

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA  
MESTRADO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**ANDERSON MARCELO PETCHAK DE OLIVEIRA**

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PLACA ESTABILIZADORA  
VITROCERÂMICA EM COMPARAÇÃO COM PLACA EM AÇO INOX 316L  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÃO NUMÉRICA**

**CURITIBA**

**2010**

**ANDERSON MARCELO PETCHAK DE OLIVEIRA**

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PLACA ESTABILIZADORA  
VITROCERÂMICA EM COMPARAÇÃO COM PLACA EM AÇO INOX 316L  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÃO NUMÉRICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre.

Orientadora: Professora Dra. Beatriz Luci Fernandes

**CURITIBA**

**2010**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central

O48a  
2010

Oliveira, Anderson Marcelo Petchak de  
Análise da distribuição de tensões em placa estabilizadora vitrocerâmica em comparação com placa em aço inox 316L através de simulação numérica / Anderson Marcelo Petchak de Oliveira ; orientadora, Beatriz Luci Fernandes. – 2010.  
71 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2010  
Bibliografia: f. 68-71

1. Fraturas – Fixação. 2. Materiais biomédicos. I. Fernandes, Beatriz Luci. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.15



Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO  
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE  
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 128

Aos 17 dias de setembro de 2010 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação "**Análise da Distribuição de Tensões em Placa de Redução de Fratura Óssea Vitrocerâmica em Comparação com Placa em Aço Inox 316I Através de Simulação Numérica**", apresentada por **Anderson Marcelo Petchak de Oliveira** como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde – Área de Concentração – **Bioengenharia** perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Profª. Drª. Beatriz Luci Fernandes  
PUCPR (Orientadora)

  
\_\_\_\_\_

assinatura

\_\_\_\_\_

parecer (aprov/ reprov.)

Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,  
PUCPR

  
\_\_\_\_\_

APROVADO

Prof. Dr. João Antonio Palma Setti  
PUCPR

  
\_\_\_\_\_

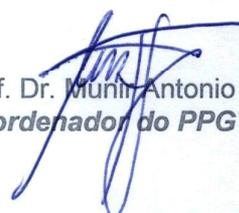
APROVADO

Prof. Dr. Flamarion dos Santos Batista  
FEPAR

  
\_\_\_\_\_

APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.

  
Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,  
Coordenador do PPGTS PUCPR

## **DEDICATÓRIA**

Primeiramente a Deus...

Aos meus espíritos amigos e protetores...

A meu avô João Petchak...

A minha mãe Ivete Petchak...

A minha esposa Claudete Scharello...

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar agradeço a Deus e aos meus espíritos protetores por permitirem que este trabalho fosse realizado.

Ao meu amigo Raphael por estar presente em todos os momentos, intuindo sabedoria e direção em meu caminho.

Ao meu avô João Petchak que me ensinou a ser perseverante, me deu a humildade através dos seus gestos, e o amor através dos seus olhos, os quais continuarão sempre a brilhar.

A minha esposa Claudete, pela paciência, apoio e incentivo em todos os momentos de dificuldades, gerando energia para que eu pudesse atingir meus objetivos.

A minha mãe Ivete Petchak e a minha irmã Juliana Gab Petchak por acreditarem e torcerem sempre pelo meu sucesso.

Meu agradecimento especial a minha orientadora Professora Dra. Beatriz Luci Fernandes, que com sua paciência me fez ver o quanto era importante minha dedicação a este trabalho.

Aos professores do curso que contribuíram sabiamente em minha formação pessoal, profissional e acadêmica, durante todo o período de estudos realizados, não medindo esforços para que o Mestrado em Tecnologia em Saúde tenha sucesso garantido.

A todos os colegas que compartilharam as horas de pesquisas, os bons e maus momentos ocorridos ao longo do curso; pelo conhecimento adquirido tanto no lado acadêmico quanto no lado pessoal. A todas as pessoas que me ajudaram direta e indiretamente para a realização deste trabalho.

A PUCPR por acreditar no meu trabalho colaborando com as minhas pesquisas.

*“A educação é aquilo que fica depois daquilo que nos foi ensinado”.*

Albert Einstein (1879 -1955)

