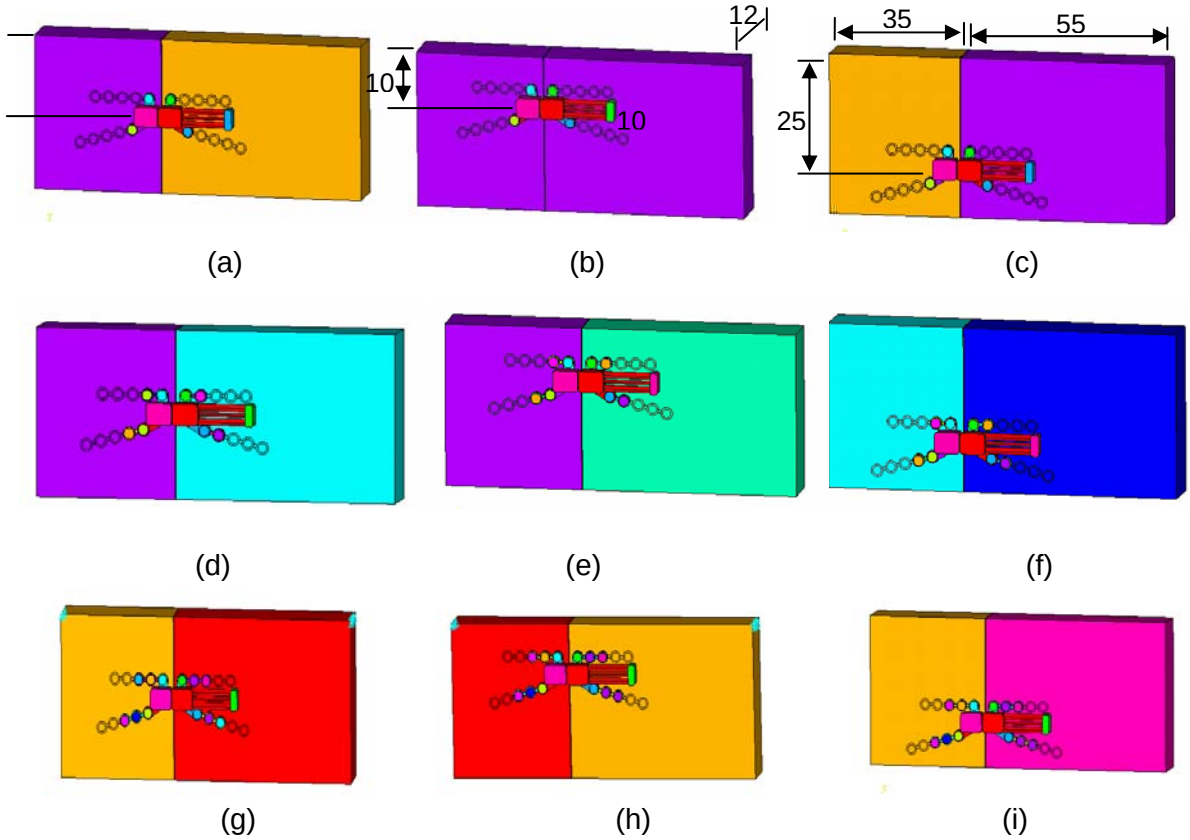


(c) (d)

Figura 5.11 - Hastes incompletas (a) hastes para quatro parafusos; (b) hastes para oito parafusos; (c) hastes para doze parafusos; (d) hastes para vinte parafusos.

O tamanho dos blocos utilizados para simular o ramo da mandíbula próxima do corte é mostrado na Fig. 5.12. A largura dos blocos adotada é utilizada em função de faixas dimensionais de mandíbulas humanas. A Figura 5.12 mostra as três posições analisadas para o distrator em milímetros. Procurou-se avaliar as posições extremas onde poderia ser fixado o distrator na região frontal.

Deve-se destacar que, neste trabalho, o distrator foi fixado em uma face plana dos blocos e as condições de contorno foram definidas de acordo com os ajustes feitos com o modelo experimental. Em futuros trabalhos, pretende-se utilizar o distrator fixado em um modelo tridimensional de elementos finitos de uma mandíbula real.



(j) (k) (l)

Figura 5.12 - Fixação do distrator nos blocos e números de parafusos. (a) 4 parafusos posição a; (b) 4 parafusos posição b; (c) 4 parafusos posição c; (d) 8 parafusos posição a;(e) 8 parafusos posição b;(f) 8 parafusos posição c; (g) 12 parafusos posição a; (h)12 parafusos posição b; (i) 12 parafusos posição c; (j) 20 parafusos posição a; (k) 20 parafusos posição b; (l) 20 parafusos posição c.

A análise da estabilidade da fixação foi feita também em condições de abertura do distrator. Como mencionado no capítulo 3, o tratamento é feito espaçando a região do corte

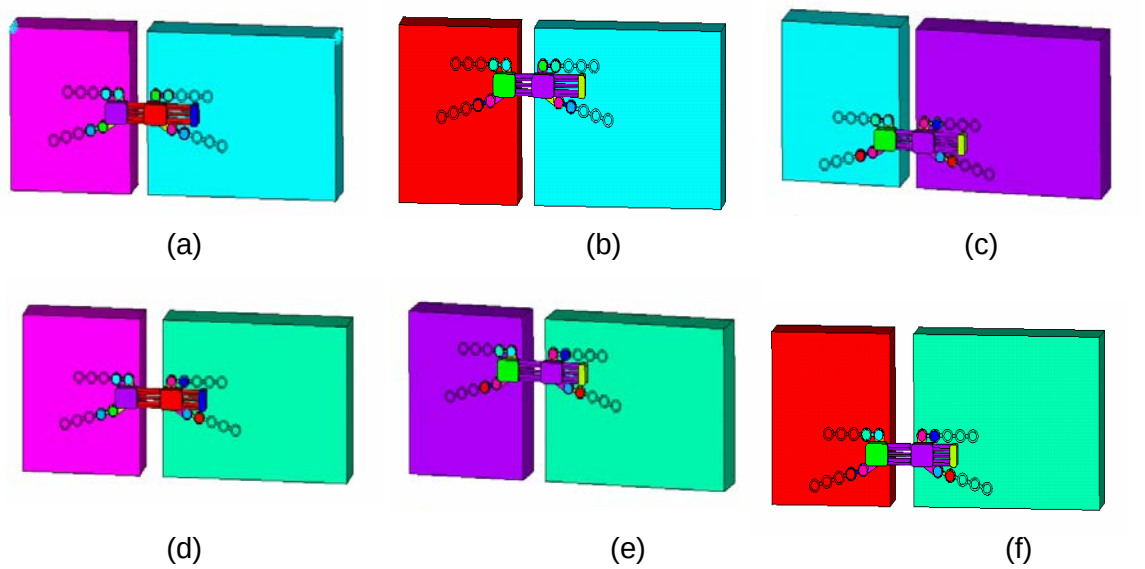


Figura 5.14 - Abertura entre os blocos de 5 e 7 mm, posição do distrator nos blocos e números de parafusos. (a) 8 parafusos posição a, abertura 5; (b) 8 parafusos posição b, abertura 5; (c) 8 parafusos posição c, abertura 5; (d) 8 parafusos posição a, abertura 7; (e) 8 parafusos posição b, abertura 7; (f) 8 parafusos posição c, abertura 7.

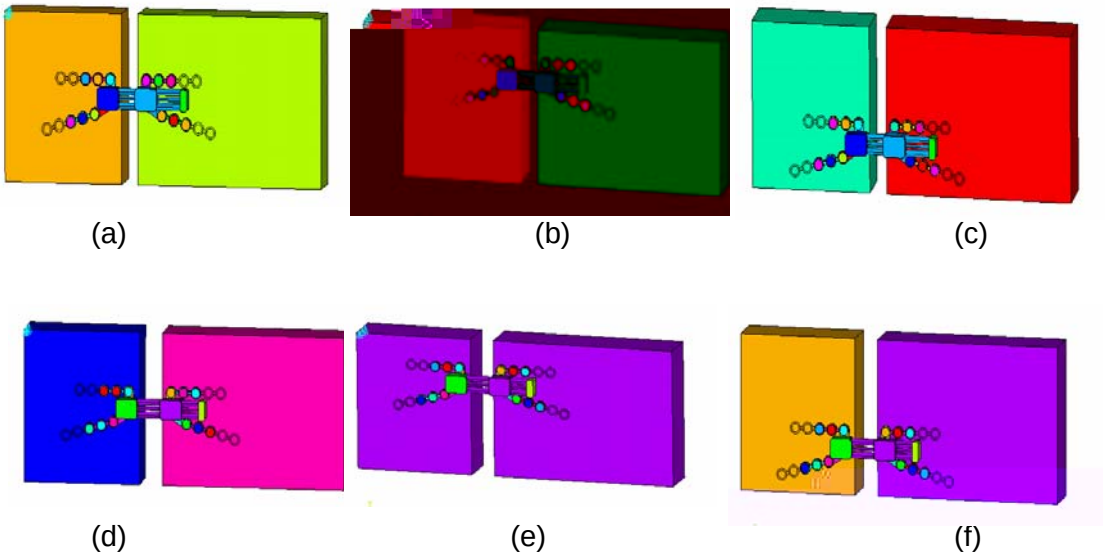


Figura 5.15 - Abertura entre os blocos de 5 e 7 mm, posição do distrator nos blocos e números de parafusos. (a) 12 parafusos posição a, abertura 5; (b) 12 parafusos posição b, abertura 5; (c) 12 parafusos posição c, abertura 5; (d) 12 parafusos posição a, abertura 7; (e) 12 parafusos posição b, abertura 7; (f) 12 parafusos posição c, abertura 7.

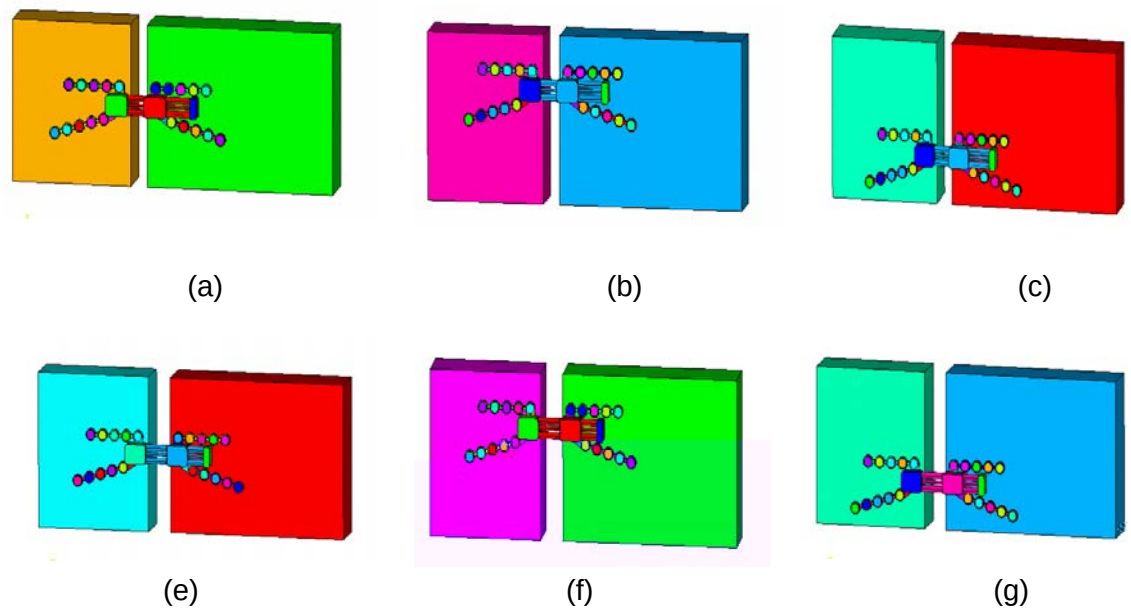


Figura 5.16 - Abertura entre os blocos de 5 e 7 mm, posição do distrator nos blocos e números de parafusos. (a) 20 parafusos posição a, abertura 5; (b) 20 parafusos posição b, abertura 5; (c) 20 parafusos posição c, abertura 5; (d) 20 parafusos posição a, abertura 7; (e) 20 parafusos posição b, abertura 7; (f) 20 parafusos posição c, abertura 7.

Para facilitar a análise dos vários modelos descritos nas Fig. 5.12 a 5.16 foi definida uma nomenclatura de referência, da seguinte forma:

- **4p5aap**: significa fixação com 4 parafusos, abertura de 5 mm e posição central (posição a)

A tabela 5.1 mostra todos os modelos analisados em termos da nomenclatura de referência.

Tabela 5.1 – Modelos analisados em termos da nomenclatura.

Modelos	Parafusos	Abertura	Posição
4p0aap	4	0	a
4p0abp	4	0	b
4p0acp	4	0	c
4p5aap	4	5	a

4p5abp	4	5	b
4p5acp	4	5	c
4p7aap	4	7	a
4p7abp	4	7	b
4p7acp	4	7	c
8p0aap	8	0	a
8p0abp	8	0	b
8p0acp	8	0	c
8p5aap	8	5	a
8p5abp	8	5	b
8p5acp	8	5	c
8p7aap	8	7	a
8p7abp	8	7	b
8p7acp	8	7	c
12p0aap	12	0	a
12p0abp	12	0	b
12p0acp	12	0	c
12p5aap	12	5	a
12p5abp	12	5	b
12p5acp	12	5	c
12p7aap	12	7	a
12p7abp	12	7	b
12p7acp	12	7	c
20p0aap	20	0	a
20p0abp	20	0	b
20p0acp	20	0	c
20p5aap	20	5	a
20p5abp	20	5	b
20p5acp	20	5	c
20p7aap	20	7	a
20p7abp	20	7	b
20p7acp	20	7	c

5.3 Modelo de Elementos Finitos

Utilizando os modelos geométricos desenvolvidos foram obtidos os modelos de elementos finitos. As malhas foram obtidas utilizando geração automática de malhas do próprio Ansys. Após várias simulações foi utilizado o elemento SOLID 92 para a geração da malha de todos os volumes.

O elemento SOLID 92, mostrado na Fig. 5.17, é utilizado para a modelagem de estruturas tridimensionais sólidas de malhas irregulares, sendo definido por 10 nós com 3 graus de liberdade em cada nó.

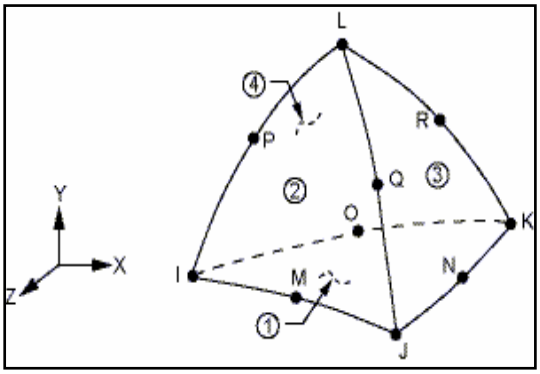


Figura 5.17 - O elemento SOLID 92 do programa Ansys

O número de elementos variou para cada modelo, em função da quantidade de parafusos. Na condição mínima obteve-se 36.711 elementos com 63.374 nós e na condição máxima 89849 elementos com 144.215 nós. As Figuras 5.18 a 5.20 mostram modelos de elementos para os blocos, distrator e parafuso, respectivamente.

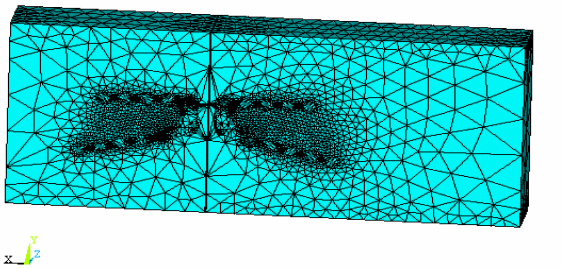


Figura 5.18 - Exemplo de malha gerada para os blocos.

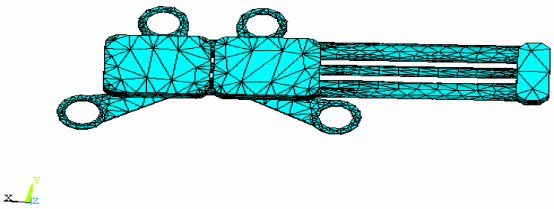


Figura 5.19 - Exemplo de malha gerada para o distrator.

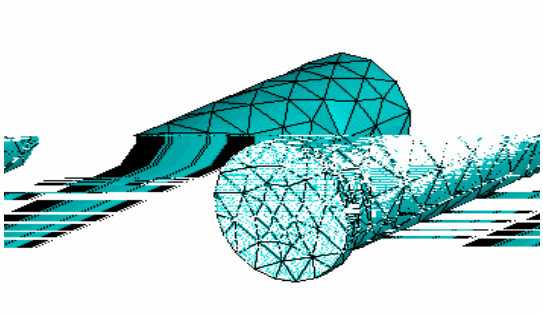


Figura 5.20 - Exemplo de malha gerada no parafuso.

A interface entre os blocos, na região do corte, foi modelada com elementos de contato. Foram utilizados os elementos TARGE 170 e CONTA 174.

O elemento TARGE 170, mostrado na Fig. 5.21, é utilizado para a superfície “alvo” sendo discretizado como uma configuração de elementos segmentados associados com uma superfície de contato de constantes reais iguais.

O elemento CONTA 174, mostrado na Fig. 5.22, é utilizado para representar o contato e o atrito entre as superfícies. Foi considerado um coeficiente de atrito de 0,3 entre as superfícies.

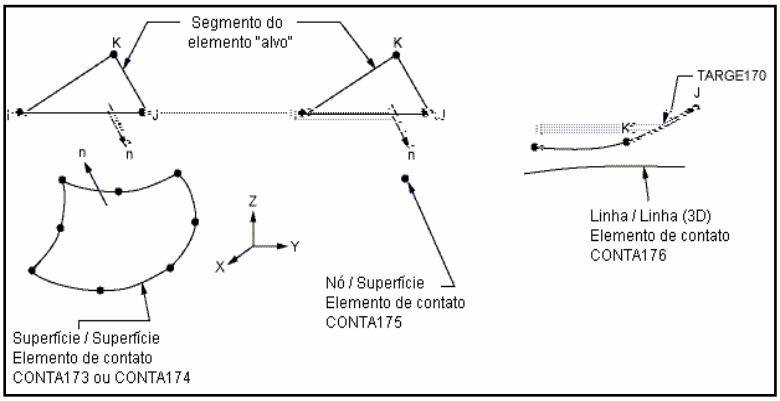


Figura 5.21 - Elemento TARGE170 do programa Ansys.

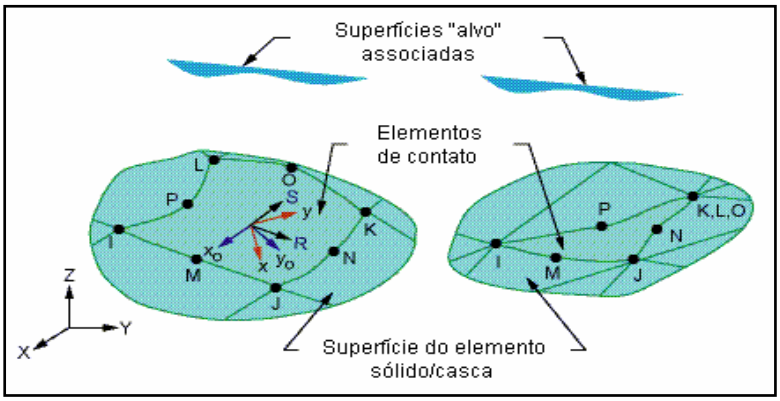


Figura 5.22 - Elemento CONTA174 do programa Ansys.

A análise da estabilidade de fixação da osteotomia utilizando as várias condições analisadas foi simulada da mesma forma que na análise experimental. Neste caso, foi aplicada uma carga concentrada no bloco direito a uma certa distância da osteotomia.

Em cada modelo analisado foram aplicadas cinco cargas separadamente, 20N, 50N, 80N, 110N e 140N. Para cada carga aplicada, foram determinados os deslocamentos na direção vertical (direção y), na parte inferior do bloco na mesma região próxima a linha de carga. Este procedimento foi feito porque na análise experimental foi utilizado um sensor de proximidade direcionado contra a área inferior do bloco direito no mesmo alinhamento da carga aplicada. Com isso, foi possível comparar os deslocamentos obtidos da análise experimental com os deslocamentos obtidos da análise numérica.

Para garantir a solução do problema foram definidas condições de contorno de referência nos dois blocos. A Figura 5.23 mostra um modelo de elementos finitos completo para 4 parafusos indicando a aplicação da carga e as condições de contorno.

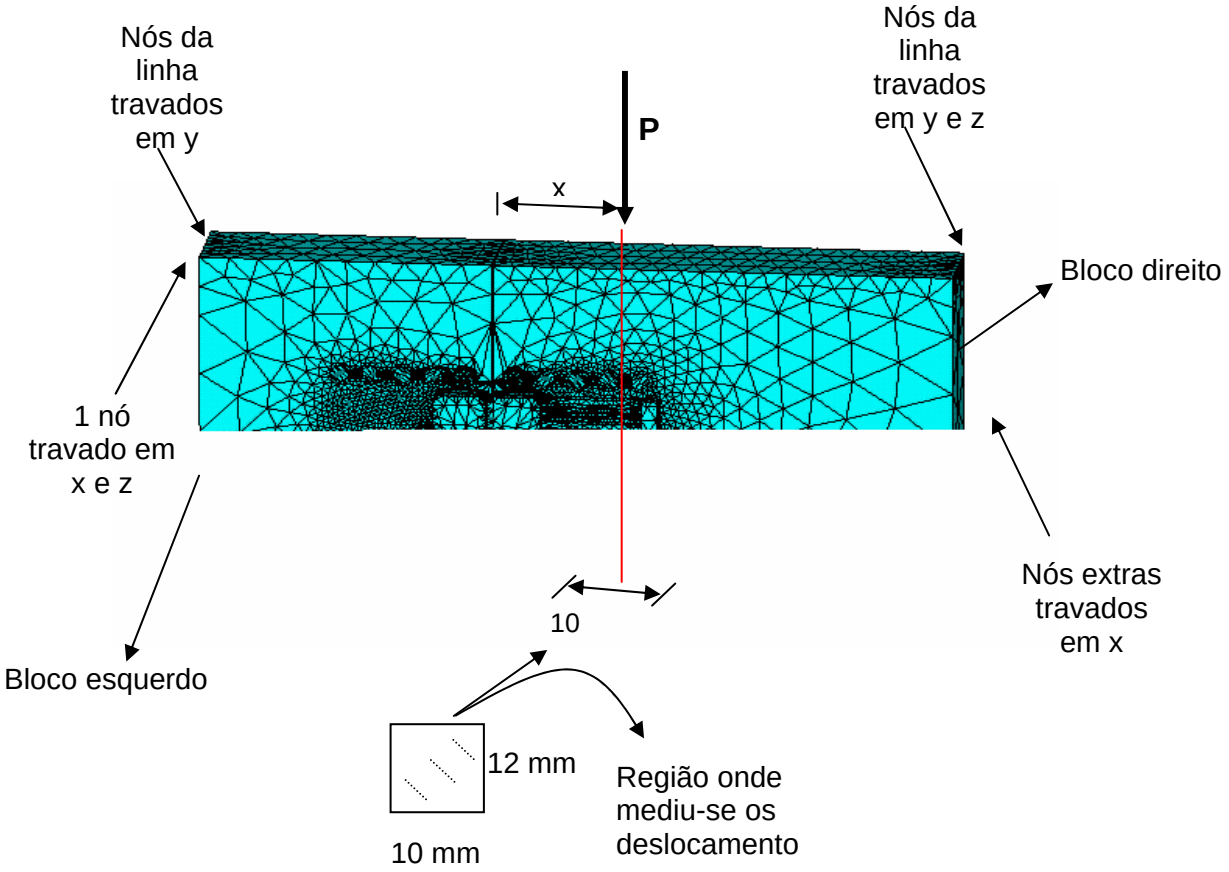


Figura 5.23 - Modelo de elementos finitos com a aplicação da carga e condições de contorno.

A análise da estabilidade, utilizando a modelagem por elementos finitos, foi feita considerando o deslocamento na direção y a um dado carregamento. Os sinais de deslocamento foram obtidos nos nós delimitados por uma área média retangular de 10 x 12

mm a partir do alinhamento da carga, como mostrado na Fig. 5.23. Esta análise foi definida desta forma, uma vez que, esta área corresponde aproximadamente à área do sensor de presença que foi utilizado no modelo experimental. Neste caso, os sinais foram utilizados para validar os modelos de elementos finitos.

Na análise experimental foi utilizada uma distância fixa de 30 mm entre o ponto de aplicação da carga e a região dos cortes. Os resultados da análise experimental foram utilizados para ajustar aqueles modelos de elementos finitos similares, ou seja, distrator na posição central com 4, 8, 12 e 20 parafusos para abertura 0, 5 e 7 mm.

Devido às diferenças e aproximações nos modelos de elementos finitos, os ajustes nestes modelos foram feitos na posição da aplicação da carga e na utilização de condições de contorno adicionais no bloco direito. Neste caso, o ajuste foi feito visualmente através das curvas de deslocamentos na direção y obtidas pela análise experimental e região dos nós analisados, como mostra a Fig. 5.23.

Portanto, variando a posição de aplicação da carga aliada às condições de contorno extras foi possível ajustar os modelos co-relacionados. Estas informações foram utilizadas na análise dos outros modelos de elementos finitos, ou seja, foi possível avaliar o comportamento das fixações em outras posições do distrator. A tabela 5.2 mostra as posições da carga e o número de nós travados na parte central da área externa do bloco direito.

Tabela 5.2 - Grupos dos modelos quanto ao parafuso, abertura e condição de contorno.

Número de Parafusos	Abertura	Distância do Corte	Número de nós travados
4	0	20 mm	1
	5	20 mm	2
	7	20 mm	4
8	0	20 mm	1
	5	20 mm	0
	7	20 mm	0
12	0	20 mm	0
	5	20 mm	0
	7	20 mm	0
20	0	20 mm	0
	5	20 mm	0
	7	20 mm	0

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

6.1 Introdução

O sucesso da formação do calo ósseo depende da estabilidade da osteotomia obtida com a fixação de aparelhos de distração que variam de acordo com os objetivos pretendidos pelo clínico.

A estabilidade da fixação como foi mostrado nos Capítulos I, II e III é funcão dos tipos de distratores osteogênicos, utilizado para sustentar os segmentos ósseos, eliminando ou minimizando qualquer tipo de movimento.

Neste capítulo são apresentados os resultados da análise de diferentes configurações de posicionamentos e fixação do distrator considerando três aberturas, 0, 5 e 7 mm. Paralelamente, foi avaliado o gradiente de tensões nos modelos estudados.

Para avaliar o comportamento do distrator em outras posições de fixação os modelos numéricos foram ajustados através da análise da estabilidade funcional em um modelo experimental, descrito no Capítulo IV.

6.2 Análise Experimental

No capítulo IV foi mostrado que através de um dispositivo experimental, o sinal do deslocamento na direção y (direção de aplicação da carga), foi obtido por um sensor de presença DIMAC posicionado na parte inferior da mandíbula, conforme mostrado na Fig.4.5.

A célula de carga monitorava o nível de carga aplicada na parte superior da mandíbula de corpo. A carga foi aplicada normalmente através de um parafuso fixado na célula de carga. Ambos os sinais de força e deslocamento foram adquiridos em um osciloscópio digital da piscoscope da “Pico Technology Limited”. O sinal da célula de carga foi condicionado em um sistema digital da KRATOS PEB 1350. A carga variou de zero até

140 N. Utilizando a média de três análises foram obtidas curvas ajustadas aos dados experimentais para o distrator com 4, 8, 12 e 20 parafusos, na posição central, com aberturas 0, 5 e 7 mm.

As Figuras 6.1 a 6.4 mostram as curvas de força versus deslocamento para 4, 8, 12 e 20 parafusos nas três aberturas analisadas respectivamente.

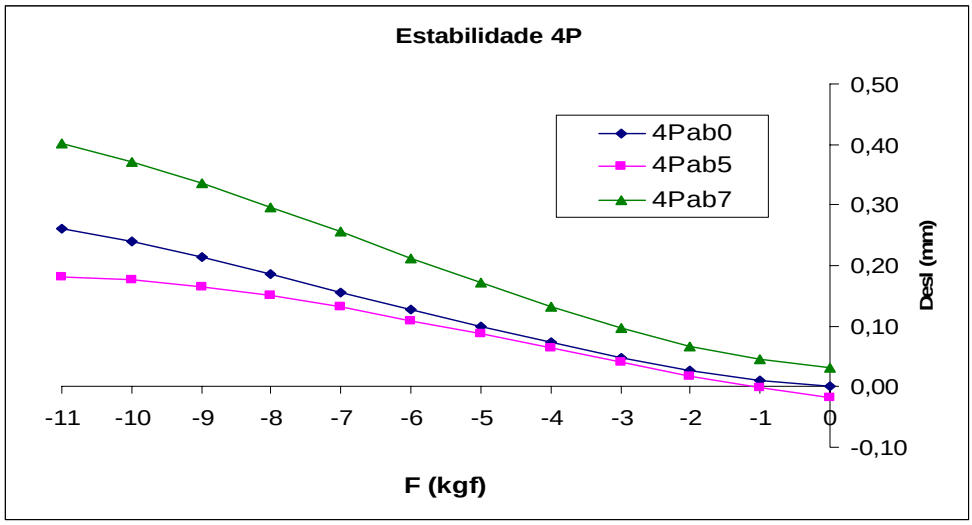


Figura 6.1 - Estabilidade para 4 parafusos e o distrator na posição central.

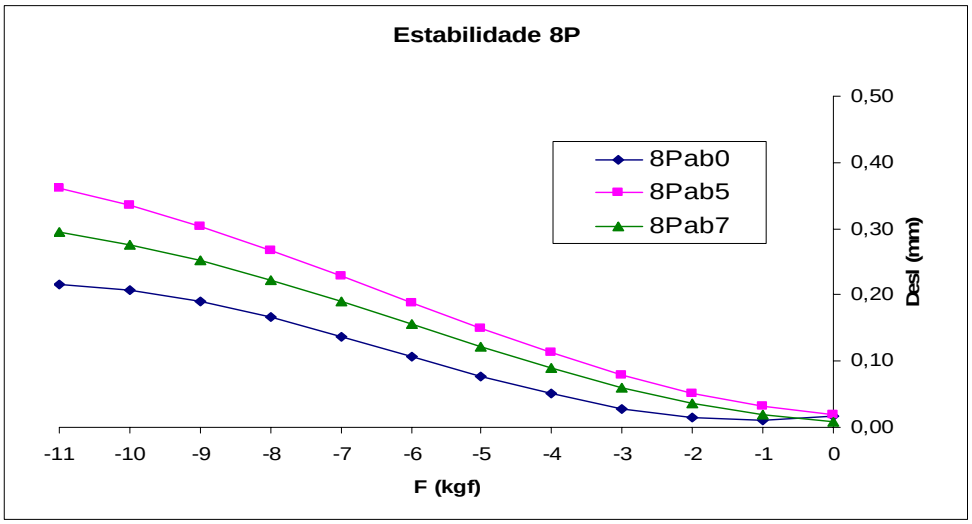


Figura 6.2 - Estabilidade para 8 parafusos e o distrator na posição central.

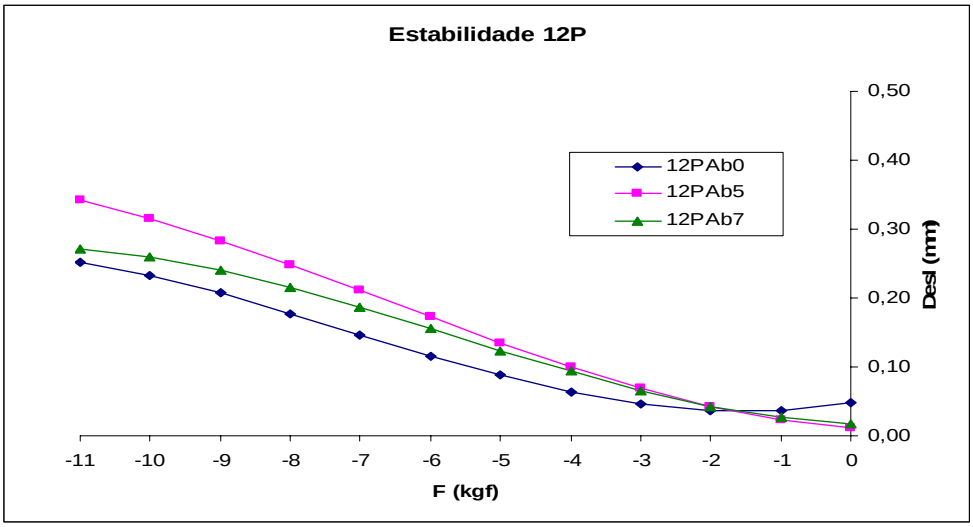


Figura 6.3 - Estabilidade para 12 parafusos e o distrator na posição central.

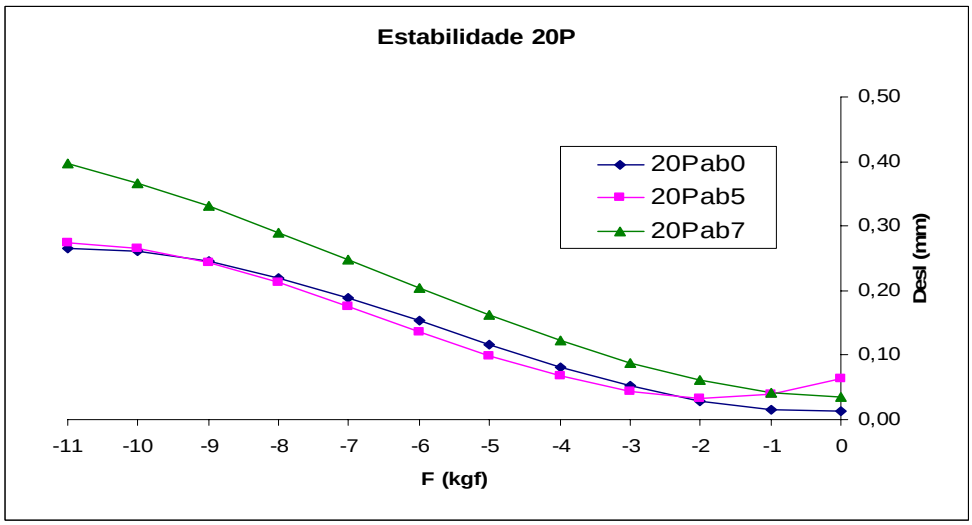


Figura 6.4 - Estabilidade para 20 parafusos e o distrator na posição central.

6.3 Análise por Elementos Finitos

Neste trabalho a estabilidade foi definida como sendo a média dos deslocamentos nodais resultantes da translação dos nós na direção y, na área de 10 x 12 mm na região inferior da mandibula, mostrado na Fig.6.5, simulando a localização do sensor na área inferior do bloco direito.

Figura 6.5 - Área selecionada para análise.

A Tabela 6.1 mostra a quantidade de nós avaliada nas respectivas regiões para os diferentes modelos avaliados.

Tabela 6.1 - Quantidades de nós avaliados por modelos.

Modelos	Quantidade de nós avaliados	Modelos	Quantidade de nós avaliados
4p0aap	100	12p0aap	104
4p0abp	52	12p0abp	72
4p0acp	72	12p0acp	66
4p5aap	100	12p5aap	104
4p5abp	64	12p5abp	36
4p5acp	69	12p5acp	54
4p7aap	100	12p7aap	104
4p7abp	69	12p7abp	146
4p7acp	63	12p7acp	64
8p0aap	76	20p0aap	104
8p0abp	72	20p0abp	67
8p0acp	56	20p0acp	76
8p5aap	56	20p5aap	104
8p5abp	72	20p5abp	63
8p5acp	70	20p5acp	63
8p7aap	60	20p7aap	64
8p7abp	70	20p7abp	71
8p7acp	81	20p7acp	62

Os deslocamentos extraídos do Programa Ansys foram analisados no programa Excell. Para cada carga aplicada, determinou-se o valor médio dos deslocamentos analisados. Com os valores médios determinou-se um gráfico de força versus deslocamento, sendo ajustada uma curva por dados medidos. Da mesma forma que na análise dos dados experimentais verificou-se que o melhor ajuste com os dados analisados foi um polinômio do 3º grau.

6.3.1 Verificação da Malha

O tamanho dos elementos influência diretamente nos resultados da análise, principalmente, em pontos de concetração de tensão que exige uma malha refinada. Neste trabalho foi utilizado geração automática de malha para a obtenção dos modelos de elementos finitos. Considerando o modelo com quatro parafusos, abertura zero e carga aplicada a 30 mm foi obtida uma malha padrão com 36 711 elementos e 63 374 nós, como mostra a Fig. 6.6.

Para analisar a influência da malha com maior refinamento, o mesmo modelo foi completamente refinado dividindo aproximadamente cada elemento pela metade. Neste caso o modelo ficou com 97 386 elementos e 161 959 nós, como mostra a Fig. 6.7.

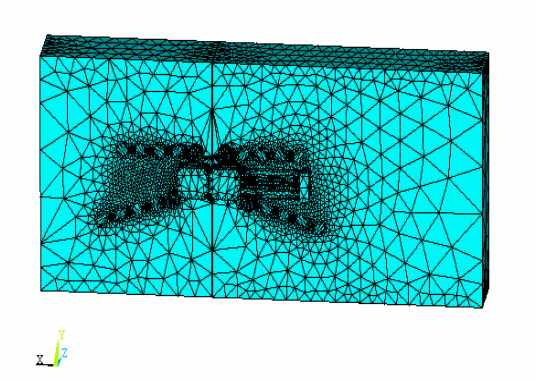


Figura 6.6 - Modelo de elementos finitos padrão.

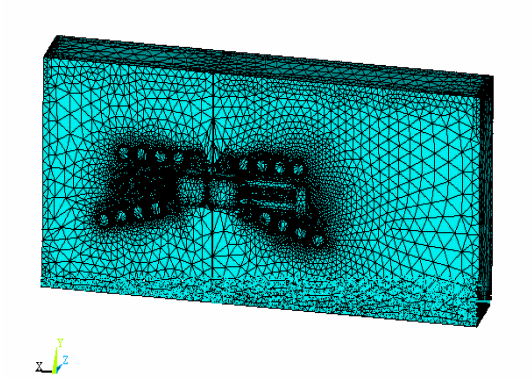


Figura 6.7 - Modelo de elementos finitos refinado.

Para avaliar a influência desta analise as médias dos deslocamentos na direção y foram medidas na área de 10 x 12 mm, de forma analoga aos procedimentos explicados no item 6.3. A Tabela 6.2 mostra os resultados comparativos desta análise supondo uma força

concentrada de 70 N aplicada à direita da região do corte na face superior à uma distância de 20 mm.

Tabela 6.2 - Resultados comparativos para o deslocamento na direção y.

Modelos	Deslocamentos em y
4p0aap – padrão	0,1418
4p0aap – refinada	0,1491

O erro relativo nos deslocamentos, considerando o modelo de elementos finitos padrão e o modelo de elementos finitos refinado, foi de 0,5%, conforme mostrado na tabela 6.2. Portanto, todas as análises numéricas foram feitas utilizando o modelo de elementos finitos padrão.

6.3.2 Ajuste do Modelo Numérico

Como base nos resultados da análise experimental. A denominação dos modelos numéricos de referência segue nomenclatura definida na tabela 5.1. O objetivo é ajustar as respostas de deslocamento vertical (direção y) do modelo numérico com aquelas obtidas do modelo experimental. Neste caso, o modelo numérico é ajustado variando a posição de aplicação da força e inclusão de condições de contorno.

Da análise experimental efetuada foi possível avaliar quais os níveis de deslocamentos vertical ou estabilidade da união, variando-se o número de parafusos de fixação para aberturas 0, 5 e 7mm. Neste caso, o distrator foi posicionado somente na região central da mandíbula. As curvas mostradas nas Figs. 4.11 a 4.13, indicam os nívies de deslocamentos em função das forças aplicadas.

Para a análise foram aplicadas cargas de 20N, 50N, 80N. 110N e 140N em diferentes posições na parte superior da mandibula direita (direção x), como indicado na Fig. 5.23. A Tabela 6.4 mostra as condições finais de ajuste dos modelos numéricos.

As Figuras 6.8 a 6.11 mostram as curvas ajustadas para abertura zero com 4, 8, 12 e 20 parafusos. As Figs 6.12 a 6.15 mostram as curvas ajustadas para abertura 5 mm com 4, 8, 12 e 20 parafusos e as Figs. 6.16 a 6.19 mostram as curvas ajustadas para abertura 7 mm com 4, 8, 12 e 20 parafusos.

Tabela 6.4 - Grupos dos modelos analisados relativos a quantidade de parafusos, aberturas e condição de contorno.

Número de Parafusos	Abertura	Distância do Corte	Número de nós travados
	0	20 mm	1
4	5	20 mm	2
	7	20 mm	4
	0	20 mm	1
8	5	20 mm	0
	7	20 mm	0
	0	20 mm	0
12	5	20 mm	0
	7	20 mm	0
	0	20 mm	0
20	5	20 mm	0
	7	20 mm	0

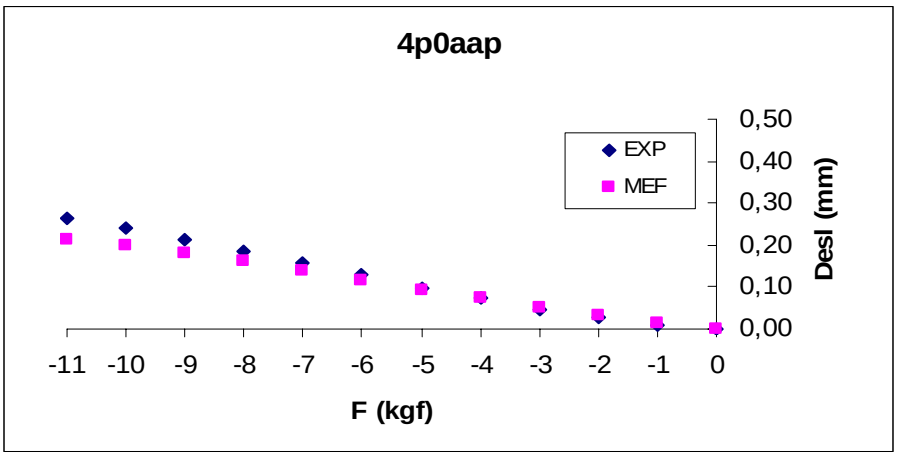


Figura 6.8 - Ajuste de curvas para 4 parafusos, abertura 0 e posição central.

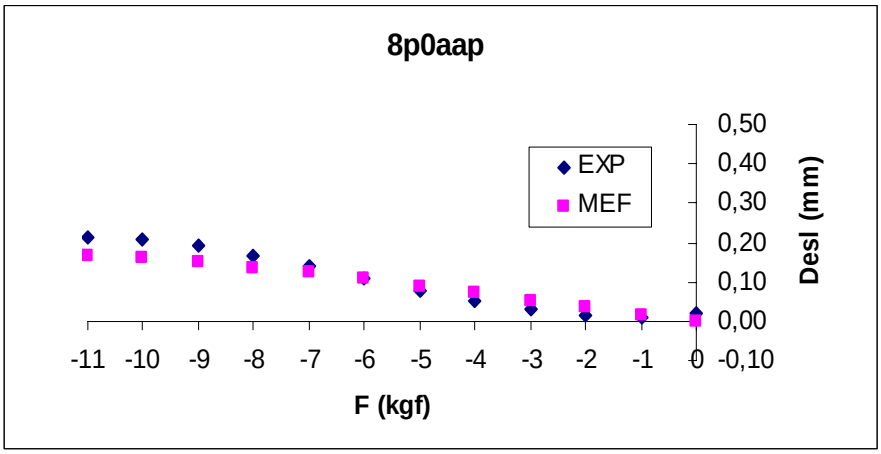


Figura 6.9 - Ajuste de curvas para 8 parafusos, abertura 0 e posição central.