## RESUMO

Atualmente, existe uma variedade de implantes biodegradáveis disponíveis no mercado como parafusos, hastes e suturas que vem sendo usados na substituição dos implantes tradicionais fabricados em materiais metálicos que, além de necessitarem de uma segunda cirurgia para serem retirados, liberam íons metálicos tanto nos tecidos vizinhos ao implante como nos sistemas circulatório e linfático, induzindo reações adversas indesejadas locais e sistêmicas. O vitrocerâmico Anortita é um biomaterial biodegradável candidato a utilização como substituto das placas metálicas. Antes de proceder a um ensaio *in vivo* para confirmar a resistência de um novo biomaterial em uma aplicação específica, é importante que se recorra a simulações numéricas que são ferramentas adequadas para se avaliar o comportamento do material em serviço e que levam ao emprego de um menor número de animais e com menores custos do que os ensaios *in vivo*. O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões em placas estabilizadoras de fraturas ósseas confeccionadas em vitrocerâmico Anortita e em Aço Inoxidável 316L, inteiras e perfuradas, através de simulação numérica utilizando o software ANSYS®, a fim de comparar os resultados e avaliar a possibilidade da utilização do vitrocerâmico Anortita na confecção destas placas. As placas escolhidas para este trabalho foram as classificadas como placas retas de 6 furos, de largura uniforme e eixo longitudinal reto, geralmente usadas em fraturas de diáfise de ossos longos, com 22 mm de largura, 140 mm de comprimento, 4 mm de espessura e com raio de arredondamento das arestas de 2 mm. Primeiramente foi realizada a simulação numa placa sem furos e, após convergência, foram acrescentados seis furos de 5 mm de diâmetro e repetidas as simulações até a convergência, usando como elemento da malha o sólido estrutural tetraédrico 187, com 10 nós. As placas ósseas sem furos foram consideradas fixas no osso através da sua superfície em contato com o mesmo, tendo os movimentos restritos em x, y, e z, e as placas com furos engastadas apenas nos furos, os quais tiveram movimentos restritos em x, y e z. Nas placas sem furos, foram aplicadas forças constantes de 17.600 N nos nós da extremidade direita para o meio e da extremidade esquerda para o meio simulando a força de compressão, aplicada somente em 1% de cicatrização. Nas placas com seis furos, o valor foi dividido por seis e uma força constante de 2.933 N foi aplicada em cada furo. Para simular a tração sofrida pelas placas em 1%, 50% e em 75% de cicatrização, foram aplicadas forças de 3.520 N do meio para a extremidade direita e do meio para a extremidade esquerda. Na simulação da tração sofrida pelas placas com furos, foi aplicada força de 587 N em cada furo. A placa de Anortita sem furos e sob tração, que é a força mais crítica para os vitrocerâmicos, alcançou o valor máximo de tensão de 242,77 kPa, próximo ao valor de 239,30 kPa encontrado na placa de aço também sem furos. Com o acréscimo de seis furos às placas, a de Anortita apresentou tensão máxima de 51,44 kPa, contra 48,76 kPa apresentada pelo aço. Com estes valores pode-se concluir que uma das aplicações possíveis para o biomaterial Anortita é placa estabilizadora de fraturas ósseas.

**Palavras chave:** Fixação de fraturas, simulação numérica, biomaterial Anortita.

## ABSTRACT

Presently, there is a variety of biodegradable implants like bolts, stems and sutures available on the market that have been replacing traditional implants manufactured in metallic materials which, besides the need of a second surgery to be explanted, liberate metallic ions in the tissues surrounding the implants as well as in the circulatory and lymphatic systems, inducing local and systemic undesirable adverse responses. The glassceramic Anorthite is a biodegradable biomaterial candidate for replacement of metallic plates. Before proceeding to an in vivo test to confirm the resistance of a new biomaterial in an application, it is important to perform numerical simulations that are adequate tools to evaluate the performance of the material in service promoting fewer costs than in vivo tests. The objective of the present work was to evaluate the stress distribution in fracture stabilization plates manufactured in glassceramic Anorthite and stainless steel 316L, with and without holes, through numerical simulation using ANSYS® software, in order to compare the results and evaluate the feasibility of utilization of the glassceramic Anorthite in manufacturing of those plates. The plates chosen for this work were classified as straight ones with 6 holes, having uniform thickness and straight longitudinal axis, generally used in long bones diaphysis fractures. The plates are 22 mm width, 140 mm long, 4 mm thickness, 2 mm ending rounding angle and 6 holes. Initially a simulation was done in a plate without holes and, after convergence, were added six 5 mm diameter holes and the simulations were repeated until convergence, using as net element the tetrahedral 187 structural solid, with 10 nodes. The bone plates without holes were considered fixed on the bone through the surface in contact with it, having the movements restricted in x, y and z, and the plates with holes were fixed only by them, each one having movements restricted in x, y and z. In the plates with no holes constant force of 17,600 N was applied on the nodes from the right edge to the middle and from the left edge to the middle to simulate the compression force applied in only 1% of healing. In the plates with six holes, the value was divided by six and a constant force of 2,933 N was applied in each hole. To simulate the stress experienced by the plates in 1%, 50% and 75% healing, applied forces were 3520 N from the middle of the plate to its right and from the middle to its left. The simulation of traction experienced by the plates with holes, a force of 587 N was applied in each hole. The Anorthite plate without holes and under traction, the most critical force for glassceramic material, reached the maximum stress value of 242.77 kPa, similar to the value of 239.30 kPa found in the steel plate, also without holes. Adding six holes to the plates, the Anorthite one showed maximum stress of 490.69 kPa, against 488.43 kPa showed by the steel plate. With these values, it was possible to conclude that one of the possible applications for the Anorthite biomaterial is the bone plate for fracture stabilization.