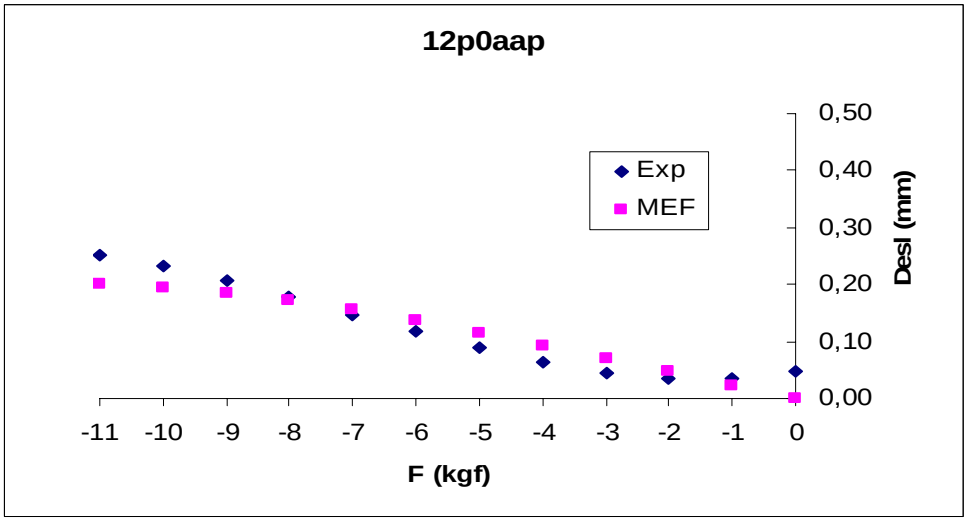


Figura 6.10 - Ajuste de curvas para 12 parafusos, abertura 0 e posição central.

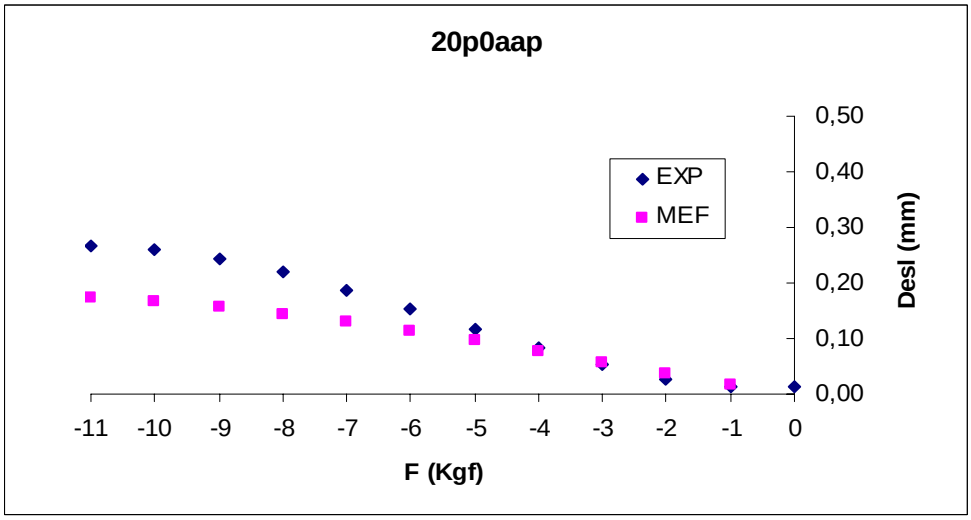


Figura 6.11 - Ajuste de curvas para 20 parafusos, abertura 0 e posição central.

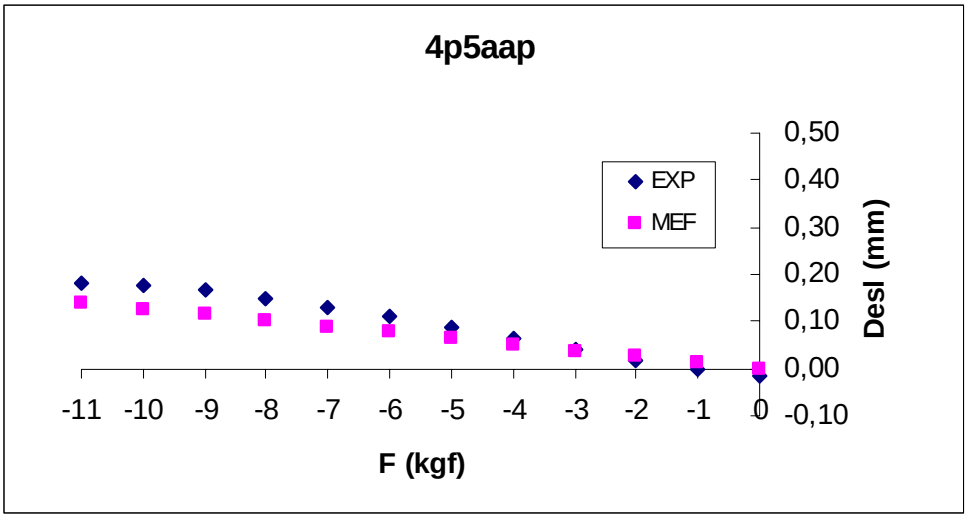


Figura 6.12 - Ajuste de curvas para 4 parafusos, abertura 5 e posição central.

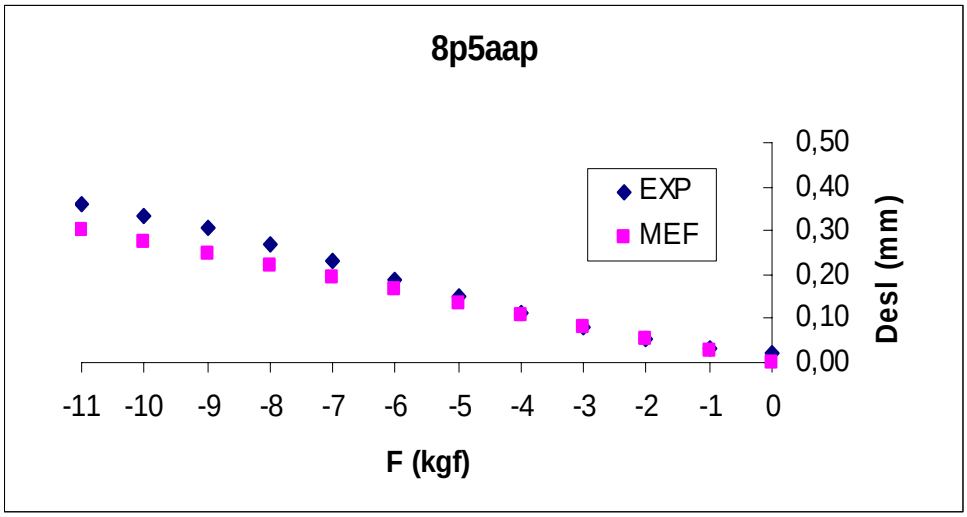


Figura 6.13 - Ajuste de curvas para 8 parafusos, abertura 5 e posição central.

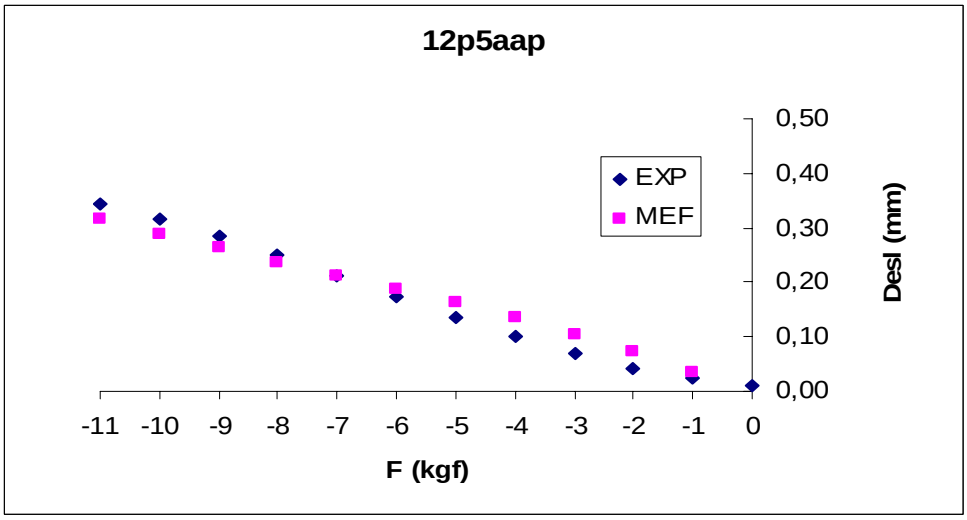


Figura 6.14 - Ajuste de curvas para 12 parafusos, abertura 5 e posição central.

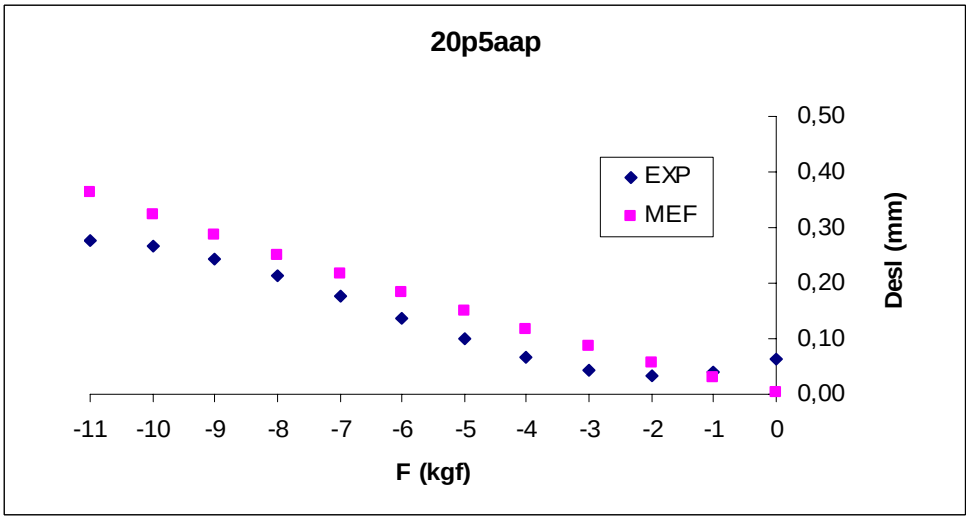


Figura 6.15 - Ajuste de curvas para 20 parafusos, abertura 5 e posição central.

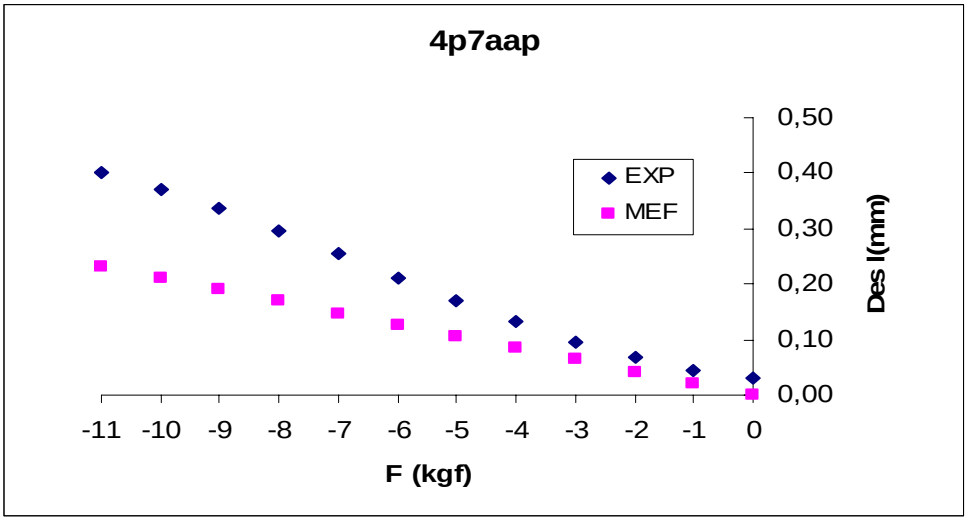


Figura 6.16 - Ajuste de curvas para 4 parafusos abertura 7 posição central

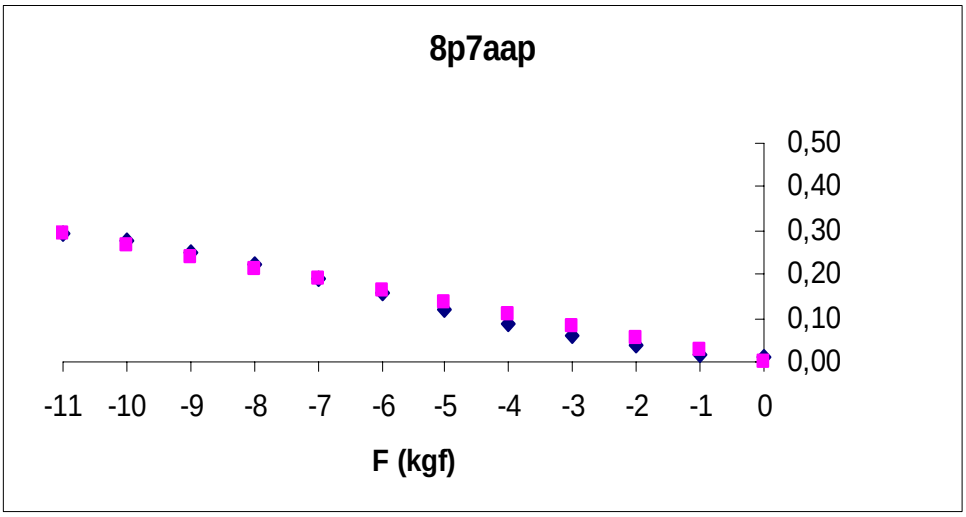


Figura 6.17 - Ajuste de curvas para 8 parafusos, abertura 7 e posição central.

Figura 6.18 - Ajuste de curvas para 12 parafusos, abertura 7 e posição central.

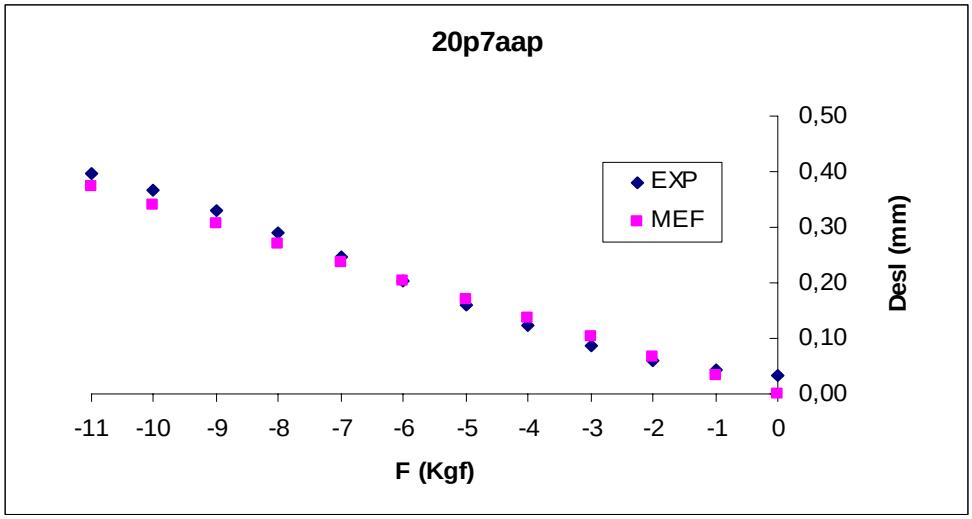


Figura 6.19 - Ajuste de curvas para 20 parafusos, abertura 7 e posição central.

As curvas obtidas da análise numérica foram ajustadas aos dados experimentais medidos. Observa-se que, na maioria dos casos os resultados numéricos foram bem ajustados aos modelos experimentais, modificando a posição de aplicação da força e as condições de contorno.

6.3.3 Verificação da quantidade de parafusos fixados.

Os valores indicados na Tab. 6.4 foram utilizados como referência para aqueles modelos de mesma quantidade de parafusos e diferentes aberturas do distrator, porém com diferentes posicionamentos do distrator. Neste trabalho as posições de fixação do distrator e as aberturas dos blocos são mostradas nas Figs. 5.12 a 5.16 . A letra “a” refere-se a posição central, a letra “b” refere-se a posição superior e a letra “c” refer-se a posição inferior de fixação do distrator.

O distrator foi fixado com 4, 8, 12 e 20 parafusos. A influência destas fixações foram avaliadas através da determinação da estabilidade ou deslocamento vertical em função da carga aplicada.

As Figuras 6.20 a 6.22 comparam os níveis de deslocamentos para a posição de fixação central, posição “a”, para aberturas 0, 5 e 7 mm respectivamente. As Figs 6.23 a 6.25 comparam os deslocamentos para a posição de fixação superior, posição “b”, para aberturas 0, 5 e 7 mm, respectivamente. As Figs 6.26 a 6.28 comparam estes deslocamentos para a posição de fixação inferior, posição “c”, para aberturas 0, 5 e 7 mm, respectivamente.

Nestas análises utilizou-se cargas de 2, 5, 8, 11 e 14 kgf. Os valores médios dos deslocamentos foram obtidos de acordo com os procedimentos descritos no Capítulo 5. Estes resultados foram manipulados em uma planilha Excell.

Deve-se destacar que os níveis de carregamento aplicados, acima de 50 N, são bastante severos em casos reais , uma vez que, no período de consolidação óssea o paciente possui restrições alimentares. Mesmo nos períodos finais, é recomendado cuidados na força de mastigação. Os valores foram utilizados exclusivamente para a avaliação do projeto do distrator e comportamento biomecânico relativo a estabilidade de fixação do conjunto.

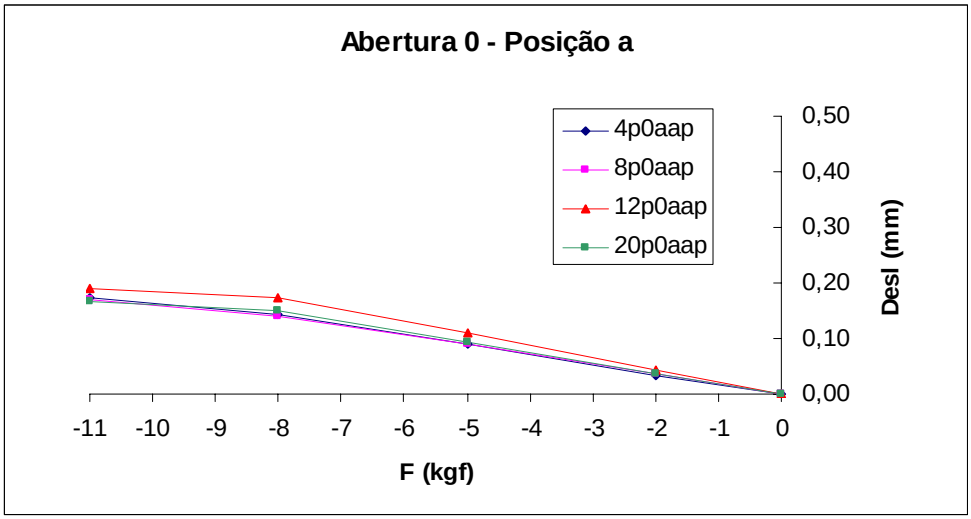


Figura 6.20 - Curvas de deslocamentos da posição “a” ,abertura 0.

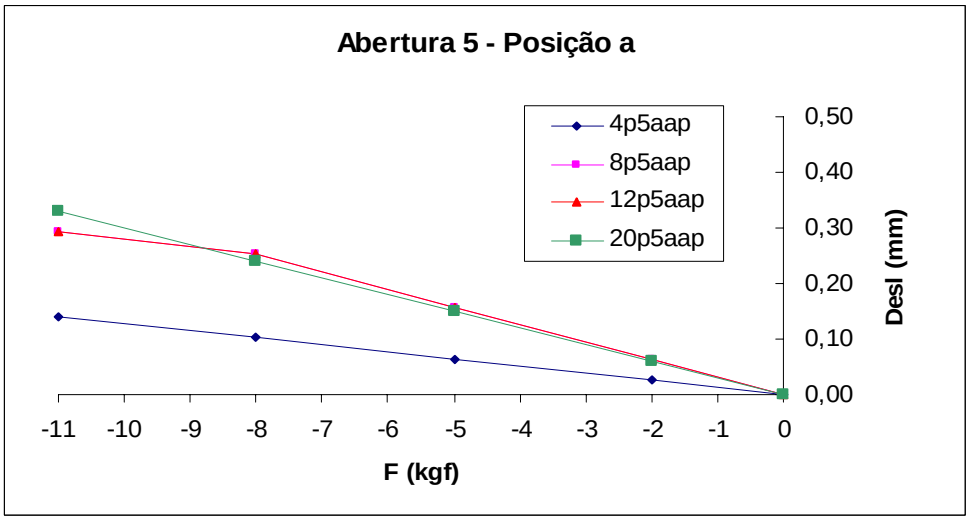


Figura 6.21 - Curvas de deslocamentos da posição “a”, abertura 5.

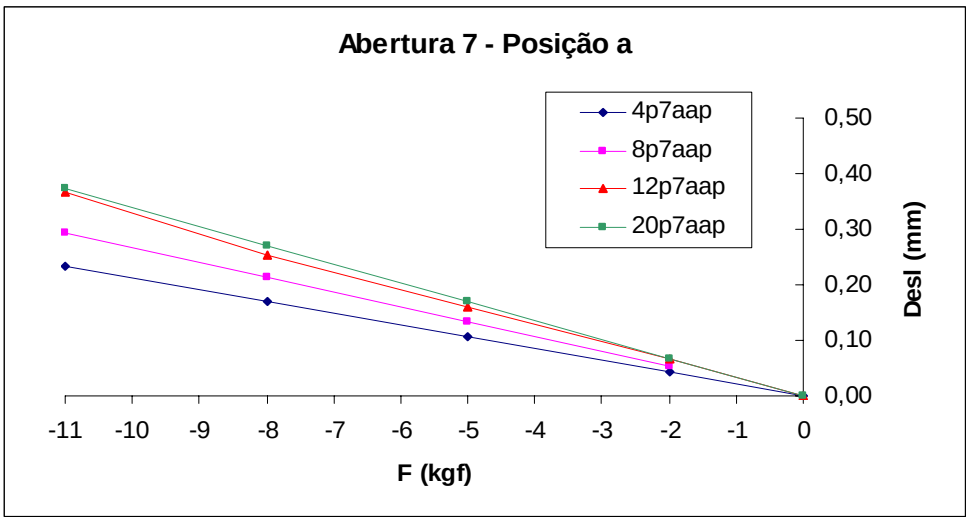


Figura 6.22 - Curvas de deslocamentos da posição “a” , abertura 7.