**Key words:** Fracture stabilization, numerical simulation, Anorthite biomaterial.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Ilustração das estruturas ósseas.....	18
Figura 2: Classificação baseada no foco da fratura .....	19
Figura 3: Tipos de fratura .....	20
Figura 4: Radiografia de fratura simples e completa do osso.....	21
Figura 5: Ilustração de uma fratura complicada, acompanhada de lesões associadas .....	21
Figura 6: Fixador externo para fraturas .....	23
Figura 7: Placas e parafusos utilizados como estabilizadores de fraturas ósseas ....	24
Figura 8: Reconstrução da fratura e posicionamento da placa e dos parafusos na região da fratura .....	24
Figura 9: Ilustração de um corpo de prova cilíndrico sendo submetido a uma força de tração (F).....	29
Figura 10: Ilustração de uma curva tensão-deformação extraída de um ensaio de tração.....	30
Figura 11: Material sendo submetido à força cisalhante. ....	32
Figura 12: Ilustração da malha de elementos finitos .....	36
Figura 13: Esquema ilustrando as etapas para a simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos.....	36
Figura 14: Implante total de quadril desenvolvido após análise com o método dos elementos finitos .....	38
Figura 15: Modelo de placa de redução de fratura óssea com 06 furos de 5 mm de diâmetro, usada na simulação numérica.....	41
Figura 16: Modelo geométrico da placa sem furos. ....	42
Figura 17: Modelo geométrico da placa com 6 furos. ....	42
Figura 18: Sólido estrutural tetraédrico 187, com 10 nós. Os nós são ilustrados como pontos e as 4 faces estão numeradas.....	43
Figura 19: Modelo geométrico da placa de redução de fratura sem furos, mostrando a malha e o maior refinamento nas extremidades.....	44
Figura 20: Modelo geométrico da placa de redução de fratura, com furos, mostrando a malha e o maior refinamento nas extremidades e nos furos. ....	44
Figura 21: Modelo geométrico da placa sem furos tendo seus movimentos restritos na face colada ao osso . ....	45
Figura 22: Modelo geométrico da placa sem furos tendo os movimentos restritos nos seis furos apenas. ....	46

Figura 23: Ampliação da aplicação de força de compressão de 17.600 N nos nós da extremidade direita para o meio e da extremidade esquerda para o meio, na placa de fratura óssea em 1% de cicatrização..	47
Figura 24: Ampliação da aplicação de força de tração de 3.520 N nos nós do meio para a extremidade direita e do meio para a extremidade esquerda, na placa de fratura óssea em 1%, 50% e 75% de cicatrização.	47
Figura 25: Ampliação da aplicação de força de compressão de 2933 N nos furos da extremidade direita para o meio e nos furos da extremidade esquerda para o meio. E para a aplicação de força de tração de 587 N nos furos do meio para a extremidade direita e nos furos do meio para a extremidade esquerda.	48
Figura 26: Distribuição das tensões compressão na placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos com 1% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.	50
Figura 27: Distribuição das tensões de Von Mises da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos e com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.	50
Figura 28: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos, com força aplicada de compressão com 1%, de cicatrização óssea.	52
Figura 29: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos, com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea.	52
Figura 30: Distribuição das tensões de Von Mises, máxima e mínima, da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.	54
Figura 31: Distribuição das tensões de Von Mises na placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos com tensão de tração aplicada em 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.	54
Figura 32: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos, com força aplicada de tração e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.	56
Figura 33: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos, com força de tração aplicada com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.	56
Figura 34: Distribuição das tensões compressão na placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos com 1% de cicatrização óssea. Total de 17339 elementos e 29200 nós.	58
Figura 35: Distribuição das tensões de Von Mises da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos e com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea. Total de 17339 elementos e 29200 nós.	58
Figura 36: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos, com força aplicada de compressão com 1%, de cicatrização óssea.	60

Figura 37: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos, com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea.....	60
Figura 38: Distribuição das tensões de Von Mises da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 17339 elementos e 29200 nós.....	61
Figura 39: Distribuição das tensões de Von Mises na placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos com força de tração aplicada em 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 17339 elementos e 29200 nós.....	61
Figura 40: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos, com força aplicada de tração e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.....	63
Figura 41: Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos, com força de tração aplicada com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. ....	63

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1: Composição química (% em massa) de aço inoxidável austenítico para aplicações cirúrgicas de acordo com a norma ISO 5832-1 .....	25
Quadro 2: Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações. ....	41
Quadro 3: Teste de convergência para a simulação da placa de aço inox 316L sem furos com tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.....	50
Quadro 4: Teste de convergência para a simulação da placa de aço inox 316L com furos e tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea. ....	50
Quadro 5: Análise de convergência para a simulação da placa de aço inox 316L sem furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.....	54
Quadro 6: Análise de convergência para a simulação da placa de aço inox 316L com furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.....	54
Quadro 7: Análise de convergência para a simulação da placa de Anortita sem furos com tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.....	58
Quadro 8: Análise de convergência para a simulação da placa de Anortita com furos e tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea. ....	58
Quadro 9: Análise de convergência para a simulação da placa de Anortita sem furos. ....	61
Quadro 10: Análise de convergência para a simulação da placa de Anortita com furos. ....	61
Tabela 01: Tensões máximas fornecidas pelas simulações nas placas em Anortita e em inox 316L sem e com furos.. ....	65