Na abertura zero e posição “a” ,a estabilidade do distrator para 4, 8 e 20 parafusos, resultou, na faixa de 0 até 11 kgf, em deslocamentos aproximadamente iguais e para 12 parafusos houve um deslocamento levemente maior. Na abertura 5 e posição “a” a estabilidade do distrator para 8, 12 e 20 parafusos, resultou, na faixa de 0 até 11 kgf, em deslocamentos aproximadamente iguais e para 4 parafusos houve um deslocamento menor. Na abertura 7 e posição “a”, a estabilidade do distrator para 4, 8 , 12 e 20 parafusos, os deslocamentos foram diferentes, sendo que para 4 parafusos o deslocamento foi menor ficando na ordem de 105 μm para uma força de 5 kgf e o maior deslocamento aconteceu para 20 parafusos na ordem de 169 μm para a mesma força de 5 kgf.

Os resultados mostraram que para a abertura zero do distrator existe uma estabilidade constante para todas as condições de fixação a partir de 10 kgf. Para as outras aberturas e todas as quantidades de parafusos, os níveis de deslocamentos são crescentes com o aumento de carga. Observa-se que quanto maior a abertura do distrator, maiores os níveis de deslocamento, ou seja, menor a estabilidade do conjunto.

Paralelamente, não foi observado uma correlação entre os níveis de deslocamento com as quantidades de parafusos de fixação, ou seja, uma diminuição da estabilidade para uma maior quantidade de parafusos de fixação.

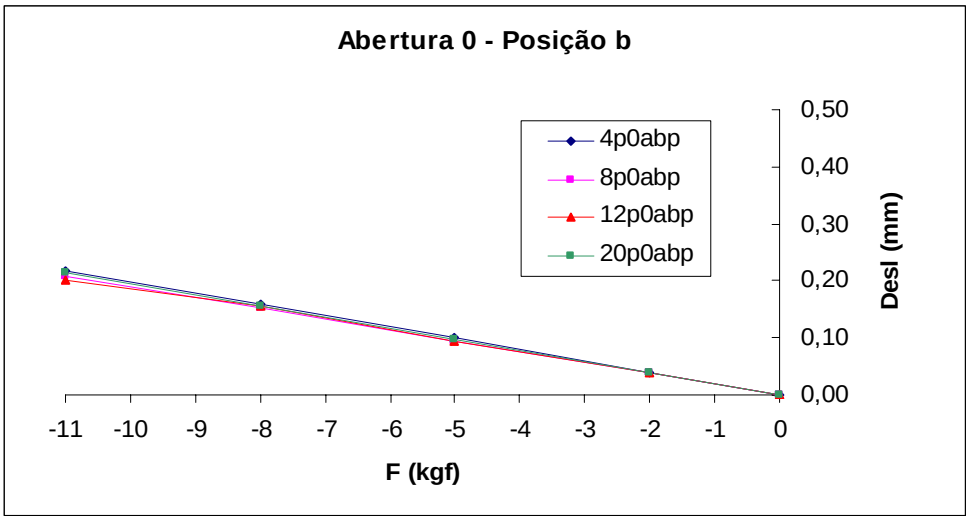


Figura 6.23 - Curvas de deslocamentos da posição “b”, abertura 0.

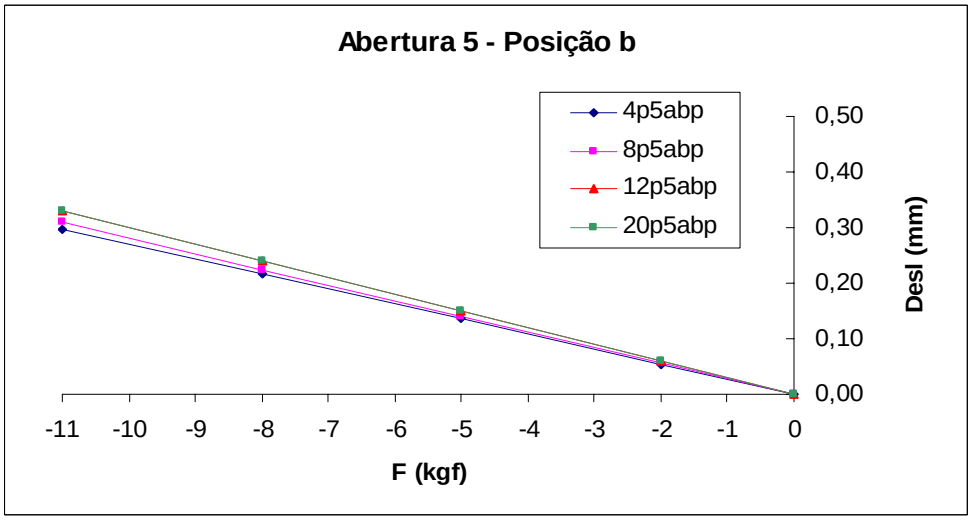


Figura 6.24 - Curvas de deslocamentos da posição “b”, abertura 5.

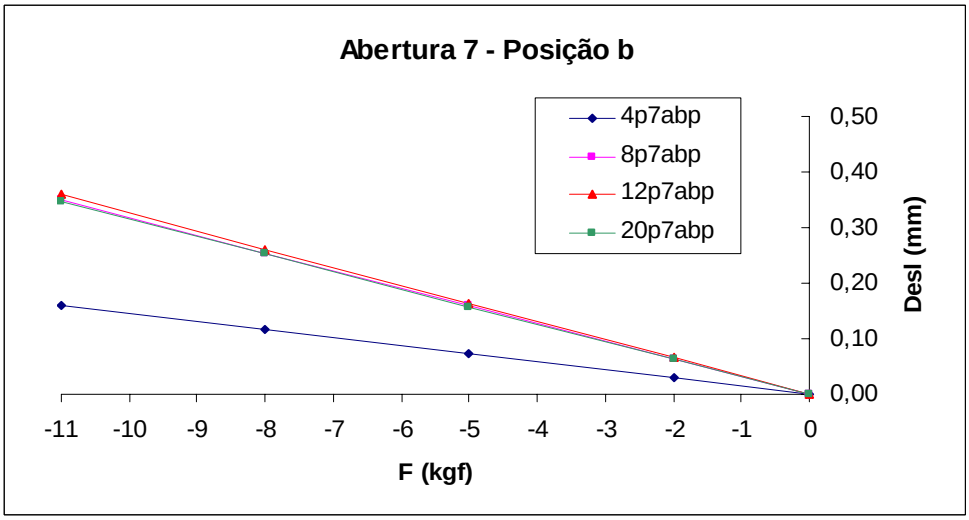


Figura 6.25 - Curvas de deslocamentos da posição “b”, abertura 7.

Na abertura 0 e 5 mm , posição “b” para 4, 8, 12 e 20 parafusos, obteve-se valores de deslocamentos muito próximos para as várias cargas aplicadas. Na abertura 7 mm e posição “b” para 4, 8 , 12 e 20 parafusos, houve deslocamentos próximos para 8, 12 e 20 parafusos , sendo que para 4 parafusos o deslocamento foi menor. Logo, observa-se que a utilização de 4 parafusos na posição “b”, mostradas pelas Figs. 6.24 e 6.25, o deslocamento foi menor comparado com as outras quantidades de parafusos.

Para a posição “b”, a estabilidade do conjunto foi, para abertura zero, na faixa de 11 kgf.

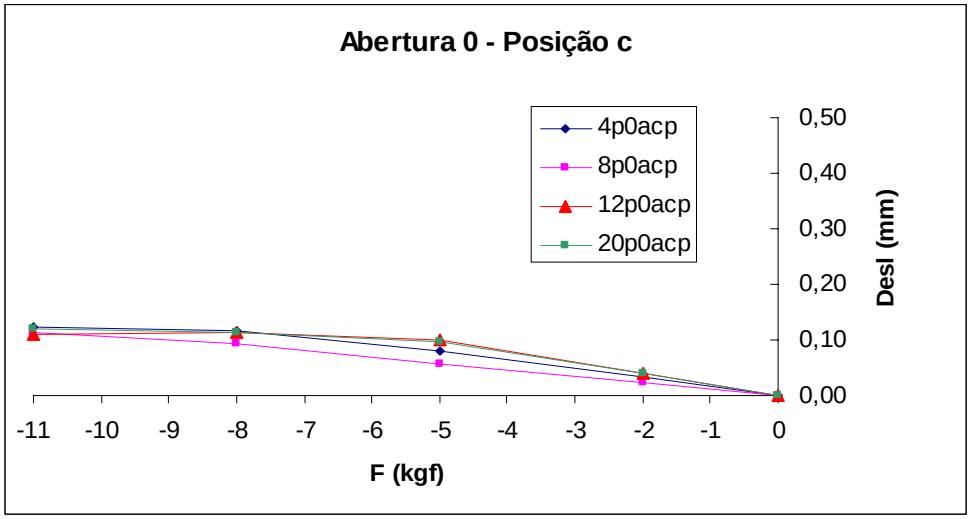


Figura 6.26 - Curvas de deslocamentos da posição “c”, abertura 0.

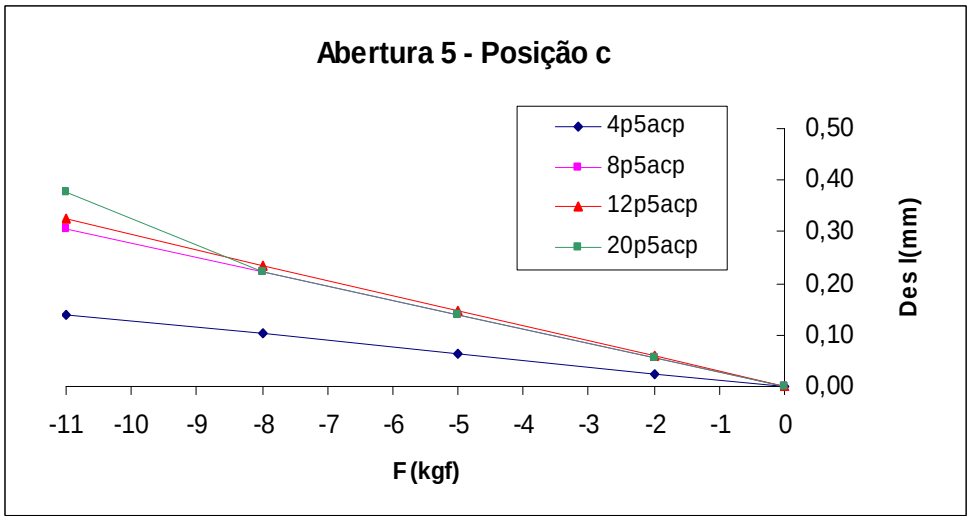


Figura 6.27 - Curvas de deslocamentos da posição “c”, abertura 5.

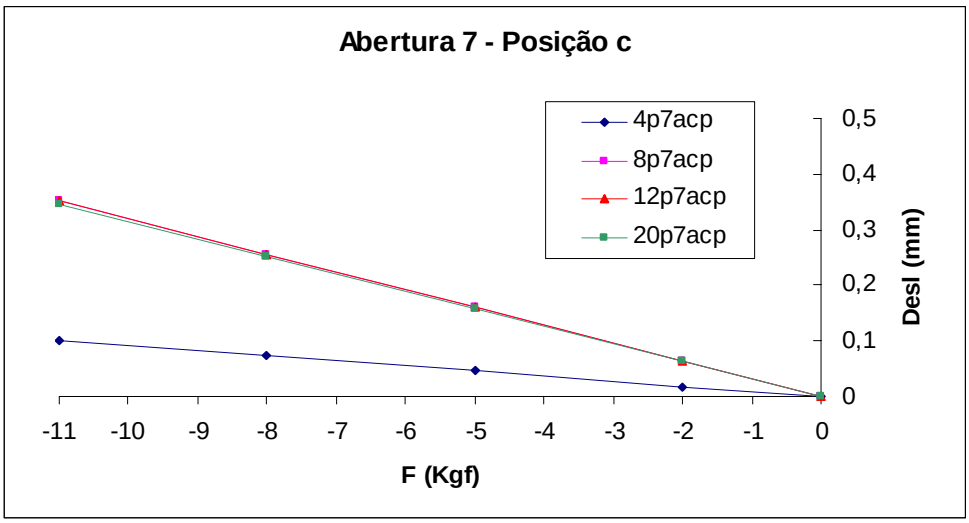


Figura 6.28 - Curvas de deslocamentos da posição “c”,abertura 7.

Na abertura 0 e posição “c”, para 8 parafusos houve um menor deslocamento na faixa de 58 μm e o maior deslocamento foi para o conjunto formado por 12 parafusos na faixa de 99 μm para uma carga de 5 kgf . Na abertura 5 e posição “c” a estabilidade do distrator, para 8, 12 e 20 parafusos, foi aproximadamente igual. Novamente, com 4 parafusos houve um deslocamento menor na faixa de 63 μm . Na abertura 7 e posição “c” a estabilidade do distrator, para 4, 8 , 12 e 20 parafusos, foi praticamente igual sendo de 159 μm, 160 μm, 156 μm, respectivamente. Para 4 parafusos o deslocamento foi menor ficando na faixa de 45 μm para uma força de 5 kgf.

Nas três posições analisadas não foi observado uma correlação entre as diferentes quantidades de parafusos nas aberturas 0, 5 e 7 mm.

Deve-se destacar que os valores obtidos para os deslocamentos, ou estabilidade são específicas para os modelos analisados e, provavelmente são diferentes em situações reais. Em tratamentos reais ortodônticos, que utilizam distratores osteogênicos existem uma série de elementos que podem influenciar na estabilidade, como por exemplo, músculos e ligamentos. Por isso, os valores apresentados neste trabalho servem apenas como referência para o projeto dos distratores, uma vez que, as análises foram comparativas entre os vários conjuntos avaliados.

As análises das várias configurações testadas mostraram que a quantidade de parafusos de fixação não é o fator mais importante para definir a estabilidade do conjunto. Isto pode ser explicado observando a Fig. 6.29. Nota-se que a união dos segmentos da mandíbula na região do corte é feita através do posicionamento do distrator, na extremidade

externa da mandíbula. Este posicionamento é estabilizado em função das diferentes quantidades de parafusos de fixação.

Portanto, se por acaso a fixação do distrator for estável com apenas 4 parafusos, quem define a estabilidade geral do conjunto é a rigidez do distrator na união. Obviamente, quanto maior a quantidade de parafusos, menor o nível de carregamento em cada união aparafusada, ou seja, ocorre uma distribuição de carga mais uniforme. Porém, desde que os níveis de carga nas uniões aparafusadas gerem deslocamentos que sejam suportados pela interface osso/parafuso, a estabilidade do conjunto não será influenciada de forma significativa.

Este fato pode ser comprovado em todas as análises numéricas e inclusive, nas análises experimentais.

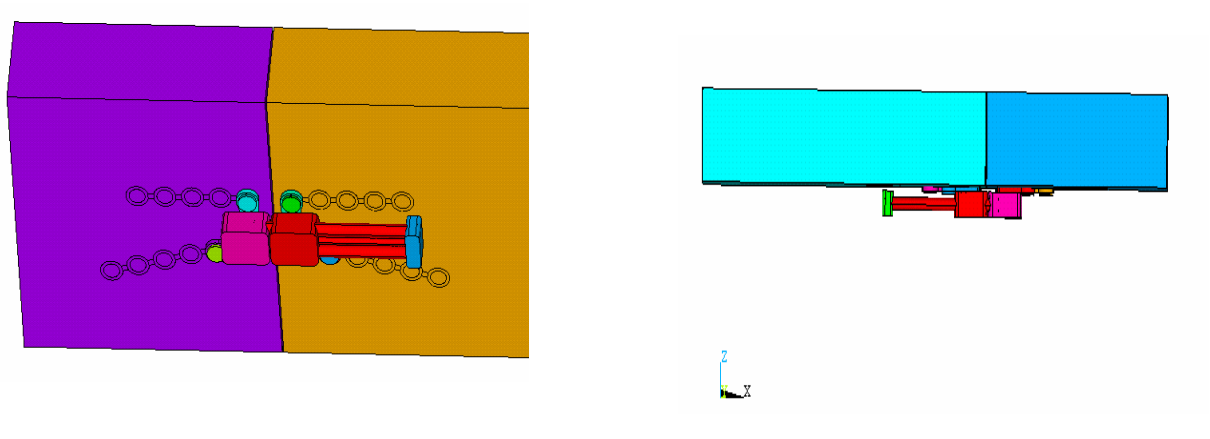


Figura 6.29 - Modelo geométrico desenvolvido no programa numérico.

6.3.4 Verificação da Posição do Distrator

A posição de fixação do distrator é importante para dar estabilidade ao conjunto quando carregamentos externos, como por exemplo, da mastigação, atuarem na mandíbula. Além disso, a tração mecânica da área seccionada é feita através da movimentação do parafuso de potência do distrator. Neste caso, existem as resistências impostas ao distrator pela musculatura e ligamentos. Quanto maior a estabilidade de movimentação do parafuso de potência, menor a agressão na estrutura óssea. Por isso, uma localização mais central poderia facilitar esta movimentação. Porém, é preciso avaliar as consequências do posicionamento do distrator quanto à estabilidade ou deslocamentos relativos na região do corte.

A variação foi realizada para a posição central denominada “a”, a posição superior denominada “b” e a posição inferior denominada “c”.

As Figuras 6.30 a 6.32, mostram as curvas de deslocamentos para 4, parafusos nas aberturas 0, 5 e 7 mm e nas três posições analisadas, respectivamente.

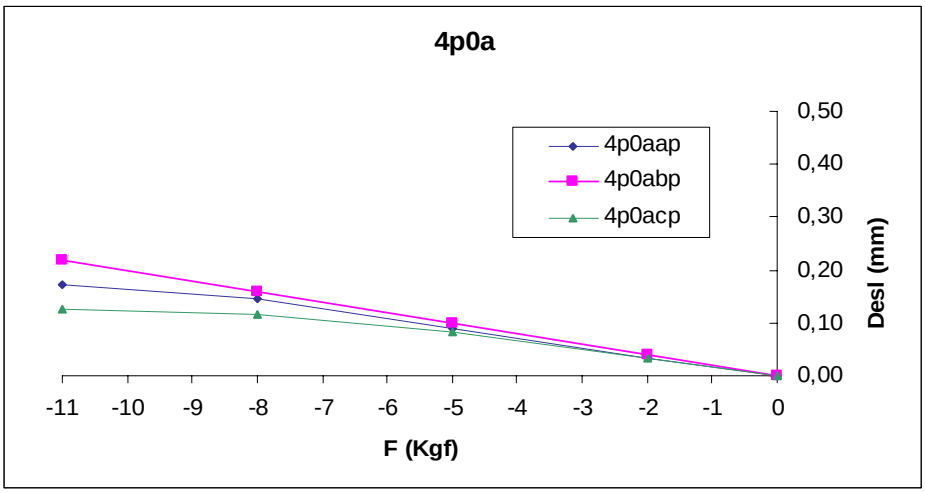


Figura 6.30 - Curvas de deslocamentos para 4 parafusos, abertura 0 e posições a, b e c.

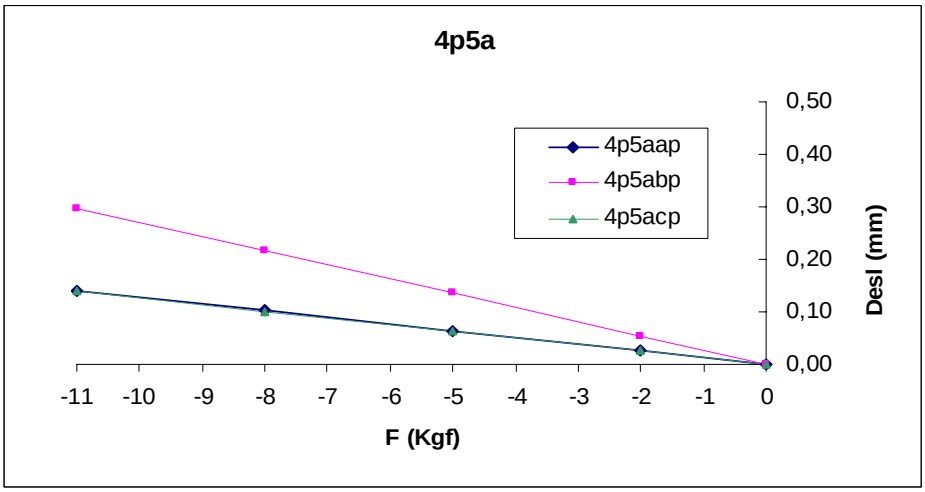


Figura 6.31 - Curvas de deslocamentos para 4 parafusos, abertura 5 e posições a, b e c.

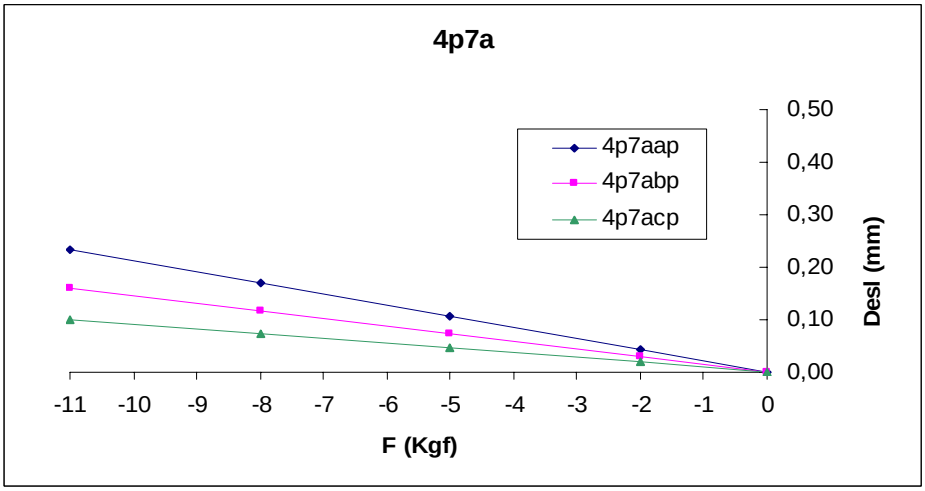


Figura 6.32 - Curvas de deslocamentos para 4 parafusos, abertura 7 e posições a, b e c.