Tabela 02: Deformações máximas fornecidas pelas simulações nas placas em Anortita e em inox 316L sem e com furos.....65

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ASTM: American Society for Testing Materials

AISI: American Iron and Steel Institute

FEM: Finite Element Method

MEF: Método de Elementos Finitos

ISO: International Standards Organization

MKS: Metro Kilo Segundo

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
1.1 Objetivos.....	16
1.2 Objetivos específicos .....	16
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>17</b>
2.1 Tecido ósseo e fraturas.....	17
2.2 Estabilização de fraturas ósseas e cicatrização óssea.....	22
2.3 Vitrocerâmicos como biomateriais.....	26
2.4 Propriedades mecânicas dos materiais.....	27
2.5 Simulação numérica através do método dos elementos finitos.....	33
2.6 Considerações para a simulação numérica das placas estabilizadoras de fraturas ósseas.....	37
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>40</b>
3.1 Problema físico.....	40
3.2 Modelo Geométrico .....	42
3.3 Formação da malha de elementos finitos.....	43
3.4 Condições de contorno.....	45
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>48</b>
4.1 Placas estabilizadoras de fratura óssea sem furos em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita.....	48
4.2 Placas estabilizadoras de fratura óssea com furos em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita .....	56
<b>5 CONCLUSÃO .....</b>	<b>66</b>
5.1 Sugestões para trabalhos futuros.....	67
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>68</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente existe muito interesse em implantes biodegradáveis, os quais tem como objetivo fornecer uma fixação inicial com adequada resistência mecânica enquanto sofre lenta degradação, permitindo a sua substituição pelo tecido vivo. Desta forma, não existe necessidade de uma cirurgia para a remoção do implante (GARCIA; DOBLARÉ, 2008).

Implantes metálicos posicionados em reparações ortopédicas podem causar distorções de imagens obtidas por ressonância magnética, além de liberarem íons metálicos tanto nos tecidos vizinhos ao implante como nos sistemas circulatório e linfático, durante a sua permanência em contato com o organismo. A liberação destas partículas induz reações adversas localizadas e sistêmicas aumentando a resposta inflamatória, a interação com processos enzimáticos, a toxicidade, a carcinogênese e a resposta imunológica (GIERTZ *et al.*, 2010).

Placas estabilizadoras de fratura óssea são exemplos de implantes que devem ser temporários, porém muitas vezes não são retiradas principalmente devido aos riscos de uma segunda cirurgia e aos sofrimentos causados pelo processo de reabilitação. Procedimentos clínicos definem que a placa somente deverá ser retirada se o paciente estiver sentindo dor causada pela presença do material (ABUJETA *et al.*, 2004).

A resistência mecânica é uma das propriedades fundamentais para placas estabilizadoras de fratura óssea, especialmente em membros inferiores onde as cargas aplicadas são altas e cíclicas. Os biomateriais biodegradáveis, atualmente disponíveis, não fornecem rigidez suficiente para serem usados como suporte em ossos longos como o fêmur (YOUN *et al.*, 2008). Além do conhecimento da resistência mecânica do material é importante se conhecer a interação desses materiais com o organismo como a velocidade e os produtos da degradação *in vivo*, a capacidade de interação com o tecido ósseo e a biocompatibilidade a fim de se avaliar a sua funcionalidade.

Novos biomateriais biodegradáveis vem sendo desenvolvidos para a substituição de implantes tradicionais ou temporários. Esses materiais implantados na região da fratura devem consolidá-la e desaparecer, dispensando um segundo procedimento cirúrgico para sua remoção e evitando eventuais problemas

sistêmicos gerados pelos produtos de corrosão no meio orgânico. Dentre os materiais biodegradáveis encontram-se os vitrocerâmicos que são produzidos a partir da cristalização controlada de materiais vítreos. A cristalização controlada é um fenômeno que ocorre quando o vidro, contendo um agente nucleante dissolvido é submetido a temperaturas entre 500 e 1100°C. Este processo resulta num novo material dotado de características diferenciadas e mecanicamente mais resistentes do que o vidro que o originou (FERNANDES *et al.*, 2008).

O vitrocerâmico Anortita é um biomaterial formado por uma mistura definida de óxidos de alumínio, cálcio e silício, cuja composição é mantida em sigilo e que teve a sua biocompatibilidade comprovada com o trabalho de Cavalheiro, 2005. Este material é biodegradável, poroso, sendo os poros interconectados (FERNANDES *et al.*, 2008). Uma característica também importante da Anortita é que o seu processo de fabricação permite a confecção de peças em formas complexas, inclusive peças sob medida.