As Figuras 6.33 a 6.35, mostram as curvas de deslocamentos para 8, parafusos nas aberturas 0, 5 e 7 mm e nas três posições analisadas, respectivamente.

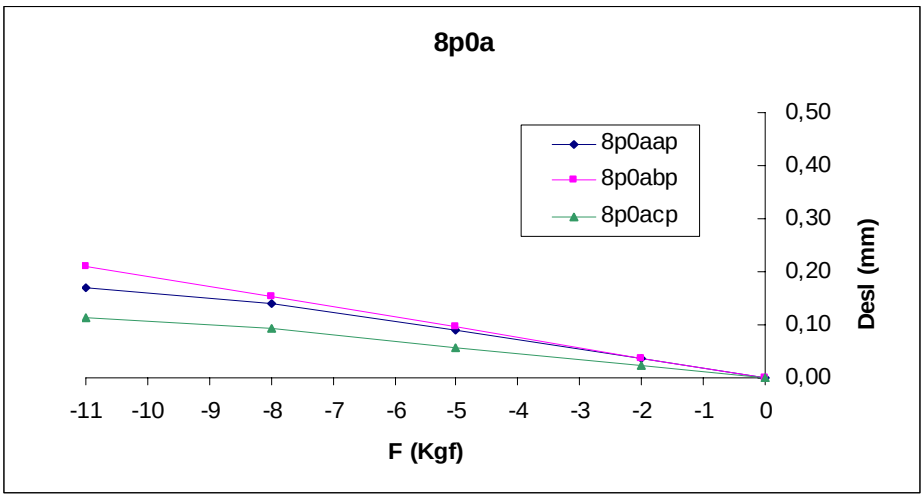


Figura 6.33 - Curvas de deslocamentos para 8 parafusos, abertura 0 e posições a, b e c.

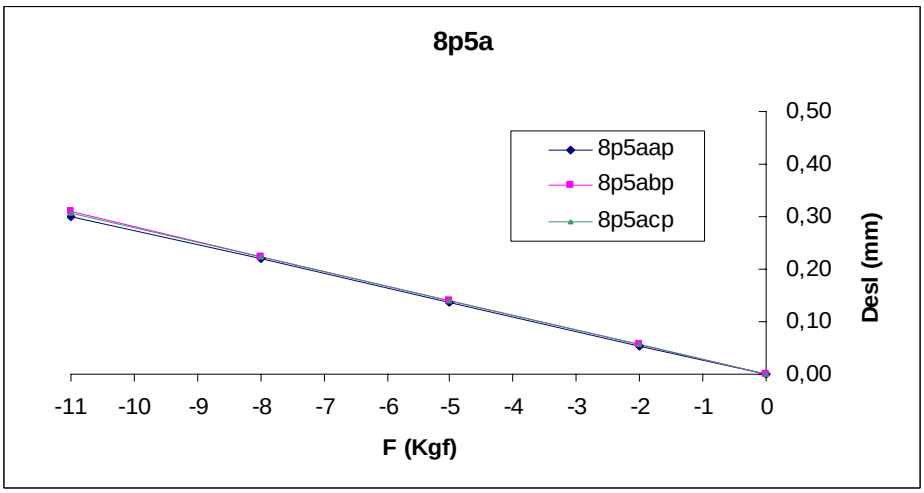


Figura 6.34 - Curvas de deslocamentos para 8 parafusos, abertura 5 e posições a, b e c.

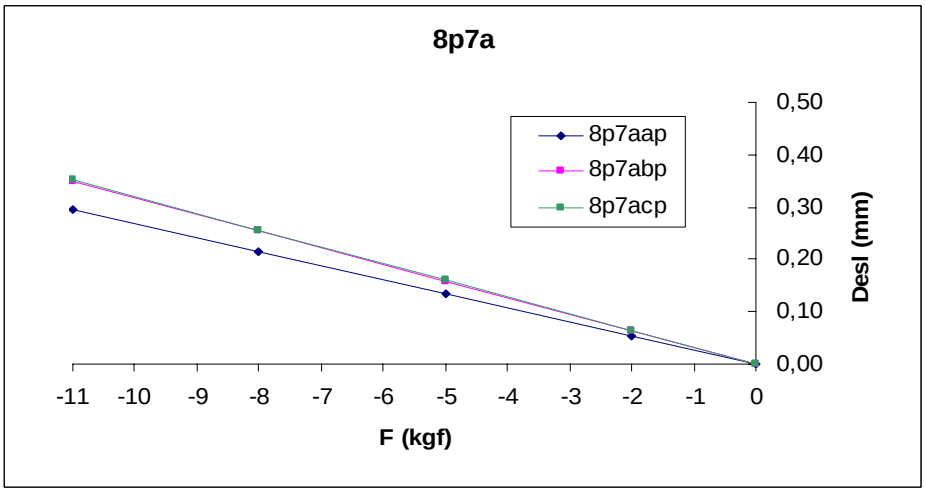


Figura 6.35 - Curvas de deslocamentos para 8 parafusos, abertura 7 e posições a, b e c.

As Figuras 6.36 a 6.38, mostram as curvas de deslocamentos para 12, parafusos nas aberturas 0, 5 e 7 mm e nas três posições analisadas, respectivamente.

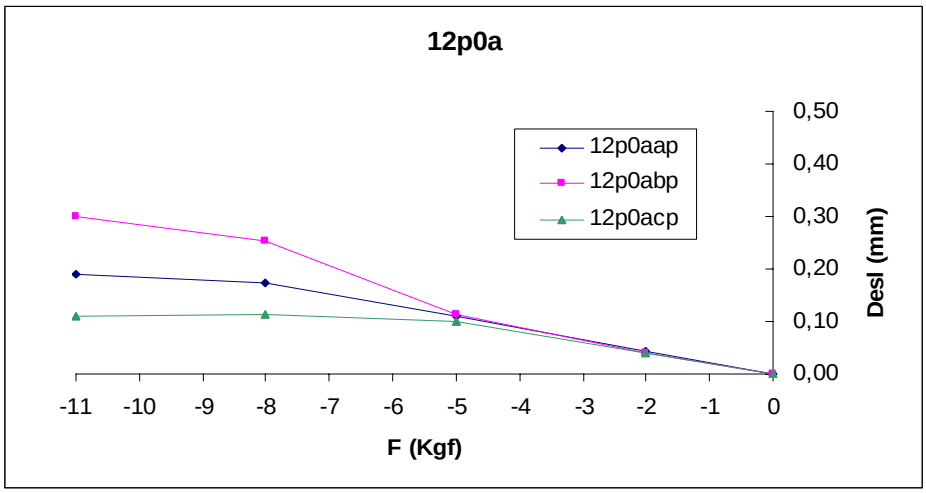


Figura 6.36 - Curvas de deslocamentos para 12 parafusos, abertura 0 e posições a, b e c.

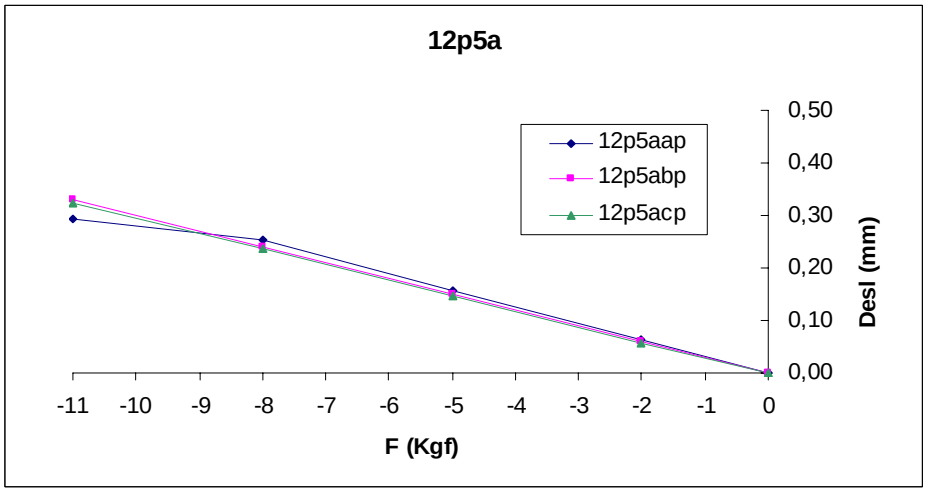


Figura 6.37 - Curvas de deslocamentos para 12 parafusos, abertura 5 e posições a, b e c.

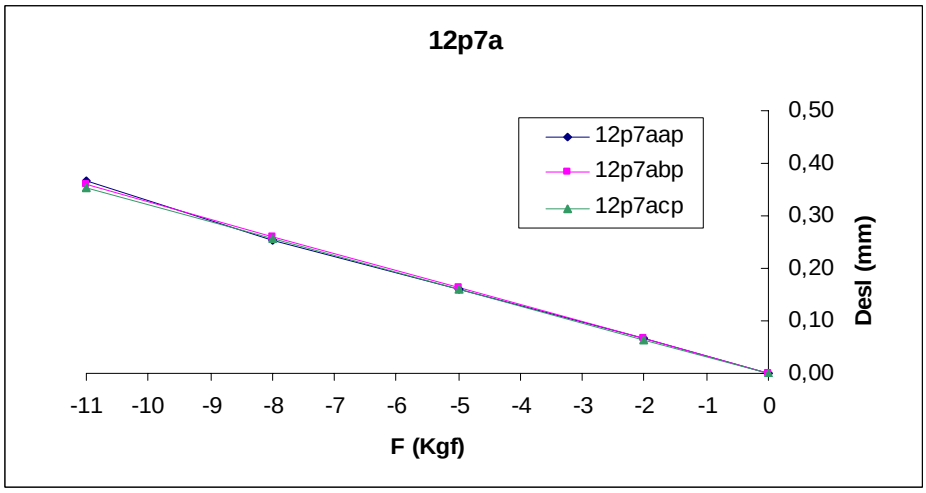


Figura 6.38 - Curvas de deslocamentos para 12 parafusos, abertura 7 e posições a, b e c.

As Figuras 6.39 a 6.41, mostram as curvas de deslocamentos para 20, parafusos nas aberturas 0, 5 e 7 mm e nas três posições analisadas, respectivamente.

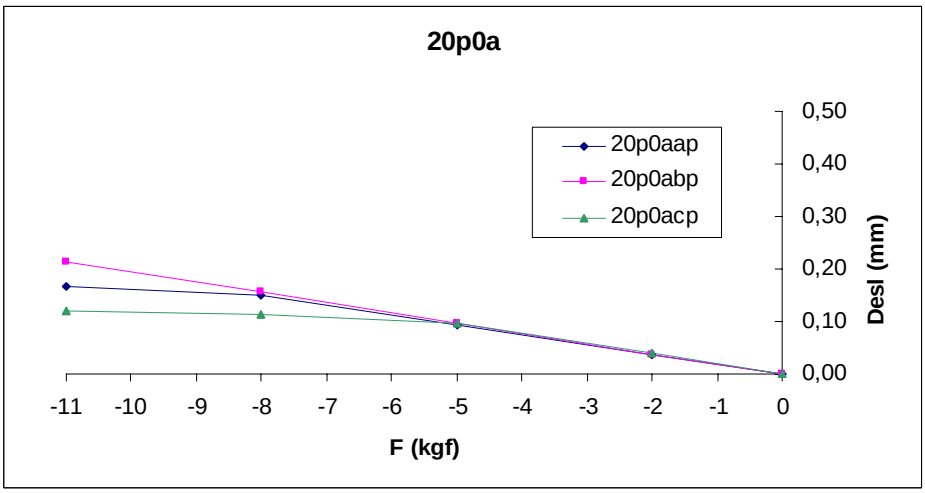


Figura 6.39 - Curvas de deslocamentos para 20 parafusos, abertura 0 e posições a, b e c.

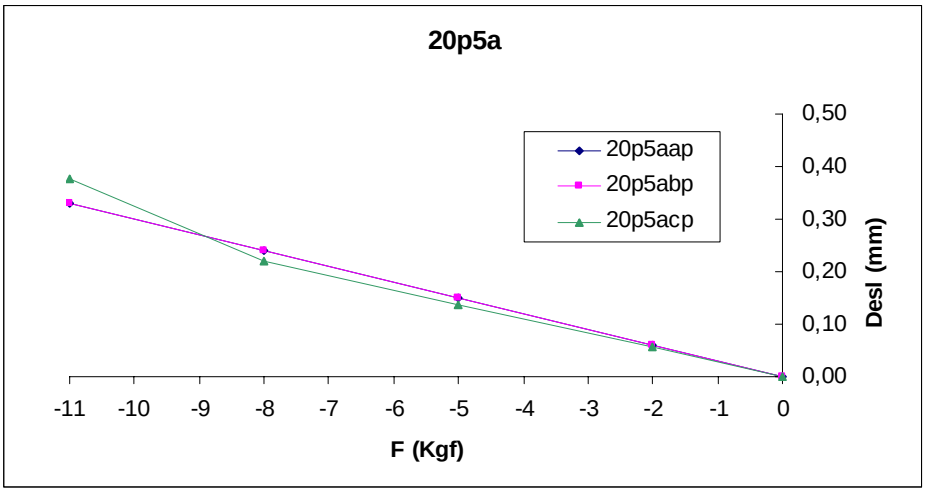


Figura 6.40 - Curvas de deslocamentos para 20 parafusos, abertura 5 e posições a, b e c.

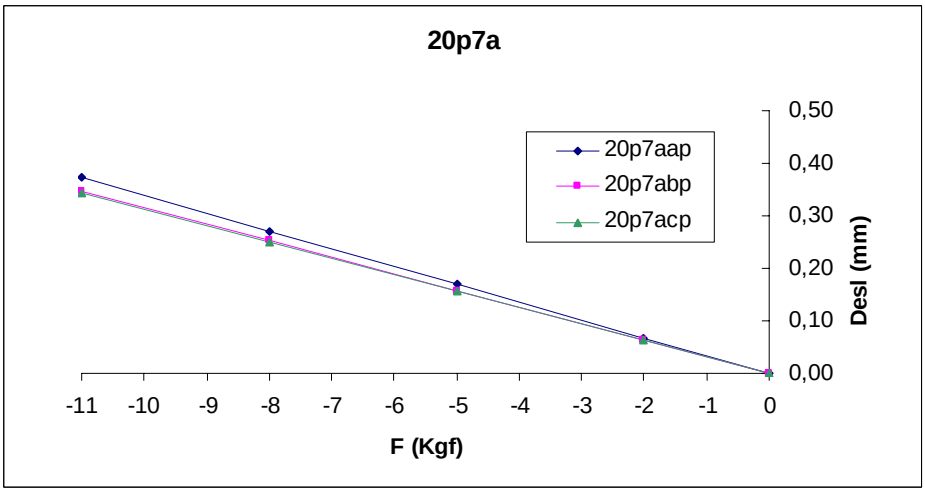


Figura 6.41 - Curvas de deslocamentos para 20 parafusos, abertura 7 e posições a, b e c.

Analisando as curvas de deslocamento versus força das Figs. 6.30 a 6.41 observou-se uma relação crescente entre os sinais de força e deslocamento em todas as posições de fixação, independente da quantidade de parafusos utilizados nestas fixações.

Observou-se que a diferença residual máxima para os deslocamentos aumentava entre as posições analisadas considerando as aberturas 0, 5 e 7 mm. Esta diferença era mais significativa para o distrator fixado com 4 parafusos. Por exemplo, tomando como referência uma carga de 50N, a diferença residual máxima para 4 parafusos com abertura zero foi de aproximadamente 30 µm e para aberturas 5 e 7 mm foi de aproximadamente 80 µm. Esta diferença para 20 parafusos com abertura zero foi de aproximadamente 5 µm e 10 µm para abertura 5 e 7 mm. Não foi observado uma diferença muito significativa entre os níveis de deslocamento nas três posições analisadas, porém na posição “c”, parte inferior, foram observados níveis menores de deslocamento. Esta diferença foi mais significativa para 4 parafusos.

Os deslocamentos máximos observados, para uma carga de 50N, foram de aproximadamente 150 µm para abertura de 7 mm.

No trabalho de MEYER et al, 1999, foi mostrado que até 2% de deformação ou 20.000 $\mu\varepsilon$ é possível a regeneração do osso. Em seu trabalho os deslocamentos foram aplicados no sentido da tração mecânica do osso. Considerando este nível de deformação no osso na direção transversal, para uma largura de mandíbula de 40 mm seria possível um deslocamento de até 0,8 mm. Portanto, o conjunto seria satisfatório para gerar estabilidade em qualquer posição. Evidentemente, para conclusões definitivas sobre a influência destes níveis de deslocamentos aplicados na direção transversal, na osteosíntese devem ser feitos estudos biológicos.

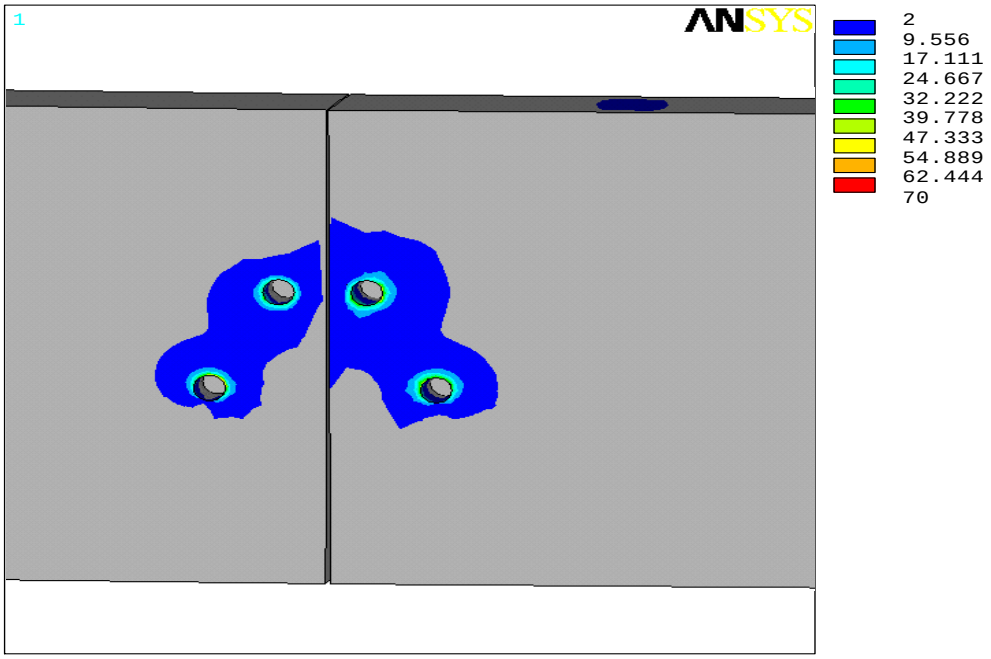
6.4 Gradientes de Tensões nos Modelos

A função do distrator osteogênico é aplicar a tração mecânica para estimular o crescimento ósseo. Paralelamente, o dispositivo tem que ter rigidez suficiente para dar estabilidade relativa nos segmentos ósseos.

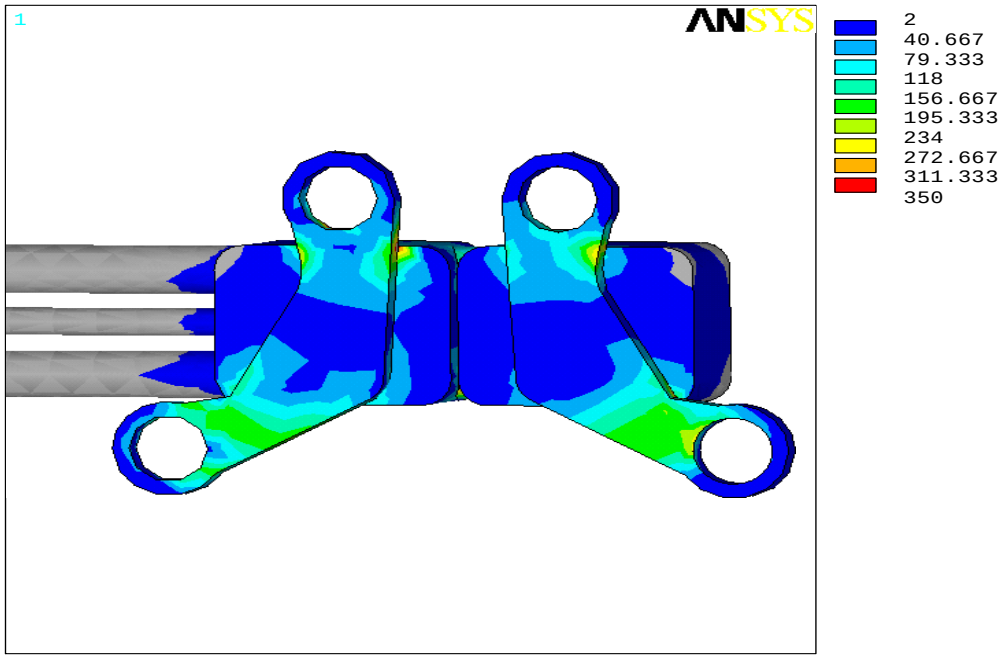
O conhecimento do gradiente de tensões é importante, principalmente, na avaliação do projeto do distrator. Neste caso, nas regiões de alta tensão existe a possibilidade de falha do elemento.

A condição mais crítica observada nas análises foi para os modelos com o distrator sendo fixado por 4, 8, 12 e 20 parafusos.

Nas Figuras 6.42 a 6.44**,** são mostrados os níveis de tensões de Von Mises observada nos modelos com 4 parafusos na posição “a” e aberturas 0, 5 e 7 mm.

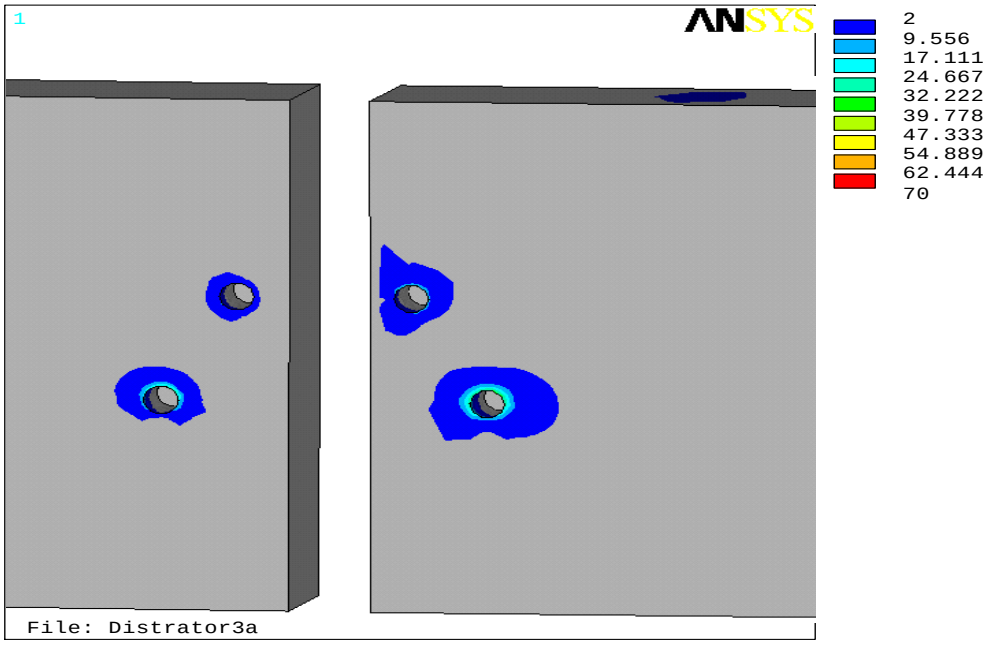


(a)

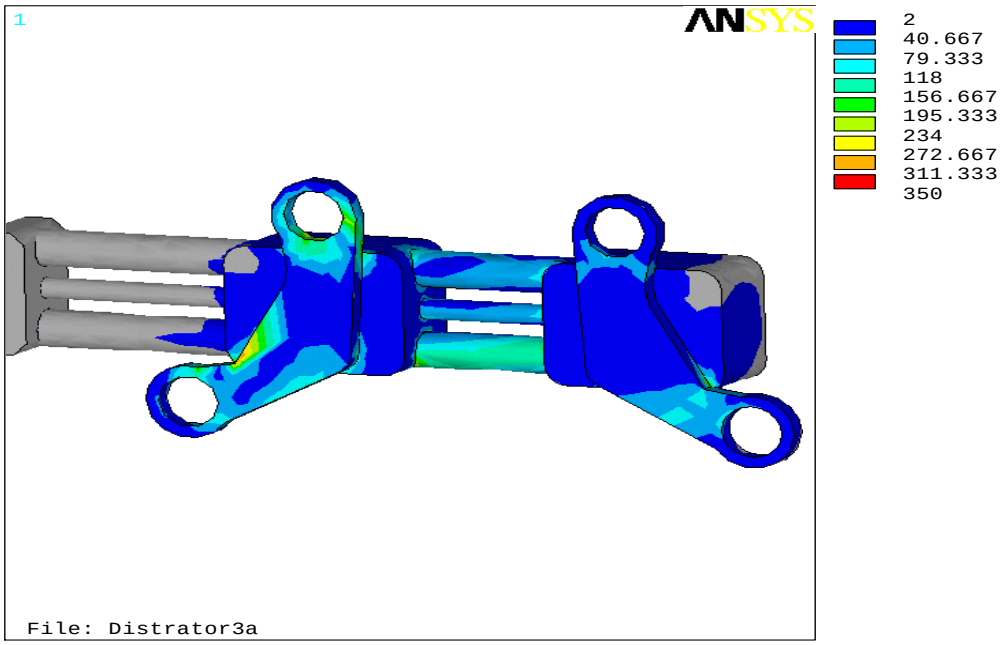


(b)

Figura 6.42 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 4 parafusos, abertura 0: a) Blocos; b) Distrator.

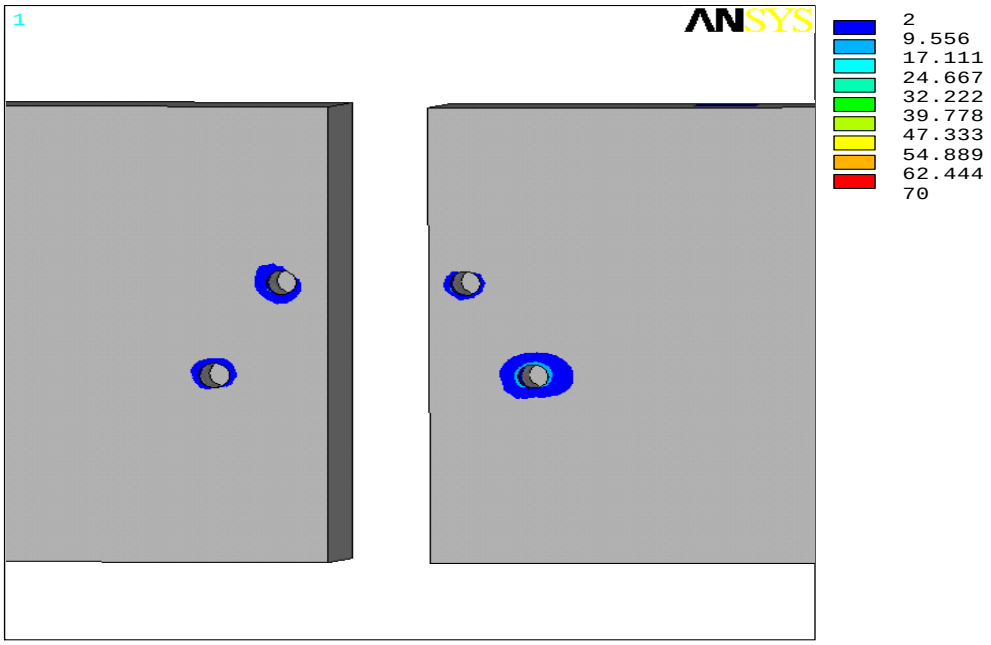


(a)

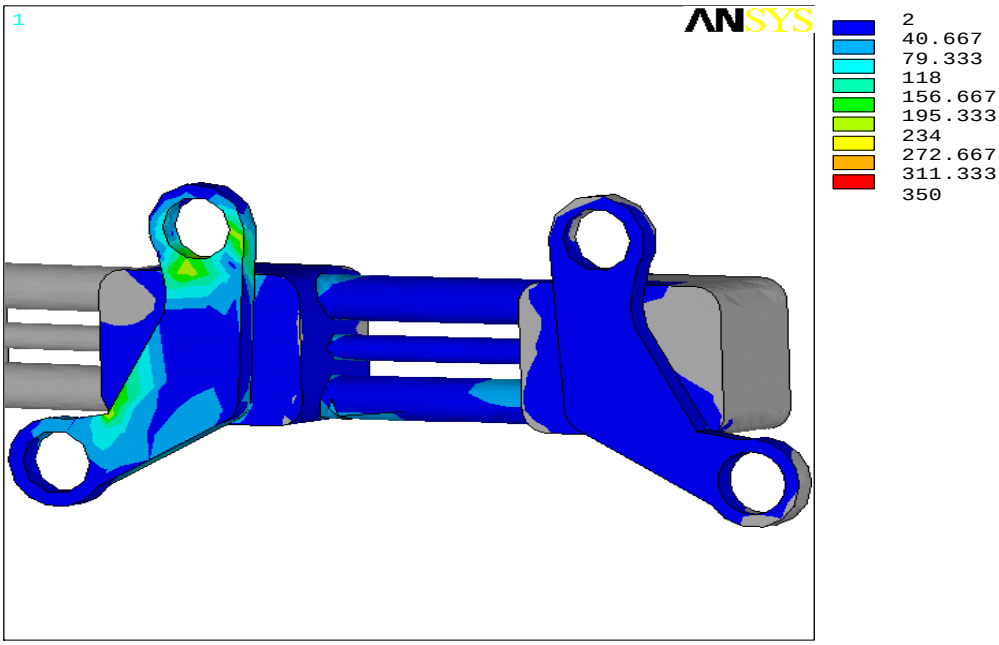


(b)

Figura 6.43 - Tensões de Von Mises,em Mpa, no modelo geométrico com 4 parafusos, abertura 5: a) Blocos; b) Distrator.



(a)



(b)

Figura 6.44 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 4 parafusos, abertura 7: a) Blocos; b) Distrator.

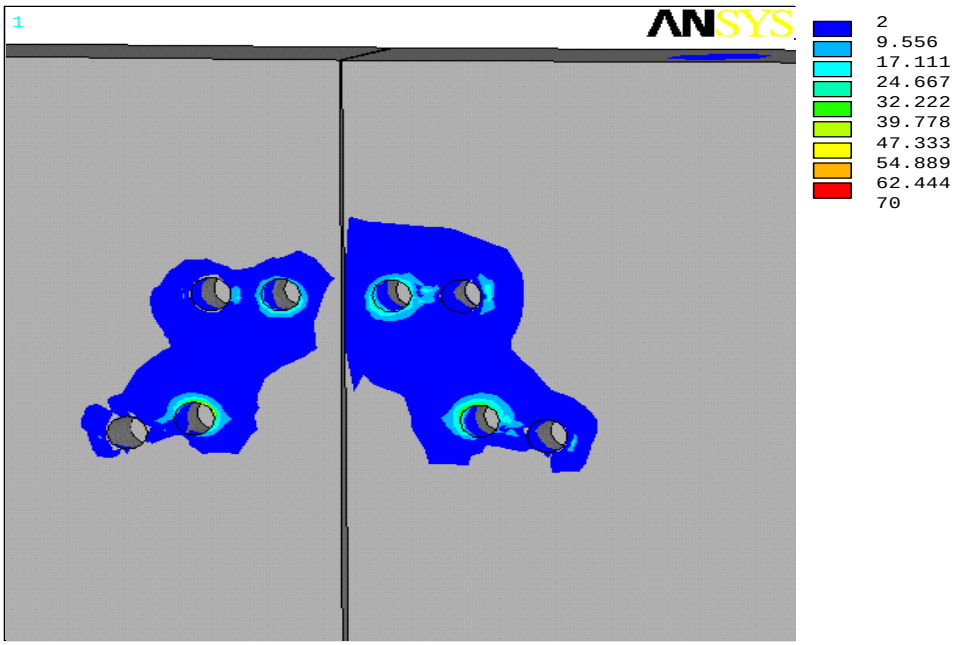
Os níveis de tensão equivalente máximas na região dos furos da mandíbula foram na ordem de 70 Mpa e na região das placas foram de 350 Mpa.

Os níveis de tensão nos furos, para abertura zero, são maiores do que nas outras aberturas. Estes níveis de tensão aumentam com o aumento da abertura.

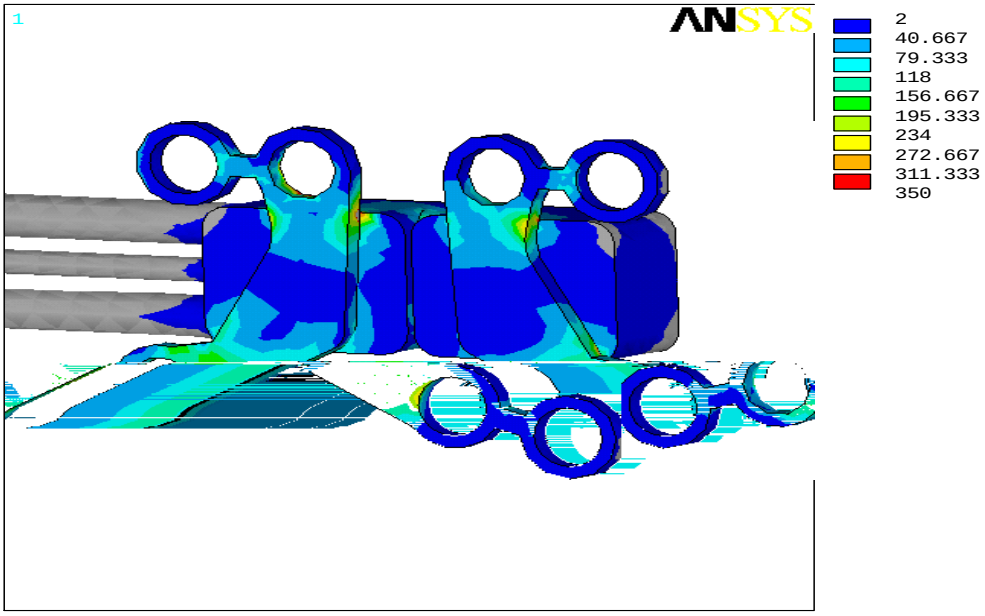
Devido a irregularidades da malha em pontos localizados foram observados em pequenas áreas do modelo altos valores de tensão. Um refinamento localizado nestas áreas pode reduzir tensões localizadas.

Os pontos mais críticos estão na região de solda das miniplacas e nos filetes de movimentação, principalmente, para abertura de 7 mm.

Nas Figuras 6.45 a 6.47, são mostrados os níveis de tensões de Von Mises observada nos modelos com 8 parafusos na posição “a” e aberturas 0, 5 e 7 mm.

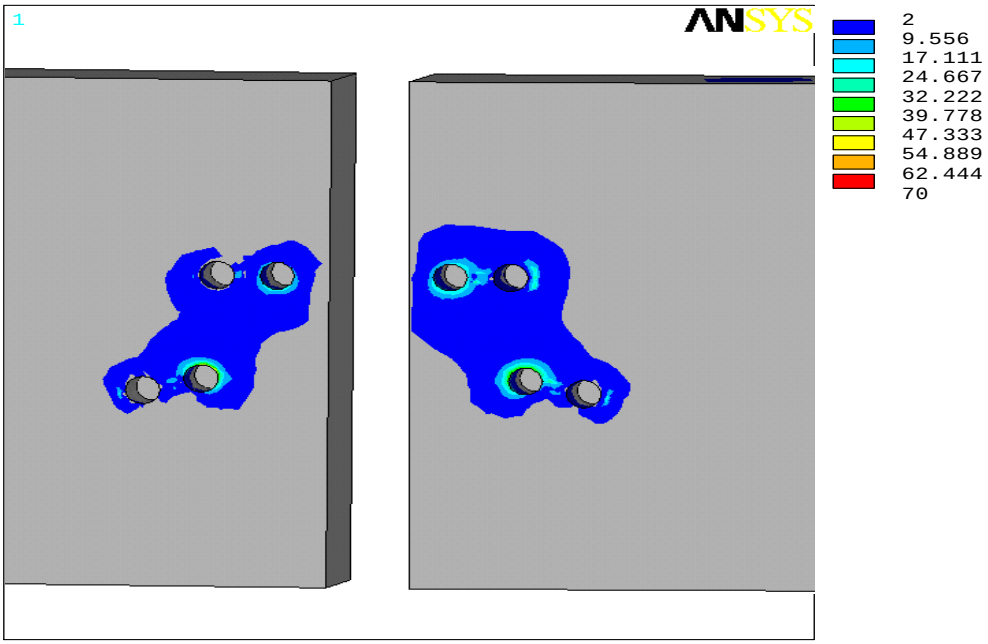


(a)

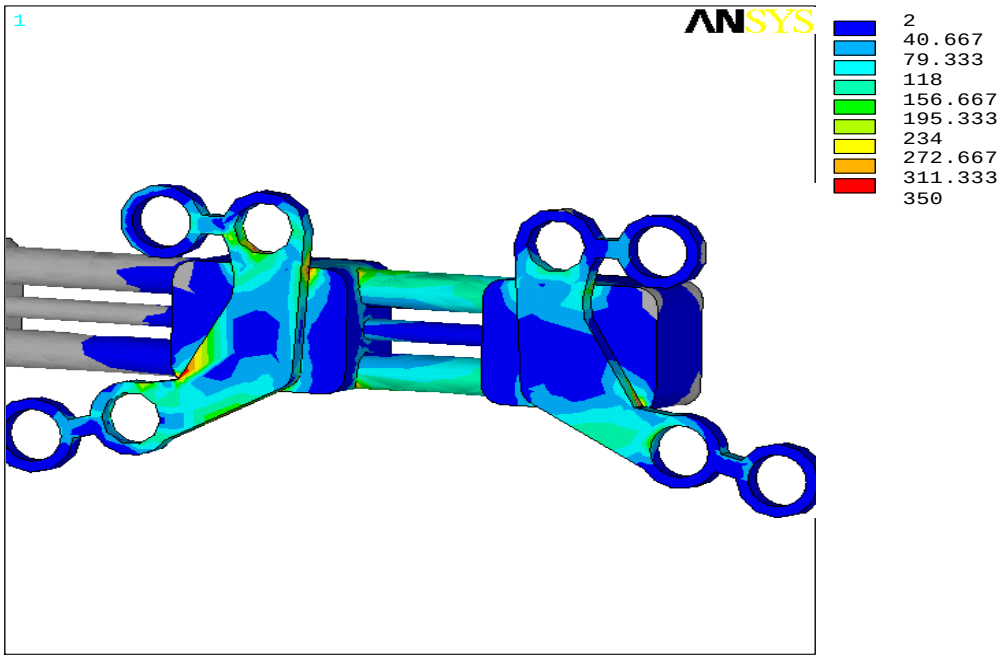


(b)

Figura 6.45 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 8 parafusos abertura 0: a) Blocos; b) Distrator.

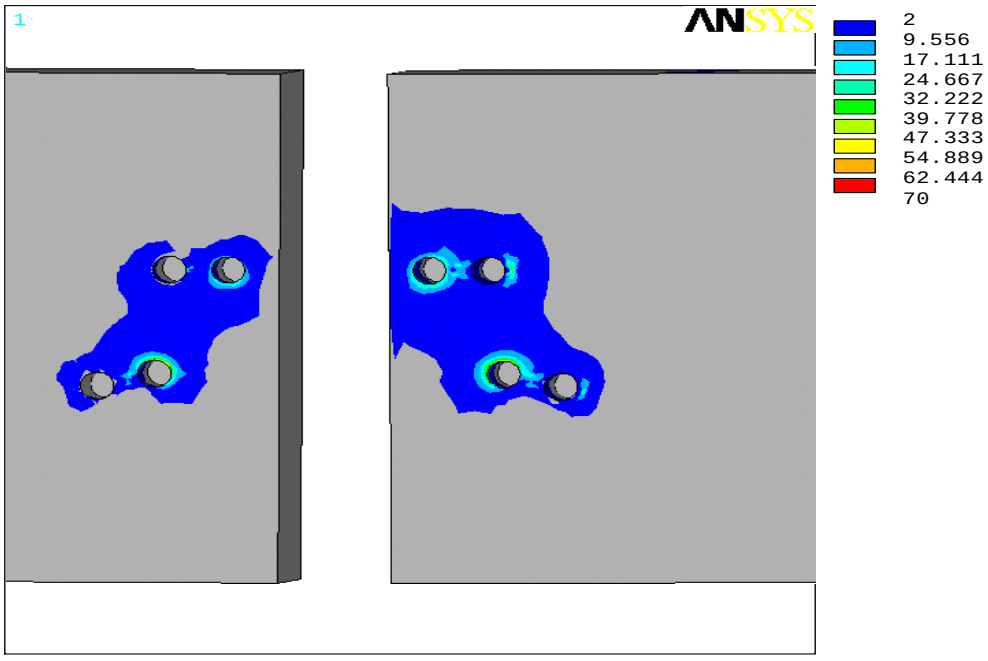


(a)

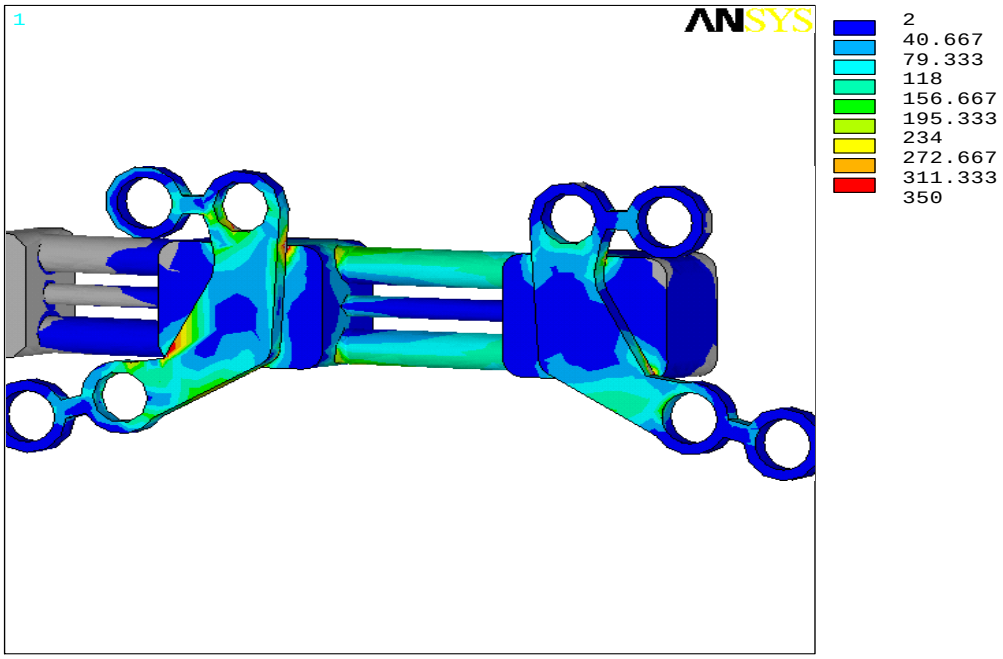


(b)

Figura 6.46 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 8 parafusos, abertura 5: a) Blocos; b) Distrator.