Ensaio *in vivo* são os mais utilizados para a caracterização mecânica de implantes fabricados com novos biomateriais. Com a implantação do material em animais pode-se prever a falha ou não do componente sob as cargas cíclicas a que é sujeito durante, por exemplo, a caminhada. No entanto, esses ensaios são caros devido à necessidade de procedimento cirúrgico, acompanhamento diário e morte dos animais após o tempo de permanência adequado. Além disso, como o material pode estar sujeito à falhas em serviço, pode causar dor e desconforto contínuo, contra as diretrizes básicas da ética em experimentos com animais.

Neste sentido, as simulações numéricas são ferramentas importantes e adequadas para analisar o comportamento do material em serviço, a partir de dados do material e das condições onde será aplicado. Os dados necessários para a execução da simulação podem ser adquiridos com ensaios mecânicos, em laboratório e na literatura. Embora o ensaio *in vivo* seja necessário para certificar um implante em relação à sua resistência mecânica, a simulação numérica impede que animais sejam mortos em vão quando, através dos resultados da simulação a previsão é de falha do componente em uma dada aplicação.

## **1.1 Objetivos**

O objetivo geral deste trabalho foi analisar a distribuição de tensão nas placas estabilizadoras de fraturas confeccionadas em vitrocerâmico Anortita e em Aço Inoxidável 316L, inteiras e perfuradas, através de simulação numérica no software ANSYS®.

## **1.2 Objetivos específicos**

- a) Analisar a distribuição de tensão e a deformação em placas estabilizadoras de fraturas ósseas confeccionadas em vitrocerâmico Anortita e em aço Inoxidável 316L, inteiras e perfuradas;
- b) Avaliar os resultados e discutir a possibilidade de utilização do vitrocerâmico Anortita na confecção de placas estabilizadoras de fratura óssea.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Na revisão da literatura, a fim de fundamentar adequadamente a discussão dos resultados, foram abordados os assuntos: tecido ósseo e fraturas, métodos para estabilização das fraturas ósseas, os vitrocerâmicos como biomateriais e a simulação numérica através do Método dos Elementos Finitos.

Para o entendimento dos resultados obtidos na simulação numérica da placa estabilizadora de fratura óssea, que leva em consideração conceitos importante de resistência mecânica em materiais, foi introduzido um tópico que menciona o ensaio de tração em materiais, seus resultados e interpretações.

### 2.1 Tecido ósseo e fraturas

O tecido ósseo é formado por duas partes bem distintas: osso compacto (cortical) e osso esponjoso (lamelar). O osso compacto é constituído de matriz inorgânica e de componentes orgânicos. Os compostos orgânicos são colágenos (40% em peso), glicosaminoglicanos e proteínas adesivas. A matriz inorgânica é essencialmente formada por cristais de hidroxiapatita, material cerâmico composto de cálcio e fósforo. O osso esponjoso envolvido pelo osso cortical possui abundância de osteoblastos, células formadoras do tecido ósseo, e de osteoclastos, células destruidoras do tecido ósseo, fundamentais no processo de remodelação óssea. Quando em equilíbrio dinâmico, essas células mantem o tecido ósseo renovado e com qualidade mecânica compatível às suas funções. No estado de senilidade, a atividade osteoblástica ou formação óssea é menor resultando na diminuição da densidade óssea e conseqüente fragilização ou propensão à fratura (AZEVEDO; HIPPERT, 2002). A figura 1 ilustra as estruturas ósseas.

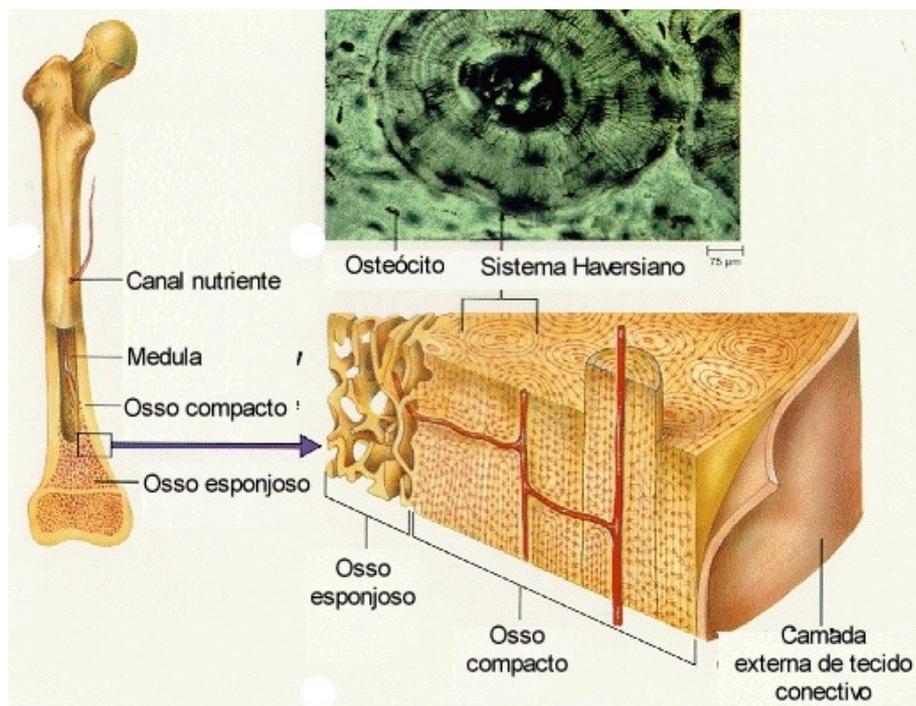


Figura 1. Ilustração das estruturas ósseas, mostrando o osso cortical mais denso e responsável por grande parte da resistência mecânica do componente ósseo e o esponjoso que contém a medula óssea. Adaptado de: CHYNOWETH (2008).

A fratura é uma lesão óssea de origem traumática produzida por um impacto direto ou indireto, de alta ou baixa energia. O conjunto de fragmentos ósseos produzidos pela fratura e pelos tecidos lesados em torno da mesma é denominado foco da fratura. O osso é o único tecido do organismo dos animais que cicatriza mantendo o mesmo padrão, inclusive as propriedades mecânicas, do tecido existente anteriormente à lesão. O processo de cicatrização óssea denomina-se consolidação (OLIVEIRA; PAROLIN; TEIXEIRA, 2002).

As Fraturas ósseas podem ser classificadas em abertas ou expostas quando ocorre o rompimento do tecido causado pela fratura do osso ou em fechadas quando não ocorre lesão do tecido após a fratura. Devido à comunicação do foco de fratura com o meio externo as fraturas expostas são sempre contaminadas, variando apenas o grau de contaminação, podendo causar osteomielite (infecção óssea), que retarda ou impede a consolidação óssea causando, em casos extremos, a perda do membro lesado (MOYSÉS *et al.*, 2000).

A figura 2 ilustra uma classificação baseada na exposição do foco da fratura.

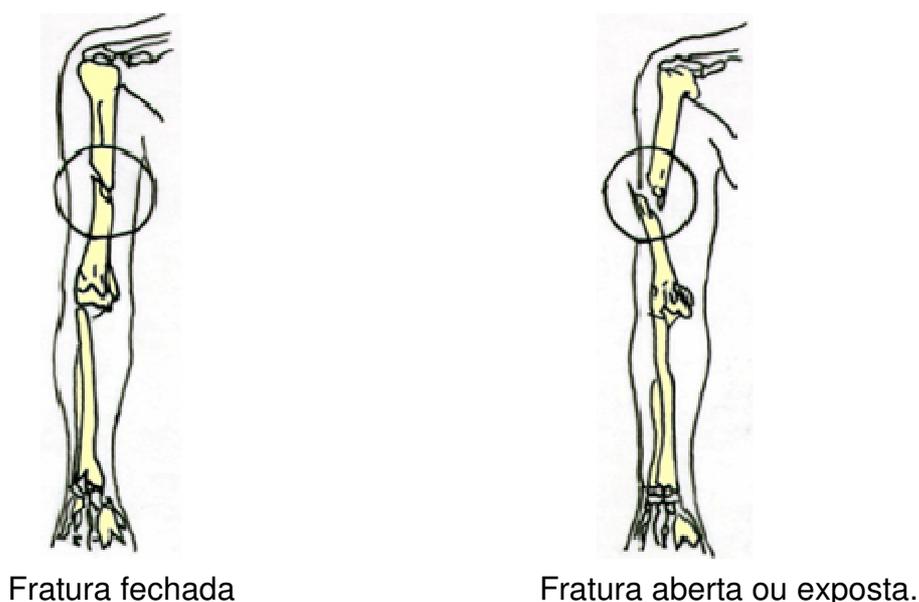


Figura 2 - Classificação baseada no foco da fratura.  
Fonte: HOPPENFELD; VASANTHA (2001).

As fraturas podem apresentar as seguintes subdivisões:

- a) Fraturas causadas unicamente por traumas: engloba a maioria das fraturas, ocorrendo em ossos íntegros ou sadios. Podem ocorrer por trauma direto ou indireto e são associadas a acidentes ou a agressões físicas. A predominância deste grupo sobre os demais é tão grande que o termo fratura, quando não especificado, é geralmente dado a este tipo de lesão;
- b) Fraturas de fadiga ou tensão: ao contrário da anterior, as causas deste tipo de fratura são pequenos traumatismos repetidos ocorridos em ossos aparentemente sadios. Com raras exceções elas aparecem nos membros inferiores e no segmento lombar da coluna vertebral. Este tipo de fratura pode ocorrer em ossos submetidos a esforços prolongados;
- c) Fraturas patológicas: ocorrem em um osso previamente enfraquecido por doença, o qual cede a um trauma banal ou mesmo espontaneamente.

De acordo com Oliveira; Parolin; Teixeira, 2002, as fraturas podem ser classificadas como:

- a) Fratura Cominutiva: o osso é fraturado em dois ou mais segmentos;
- b) Fratura Espiral: geralmente ocasionadas por torção e a linha da fratura aparece na forma de um espiral;
- c) Fratura Galho Verde: ocorre quando o osso se dobra devido a uma queda,

ou em resposta a um golpe. Pode produzir uma linha de fratura transversal incompleta nos ossos longos seguida de uma rachadura longitudinal;

d) Fratura Impactada: ocasionada a partir de uma força de compressão resultante de um impacto forte e repentino, podendo apresentar diferentes padrões. Nos ossos longos (fêmur), pode haver uma rachadura seguindo a direção da força de impacto;

e) Fratura Obliqua: separação transversal simples do osso devido à tensão máxima que ocorre em um ponto discreto;

f) Fratura Transversal: acontece quando forças opostas são aplicadas sobre o osso em planos diferentes que não precisam ser, necessariamente, dinâmicas. O osso pode estar suportado por uma força estática em um eixo, e receber o impacto de uma força dinâmica em direção oposta. Um bom exemplo são as fraturas que resultam de uma queda onde o indivíduo reage estendendo o braço para minimizar o impacto. Neste caso, a força dinâmica é o próprio corpo em queda, e a força estática é o chão. O resultado é uma fratura com traço transversal.

A figura 3 ilustra os tipos de fratura possíveis no fêmur e suas classificações.

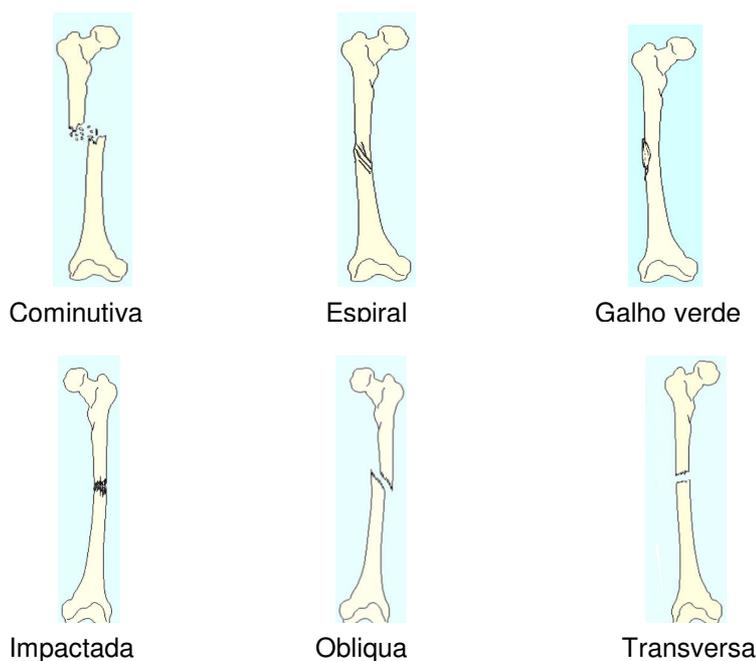


Figura 3 - Tipos de fratura.  
Fonte: OLIVEIRA; PAROLIN; TEIXEIRA (2002).

Quanto ao traço da fratura, é possível a seguinte classificação (OLIVEIRA; PAROLIN; TEIXEIRA, 2002):

- a) Incompleta: ocorre a lesão óssea sem que haja rompimento da continuidade do osso;
- b) Completa: os fragmentos ósseos perdem a continuidade, ficando ou não desviados.

Outra classificação das fraturas diz respeito à presença de lesões associadas, como ilustram as figuras 4 e 5.



Figura 4 - Radiografia de fratura simples e completa do osso. A fratura é uma lesão única, sem evidência de lesão associada. Fonte: OLIVEIRA; PAROLIN; TEIXEIRA (2002).

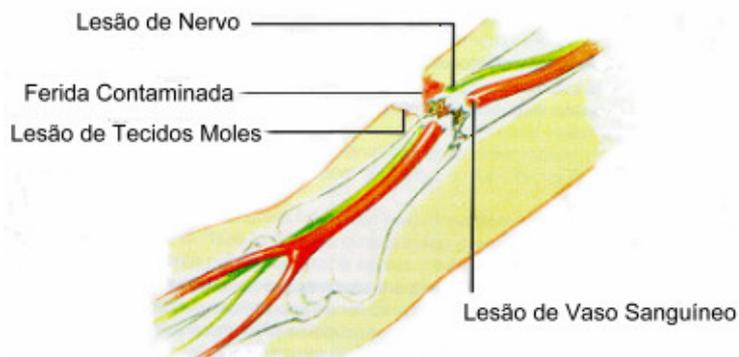


Figura 5. Ilustração de uma fratura complicada acompanhada de lesões associadas. Adaptado de: HOPPENFELD; VASANTHA (2001).

A incidência de intervenções ortopédicas tem aumentado rapidamente desde o início da era industrial. A consciência da saúde do corpo que melhora a qualidade de vida tem levado a um aumento da expectativa de vida e indivíduos idosos possuem uma maior propensão às fraturas devido ao processo natural de fragilização óssea. Neste sentido, a ciência tem avançando na busca de alternativas tecnológicas que facilitem a reabilitação desses cidadãos e de indivíduos jovens que contribuem para o aumento de incidência de fratura de fêmur devido a acidentes automobilísticos (GANESH; RAMAKRISHNA; DHANJOO, 2005).

## **2.2 Estabilização de Fraturas Ósseas e Cicatrização Óssea**

O princípio básico para o tratamento e estabilização de fraturas é o deslocamento ou angulação das mesmas de forma que seus fragmentos fiquem alinhados, ajudando na prevenção das deformidades residuais. A fratura então é imobilizada (engessada) até que o processo de fixação natural una os ossos quebrados, mantendo a estabilidade durante o processo de cicatrização. Já com as fraturas instáveis e intra-articulares desalinhadas, a estabilização externa com gesso é geralmente insuficiente, pois é necessário que os fragmentos sejam cirurgicamente expostos, estabilizados e fixados com algum tipo de dispositivo interno ou externo de fixação. Muitos dispositivos diferentes e geralmente usados como pinos, combinações de placas e parafusos, hastes intramedulares e fixadores externos foram desenvolvidos para estabilizar os fragmentos das fraturas. A figura 6 mostra um fixador de fratura externo.

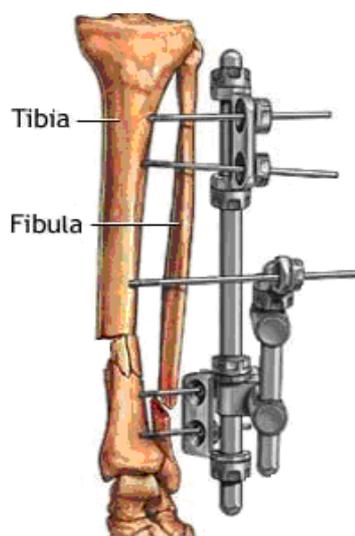


Figura 6 - Fixador externo para fraturas.  
Adaptado de: A.D.A.M., (2010).

Os materiais utilizados nos implantes cirúrgicos podem ser metálicos, poliméricos, cerâmicos ou compósitos. Atualmente, os metais são os mais usados. No entanto, existe a preocupação com os efeitos adversos causados pelo contato do material metálico com os fluidos corpóreos, pois os produtos da corrosão podem se alojar nos tecidos vizinhos resultando em efeitos indesejados como a perda asséptica do implante (GIERTZ *et al.*, 2010).

Por este motivo, os materiais cerâmicos tem recebido atenção como candidatos a implantes, pois possuem características desejáveis para certas aplicações. Na odontologia vem sendo usados na confecção de coroas dentárias devido à sua inércia química quando em contato com os fluidos corpóreos, altas resistências à compressão e boa aparência.

Os materiais poliméricos tem grande variedade de aplicações na implantação, podendo ser fabricados em diversas formas como fibras, tecidos, filmes, barras e líquidos viscosos. Estes materiais são, geralmente, de fácil processamento e apresentam propriedades mecânicas semelhantes aos polímeros biológicos. Biopolímeros são usados em engenharia de tecidos como suporte para cultivo de células. No entanto, a maioria dos biopolímeros é adequada para cultivo celular quando misturados com materiais bioativos como os cerâmicos formando biocompósitos bioativos, os quais apresentam propriedades mecânicas superiores em relação aos polímeros puros (APARECIDA; GUASTALDI; FOOK, 2008).

As placas estabilizadoras de fraturas ósseas, como as mostradas na figura 7, são, geralmente, peças confeccionadas em materiais metálicos como aço inoxidável austenítico 316L, ligas de Cobalto-Cromo-Molibdênio, CoCrMo, ou em ligas de titânio, Ti, com formas retangulares e estreitas, encaixadas no osso e fixas por parafusos gerando compressão no local da fratura e permitindo o alinhamento ósseo. Essa compressão acarreta na estabilização e na proteção contra tensão na área da fratura sob a placa, pois esta região tem a carga diminuída. Devido a esta proteção e por terem reduzido a irrigação sanguínea, as corticais do osso localizadas abaixo da placa, podem ficar adelgaçadas, fragilizando o tecido ósseo recém-formado (NINA *et al.*, 2007). O alinhamento e redução da fratura são mostrados na figura 8.

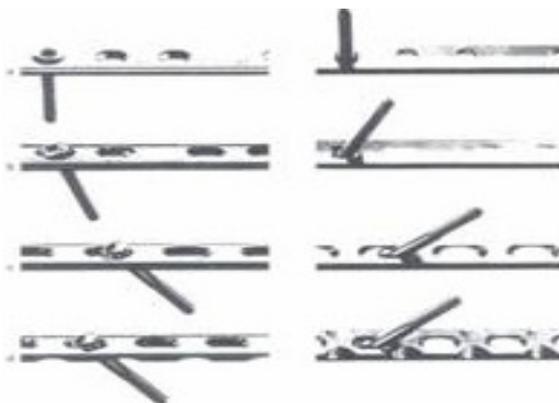


Figura 7 - Placas e parafusos utilizados como estabilizadores de fraturas ósseas. Fonte: SCHATZKER; TILE, (2002).