(a)



(b)

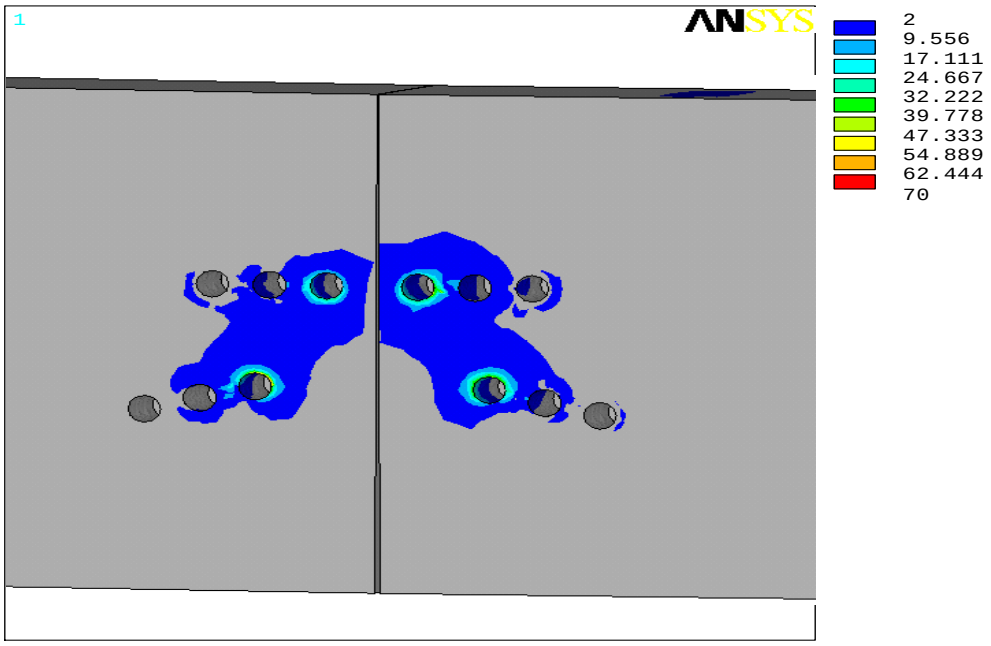
Figura 6.47 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 8 parafusos, abertura 7: a) Blocos; b) Distrator.

Os níveis de tensão equivalente máximas na região dos furos da mandíbula foram na ordem de 70 Mpa e na região das placas foram de 350 Mpa.

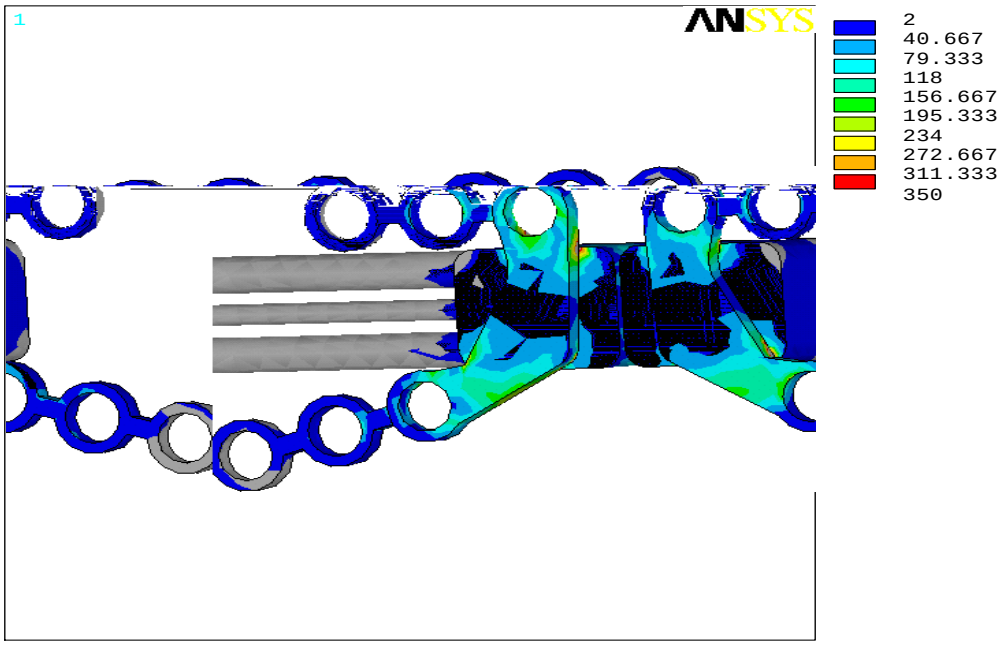
Pode-se observar que para 8 parafusos, a tensão é maior nos furos dos blocos que estão mais próximos da abertura e no distrator observou-se que os valores das tensões nas hastes cilíndricas externas são maiores que os valores das tensões na haste cilíndrica central.

Os pontos mais críticos estão na região de solda das miniplacas e nos filetes de movimentação, principalmente, para abertura de 7 mm.

Nas Figuras 6.48 a 6.50 são mostrados os níveis de tensões de Von Mises observada nos modelos com 12 parafusos na posição “a” e aberturas 0, 5 e 7 mm.

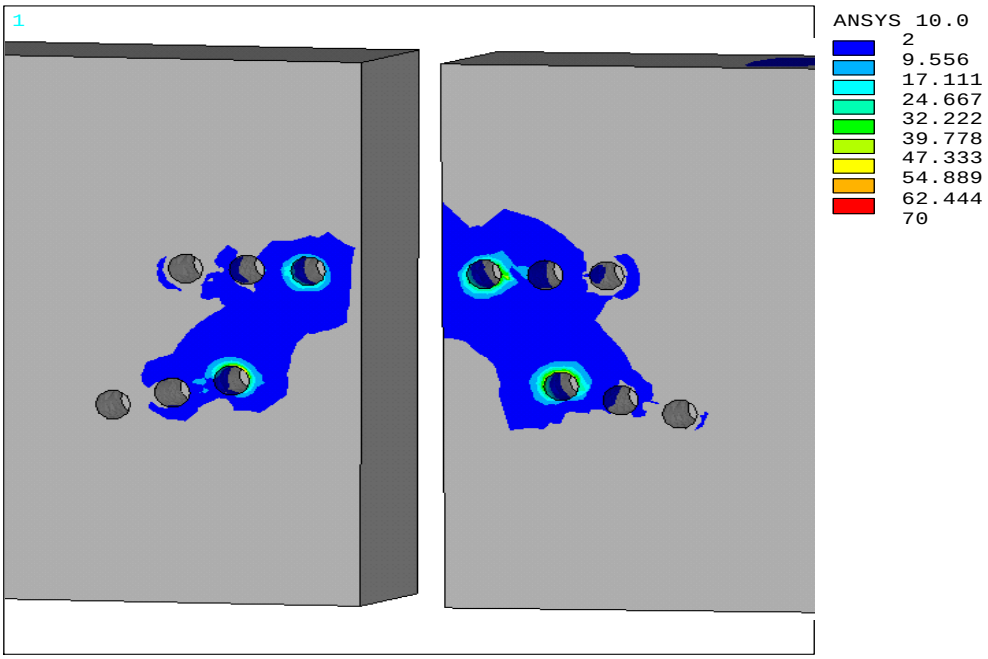


(a)

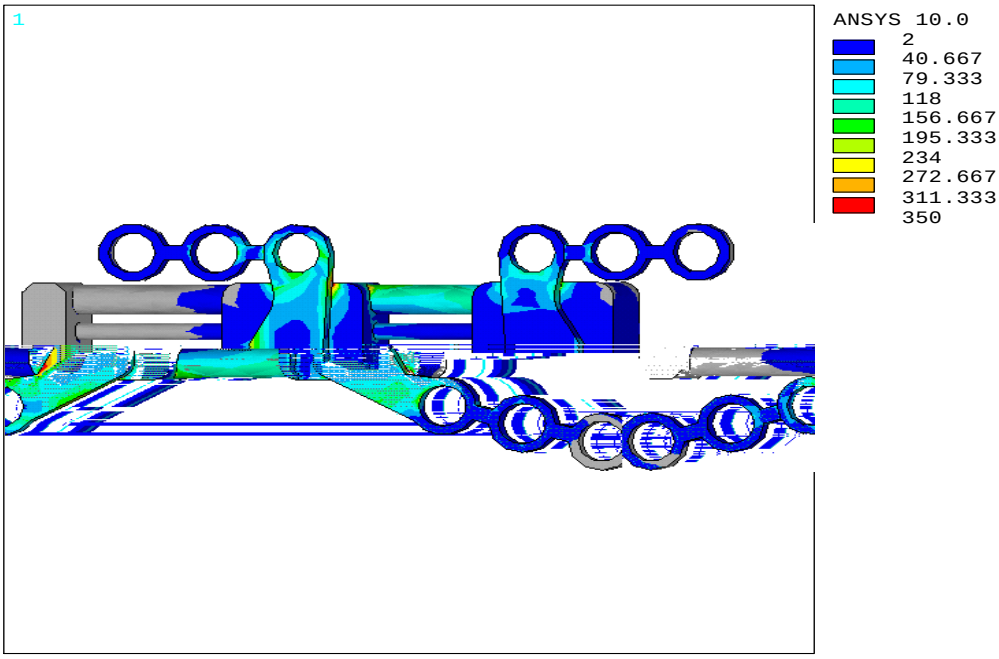


(b)

Figura 6.48 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 12 parafusos, abertura 0: a) Blocos; b) Distrator.

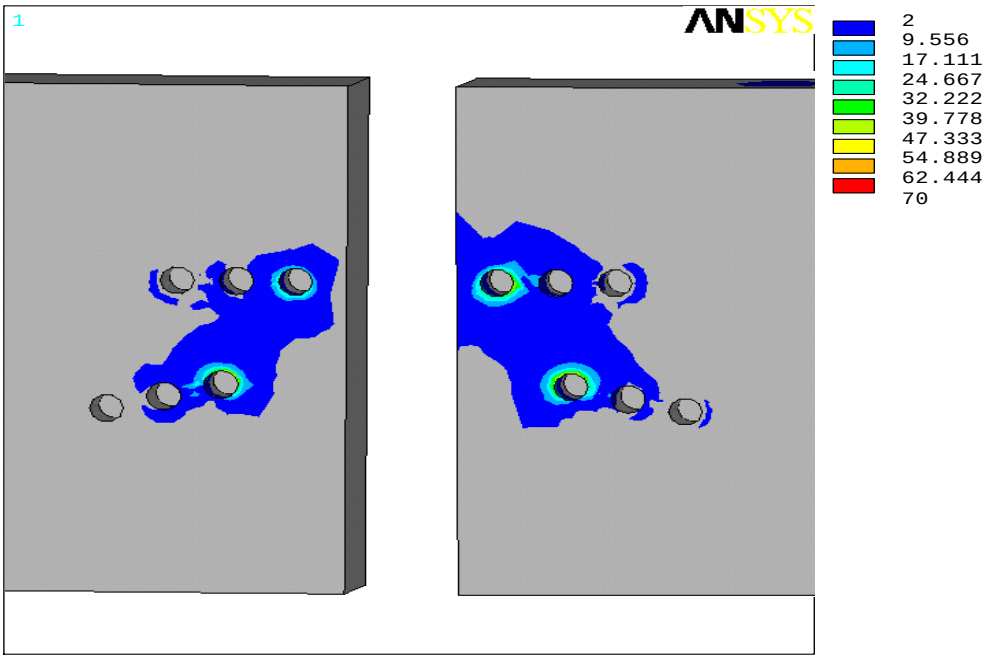


(a)

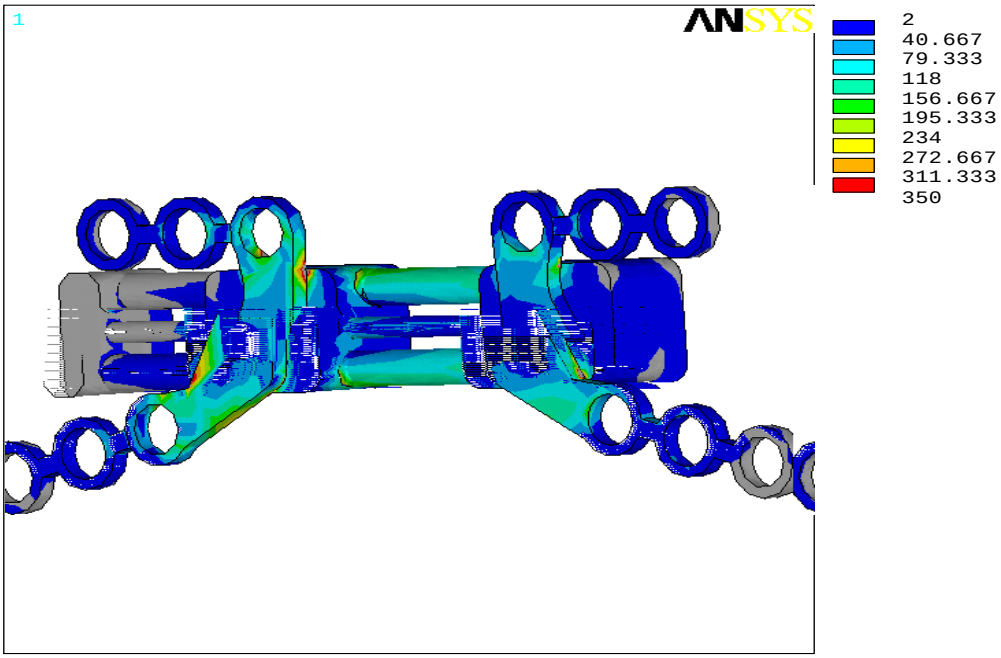


(b)

Figura 6.49 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 12 parafusos, abertura 5: a) Blocos; b) Distrator.



(a)



(b)

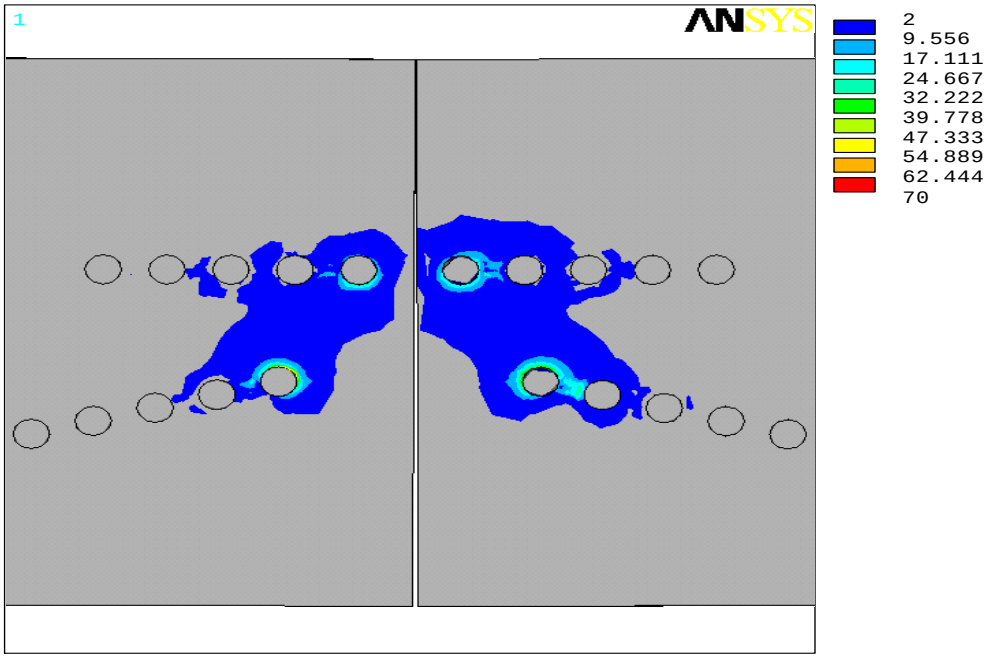
Figura 6.50 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 12 parafusos, abertura 7: a) Blocos; b) Distrator.

Os níveis de tensão equivalente máximas na região dos furos da mandíbula foram na ordem de 70 Mpa e na região das placas foram de 350 Mpa.

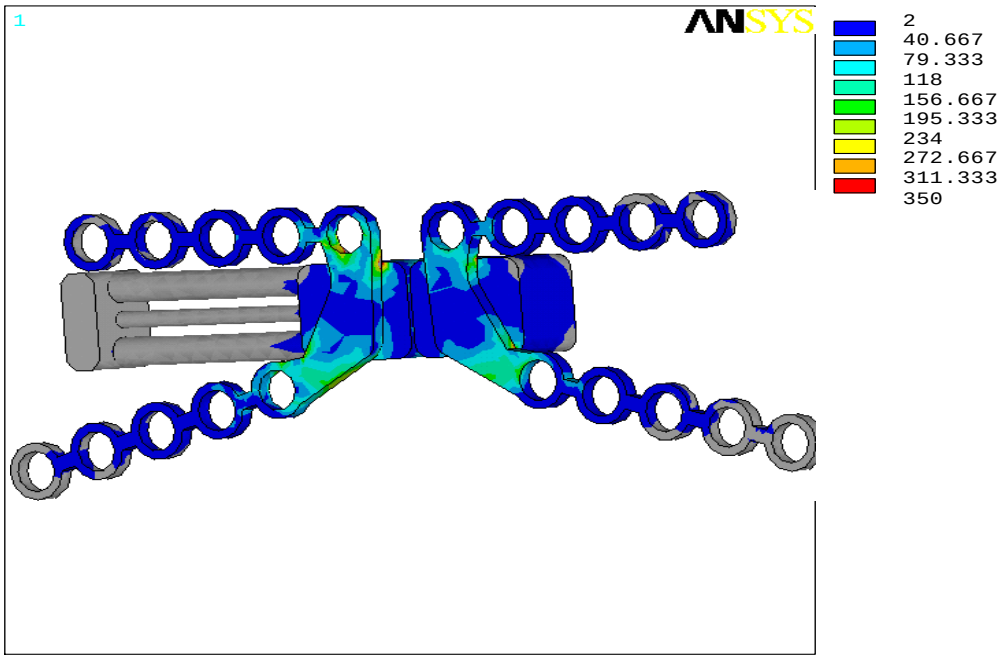
Observou-se que para 12 parafusos os níveis de tensão são maiores nos furos dos blocos que estão mais próximos da abertura. Nos dois furos mais distantes a tensão é mínima e no distrator observou-se que os valores das tensões nas hastes cilíndricas externas são maiores do que os valores de tensão da haste cilíndrica central.

Os pontos mais críticos estão na região de solda das miniplacas sendo que as menores tensões estão nas extremidades das hastes de fixação dos parafusos e nos filetes de movimentação, principalmente, para abertura de 7 mm.

Nas Figuras 6.51 a 6.53 são mostrados os níveis de tensões de Von Mises observados nos modelos com 20 parafusos na posição “a” e aberturas 0, 5 e 7 mm.

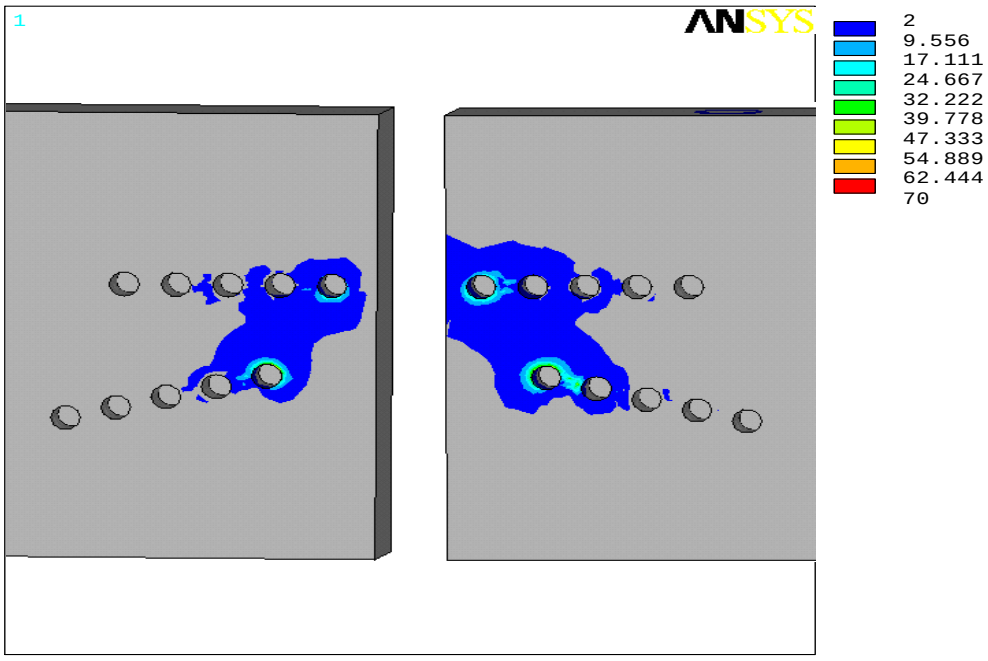


(a)

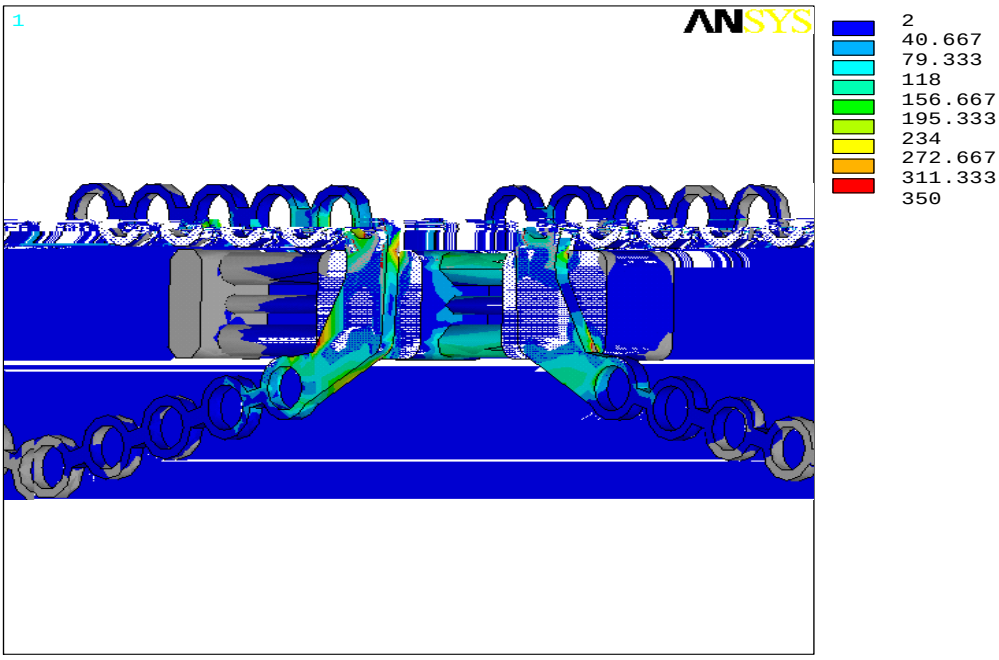


(b)

Figura 6.51 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 20 parafusos, abertura 0: a) Blocos; b) Distrator.

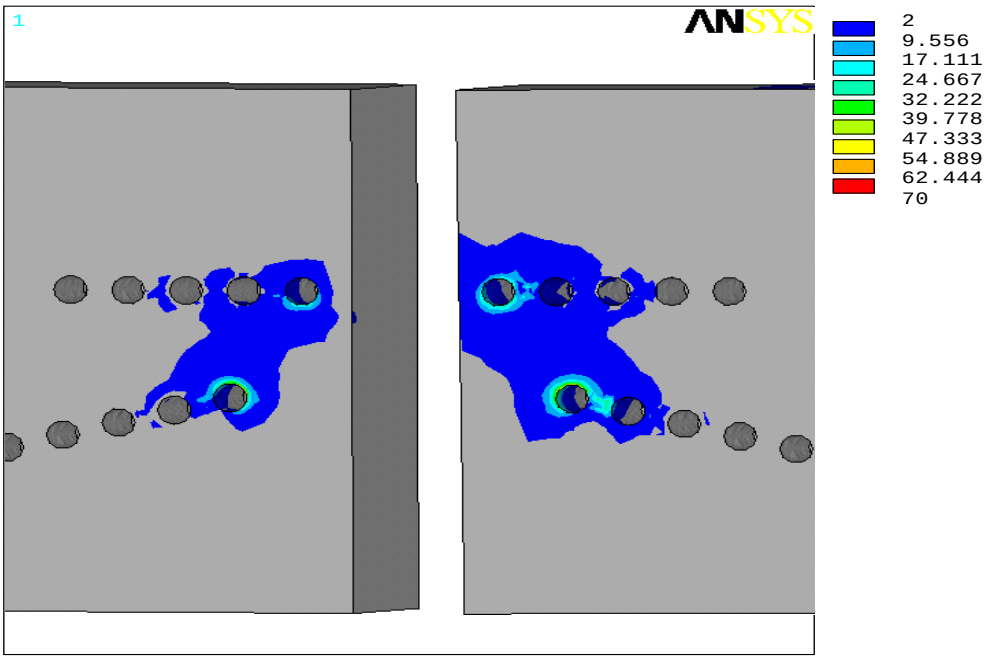


(a)

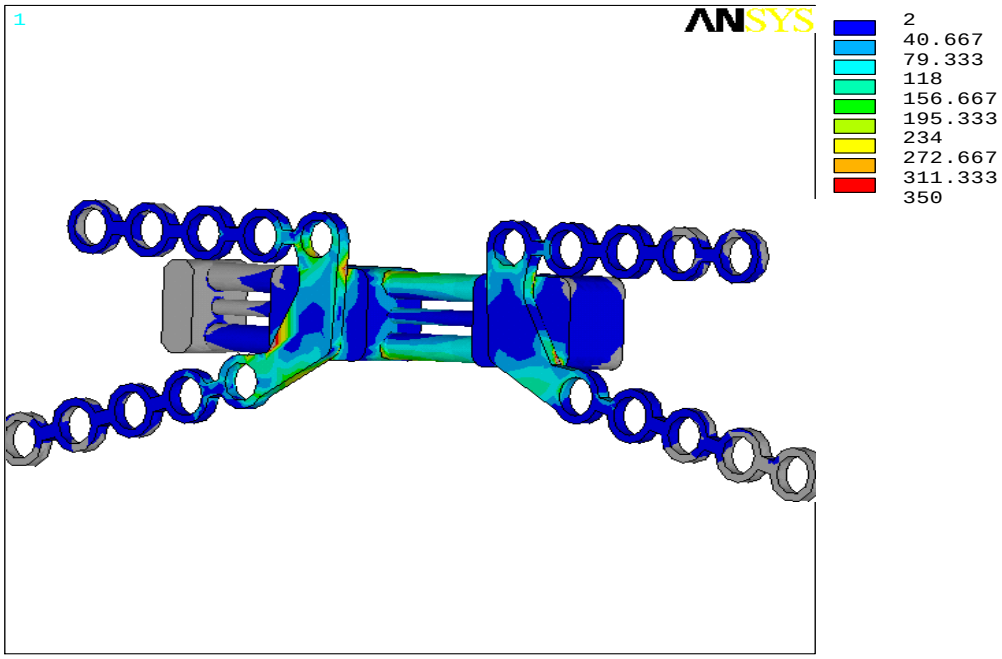


(b)

Figura 6.52 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 20 parafusos, abertura 5: a) Blocos; b) Distrator.



(a)



(b)

Figura 6.53 - Tensões de Von Mises, em Mpa, no modelo geométrico com 20 parafusos, abertura 7: a) Blocos; b) Distrator.

Os níveis de tensão equivalente máximas na região dos furos da mandíbula foram na ordem de 70 Mpa e na região das placas foram de 350 Mpa.

Para 20 parafusos que tensões da ordem de 70 Mpa nos furos do centro do bloco e tensões da ordem de 2 Mpa para os furos das extremidades. De forma similar, comparativamente às outras formas de fixação, ocorreu a mesma distribuição de tensões para a fixação com 20 parafusos.

Os pontos mais críticos estão na região de solda das miniplacas e nos filetes de movimentação, principalmente, para abertura de 7 mm, indicando uma menor estabilidade do conjunto para o distrator na posição mais aberta.

Os resultados numéricos mostraram que a quantidade de parafusos possui pouca influência na estabilidade final do conjunto, indicando que, a rigidez do conjunto pode oferecer uma maior estabilidade considerando os níveis de tensão ocorridos nos vários modelos analisados. Este resultado também foi observado na análise experimental.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

Neste trabalho a técnica de distração osteogênica foi avaliada através da análise do nível da estabilidade do conjunto. A avaliação foi feita através de modelos tridimensionais de elementos finitos. Foram analisados quatro possibilidades de fixação com 4, 8, 12 e 20 parafusos. Paralelamente, também foi avaliado o posicionamento do distrator na mandíbula em três regiões, superior, central e inferior, considerando o distrator sem abertura e com aberturas 5 e 7 mm.

Os níveis de estabilidade foram definidos em termos dos deslocamentos verticais da mandibula, na direção do carregamento, considerando as varições de carga de 0, 20, 50, 80, 110 e 140 N.

Os modelos tridimensionais de elementos finitos foram simplificados, afim de representar apenas um segmento da mandibula. Este segmento foi planificado para facilitar as análises, uma vez que, o objetivo foi avaliar o projeto funcional do distrator através de análise comparativas entre as diferentes configurações. Neste caso, os resultados obtidos são qualitativos e indicam uma tendência do comportamento em casos reais. Todas as interfaces dos modelos foram coladas, considerando uma osseointegração perfeita ou uma perfeita adaptação dos componentes, com excecão da região do corte, onde foram utilizados elementos de contato.

Para ajustar os modelos numéricos foi utilizada uma modelagem experimental para determinar os deslocamentos relativos de um distrator da sinfise mentoniana fixado em mandibulas de porco. O distrator foi fixado na região central, onde foram feitas simulações com diferentes níveis de carga, para diferentes combinações de parafusos e aberturas do distrator.

Utilizando a análise experimental foram feitos ajustes nas condições de contorno e posicionamento da carga aplicada nos modelos numéricos. Na sequência foi feita uma análise do comportamento do distrator em outras posições de fixação.

Paralelamente, foram avaliados os gradientes de tensão gerados nas várias configurações analisadas.

Diante do que foi exposto e dentro das limitações dos modelos propostos, pode-se concluir que :

- Para os carregamentos aplicados verificou-se que a quantidade de parafusos influência pouco na estabilidade do conjunto, ou seja, uma maior quantidade de parafusos distribue melhor as cargas nas uniões aparafusadas, porém não contribue para diminuir o nível de deslocamento relativo do conjunto. Este fato foi também observado na análise experimental. Portanto, em qualquer configuração, a utilização de apenas 4 parafusos seria suficiente para a fixação. No entanto recomenda-se a utilização de 8 parafusos para aumentar a segurança e estabilidade do distrator, principalmente, quando da movimentação do parafuso de potência do distrator e não especificamente para diminuir os deslocamentos relativos do conjunto;
- A estabilidade é função da rigidez do distrator na região do corte. Portanto, para a diminuição dos níveis de deslocamento deve-se aumentar o tamanho do distrator ou modificar o projeto do distrator;
- Quanto maior a abertura do distrator maiores os níveis de deslocamento relativo, ou seja, menor a eatabilidade do conjunto. Este fato também mostra o efeito da rigidez do conjunto no nível da estabilidade, uma vez que, com o aumento da abertura, o conjunto torna-se mais flexível;
- Para o padrão de carga aplicado observou-se que a fixação na parte inferior teve um comportamento levemente superior do que a fixação na posição central. Ou seja, a posição superior de fixação os deslocamentos relativos foram maiores. Deve-se destacar que a posição de fixação depende da altura das raízes dos dentes. Além disso, o distrator deve ser movimentado e existe a resistência de ligamentos e músculos. Por isso, neste primeiro estudo, recomenda-se a utilização da posição central de fixação. Para conclusões definitivas é necessário avaliar o fenômeno utilizando outras análises numéricas , experimental e biológica;
- Na mandibula os maiores níveis de tensão são localizadas na região dos furos próximos a regiõa do corte. Quanto maior a quantidade de furos menores os níveis de tensão. Os maiores gradientes de tensão são localizados no distrator sendo que as tensões equivalentes máximas são quase seis vezes os valores das tensões equivalentes máximas do osso;
- No distrator as regiões mais críticas são as placas de fixação soldadas no corpo do distrator. Na configuração fechada para o distrator as tensões nestas placas são mais

críticas do que na configuração mais aberta. Deve-se ficar atento ao projeto das placas, uma vez que, em geral, estas placas são soldadas ao corpo do distrator;

- Para a configuração do distrator mais aberta (7 mm), as tensões nas barras cilíndricas são maiores do que na configuração fechada. Este fato evidencia a menor estabilidade do conjunto para o distrator na posição mais aberta e mostra que uma maior rigidez poderia diminuir os níveis de tensão e promover maior estabilidade.

Baseado nas metodologias e análises esfetudas são feitas as seguintes sugestões para futuros trabalhos:

- Avaliar a estabilidade e os gradientes de tensão em modelo tridimensional de elementos finitos de um distrator em uma mandíbula real;
- Aplicar técnicas de otimização, para avaliar a melhor posição do distrator;
- Realizar estudos experimentais para avaliar a posição de fixação do distrator, melhorando o dispositivo experimental e a instrumentação utilizada.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBOTT, L. C. The Operative Lengthening of the Tibia and Fibula. J. **Bone Joint Surg**, Boston, v.9, p.128-152, 1927.

ALVES,C.L.N. Distração Osteogênica**, ABO** – Niterói, Rio de Janeiro, 2004.

BARBOSA RPL, PAIVA JB, RINO NETO J. Distração Osteogênica –Indicações No Tratamento De Deformidades Craniofaciais. **Ortodontia** ,v.35,n.3, p. 87-98, jul- set;2002

BASCIFTCI, F.A.; KORKMAZ, H. H.;ISERI,H.; MALKOÇ,S., Biomechanical Evaluation Of Mandibular Middline Distraction Osteogenesis By Using The Finite Element Method .**American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.** Konya and Ankara, Turkey.Accepted, June 2003

BERNAKEWICZ, M., VICECONTI, M., The role of parameter identification in finte element contact anlyses wuit reference to orthopaedic biomechanics applications. **Journal of Biomechanics** Bologna, Italy, v.35, p.61-67, August 2001.

BOSWORTH, D. M. Skeletal Distraction Of The Tibia. **Surg Gynecol Obstet**, Chicago, v.66, p.912-924, 1938.

CODIVILLA, A. On The Means Of Lengthening, In The Lower Limbs, The Muscles And Tissue Which Are Shortened Through Deformity. **Am J Orthop Surg**, New York, v. 2, p. 253-259, 1905.

CONSTANTINO, P.D.; SHYBUT, G.; FRIEDMAN, C.D.,PELZER, H.J.; MASINI,M.; SHINDO,M.L.; SISSON, G. A. S.; Segmenta Mandibular Regeneration By Distraction Osteogenesis. **An experimental study. Arch Otolaringol Head Neck Surg.** Rochester, v.116, n.5, p.535-545, May 1990.

CONSTANTINO, P.D.; FRIEDMAN, C.D.; SHINDO, M.L.; HOUSTON, G.; SISSON,G.A.S., Experimental Mandibular Regrowth By Distraction Osteogenesis- Long Term Results. **Arch Otolaringol Head Neck Surg.** Rochester, v.119, n.5, p.511-516, May 1993.

DEBASTIANI, G.; ALDEGHERI, R.; RENZI-BRIVIO, L.;TRIVELLA, G., Limb Lengthening by Callus Distraction (Callotasis). **J Pediatr Orthop**; v.7, n.2, p.129-163, 1987.

DEL SANTO JR.M., DEL SANTO,L.M.; GANDINI, JR.L.G., Distração Osteogênica Sinfiseana Para Correção De Discrepâncias Mandibulares Transversais.**Rev Dental Press Ortop Facial,** Maringá:; v.7, n.6, p. 71-80, Nov- Dez, 2002.

DUARTE É. N., **Análise do Campo de Tensões de Contato em um substato Plano Revestido,** 2003, Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia – MG.

DRÃGULESCU, D., STANCIU, D., TOTH-TASCAU, M., Moleling And Dynamic Study Of Human Mandible. **Transactions on Mechanics.** Din Timisoara - Seria Mecanicã, v. 47 p.61. 2002.

FABER, J. AZEVEDO, R.B. BAO, S.N., Aplicações da distração osteogênica na região dentofacial: O estado da arte. **Rev Dental Press Ortop Facial,** Maringá,v.10,n.4, p. 25 – 33, Jul.- Agt; 2005.

FREIRE FILHO, F.W.V. **Estudo Comparativo Dimensional E Da Resistência Mecânica De Dois Sistemas Nacionais De Distratores Osteogênicos Alveolares Justa-Ósseos,** 2004,Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, SP.

GALLAS TORREIRA, M., FERNANDEZ, J. R., A three-dimensional computer modelo f the human mandible in two simulated standart trauma situations. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery,** Santiago de Compostela, Spain. v.32, pg.303 – 307, 2004.

GUERRERO, C. Expansion Mandibular Quirurgica. **Rev Venez Ortod**. Caracas, v. 48, p. 1-2, 1990.

GUERRERO, C.A.; BELL, W.H.; CONTASTI, G.I., RODRIGUEZ, A.M., Mandibular Widewning By Intraoral Distraction Osteogenesis. **Br J Oral Maxillofac Surg**, Edinburgh, v.35,n.6, p.383-392, Dec. 1997.

GUGENHEIM, J.R.JJ. The Ilizarov Method. Orthopedic and Soft Tissue Aplicatinos. **Clin Plast Surg**; v.25, n.4, p. 567-645, Oct. 1998.

HABOUSH, E. J.; FINKELSTEIN, H. Leg Lengthening With New Stabilizing Apparatus. **J Bone Joint Surg**, Boston, v.14, n.4, p.807-821, Oct. 1932

ILIZAROV, G.A. The Principles Of The Ilizarov Method. **Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst**. New York, v.48, n.1, p.1-11, Spring 1988.

ILIZAROV, G. A. The Tension-Stress Effect On The Genesis And Growth Of Tissues. Part 1: The Influence Of Stability Fixation And Soft Tissue Preservation. **Clin Orthop Rel Res,** Philadelphia, n.238, p.249-81, Jan., 1989a.

IPPOLITO, E.; PERETTI,G.;BELLOCCI, M.; FARSETTI, P.; TUDISCO, C.; CATERINI, R.; DE MARTINO,C., Histology And Ultrastructure Of Arteries, Veins And Peripheral Nerves During Limb Lengthening. **Clin Orthop** , n.308, p.54-62 Nov, 1994

KARAHARJU-SUVANTO, T.; KARAHAJU, E.O., RANTA, R., Mandibular lenthening by external distraction: an experimental study in rabbit. **Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, V. 52, nº.11,p.1183-1184, Nov., 1994.

KARP N. S.; McCARTHY J. G.; SCHREIBER J.S.;THORNE C.H.M.; SISSONS,H.A., Membranous Bone Lengthening: A Serial Histological Study. **Ann Plast Surg,** 29(1) 2-7. july 1992

KINZINGER, G.S.M. Finalização Ortodôndica Após Distração Óssea Vertical De Um Incisivo Anquilosado Utilizando O Conceito Do Osso Instável. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics** Departamento of Orthodontics University of Aachen, Ajodo v.124, nº 5, p. 585-590,2004.

KOJIMOTO, H.; YASUI, N.; GOTO, T.; MATSUDA,S.; SHIMOMURA, Y., Bone Lengthening In Rabbits By Callus Distractions. **J Bone Joint Surg Br ,** v.70, n.4, p. 543-552, Aug., 1988.

KOMURO,Y.; TAKATO,T.; HARII,K.; YONEMARA,Y.The histologic analysis of distraction osteogenesis of the mandible in rabbits. **Plast Reconstr surg.** Baltimore, v.94, nº 1, p.152-159, july 1994.

MAKAROV, M. R.; HARPER, R. P.; COPE, J. B. ;SAMCHUKOV,M.L., Evaluation Of Inferior Alveolar Nerve Function During Distraction Osteogenesis In The Dog. **J Oral Maxillofac Surg** , v.12,n.56, p. 1417-1440, Dec., 1998.

McCARTHY, J.G.; SCHREIBER, J.; KARP, N.S.,THORNE,C.H.,GRAYSON,B.H., Lengthening Of The Human Mandible By Gradual Distraction. **Plast Reconstr Surg,** Baltimore, v.89, n.1, p.1-13, Jan. 1992.

McCORMICK, S.U.; MCCARTHY, J.G., GRAYSON, B.H., STAFFENBERG, D., McCORMICK, S.A., Effect of Mandibular Distraction on the Temporomandibular Joint: Part 1, Canine Study. **J Craniofac Surg**, v.6, n.5 p. 358-421, Sept. 1995.

MEDEIROS, J.P., Utilização do método de elementos finitos na determinação de campos de tensões em corpos revestidos. Dissertação UFU (Universidade Federal de Uberlândia), 1996.

MEYER, U.; WEISMANN, H.P.; KRUSE-LOSLER, B.; HANDSCHEL,J;SRATMANN, U.;JOOS, U., Strain- Related Bone Remodeling In Distraction Osteogenesis Of The Mandible. **Plast Reconstr Surg**, Munster, Germany, v.103, n.3, p.800-8007, Mar- 1999.

MENICUCCI, G. I.,MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G., Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clin Oral Impl.Res.,** Turin, Italy, v. 13, p. 334-341, may - 2001.

MICHIELI, S.; MIOTTI, B. Allungamento Graduale Controllato Della Mandibola Dopo Osteotomia. **Minerva Stomatol**, Torino, v.25, n.2, p.77-88, apr.-giug. 1976.

MOLINA, F.; ORTIZ-MONASTERIO,F. Mandibular elongation and remodeling by distraction: a farewell to major osteotomies. **Plast Reconstr Surg,** Beltimore, v. 96, nº4, p. 824-840, sept.1995.

MOMMAERTS, M. Y. Bone Anchored Intraoral Device For Transmandibular Distraction. **Br J Oral Maxillofac Surg**, Edinburgh, v.39, n.1, p.8-12, Feb. 2001.

NACCAO, M. Distração Osteogênica – Revisão de Literatura. **Revista Dental Press Ortodon Ortop Facial** , Maringá, v.7, n.3, p. 105-114, maio e junho de 2002

OLMOS AL COLS, Distracción Osteogénica mandibular . Presentación de un caso. **Revista ADM** ; V. LVI, n.3 ;p.124-127 maio e,junho de 1999.

ORTIZ-MONASTERIO, F.; MOLINA F.; ANDRADE L.; RODRIGUEZ C., ARREGUI,J.S.,Simultaneous Mandibular And Maxilary Distraction In Hemifacial Microssomia In Adults: Avoiding Oclusal Disarters.**Plast Recontr Surg,** Baltimore, v.100, nº4, p.852-861, Sept., 1997

ROBINSON, R.C.; O´NEAL, P.J.; ROBINSON, G.H. Mandibular Distraction Force: Laboratory Data And Clinical Correlation. **J Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, v.59, n.5, p.539-544, May 2001.

SANCHUKOV M.L.;COPE J.B.;CHERKASHIN A.M., Biomechanical Considerantions Of Mandibular Lengthening And Widening By Gradual Distraction Using A Computer Model. **J Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, v. 56, nº1, p. 51-59, Jan. 1998.

SANCHUKOV M.L.;COPE J.B.;CHERKASHIN A.M., The effect of sagittal orientation of the distractor on the biomechanics of mandibular lengthening. **J Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, v. 57, nº10, p. 1214-1221, Oct. 1999.

SILVA, M.C.P. **Aumento Ósseo Vertical Após O Uso De Aparelho De Tração Óssea Extra-Alveolar. Estudo Clínico Em Humanos***,* 2003. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia, UFU/MG.

SIMON,U., AUGAT,P., IGNATIUS, A., CLAES,L., Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions ato the interface a finite element analysis with contact. **Journal Of Biomechanics,** Universty Of Ulm.HelmholtzstraB v.36, p. 1079 -1086. March 2003.

VICECONT, M., MUCCINI. R., BERNAKIEWICZ,M., BALEANI,M., CRISTOFOLINI,L., Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. **Journal Of Biomechanics,** Bologna, Italy, v.33, p.1611-1618, May 2000.

VOLLMER, D., MAYER, U., JOOS,U., VÈGH, A., PIFFKO, J., Experimental and finite element study of a human mandible. **Journal of Cranio - Maxillofacial Surgery,** Munster, Germany, v.28, pg.91- 96, 2000.

YASUI, N.; SATO, M.; OCHI, T.; KIMURA, T.; KAWAHATA,H.;KITAMURA,Y.;NOMURA,S., Three Modes of Ossification during Distraction Osteogenesis in the Rat. **J Bone Joint Surg Br**; v.79, n.5, p.824-854. Sept. 1997.

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo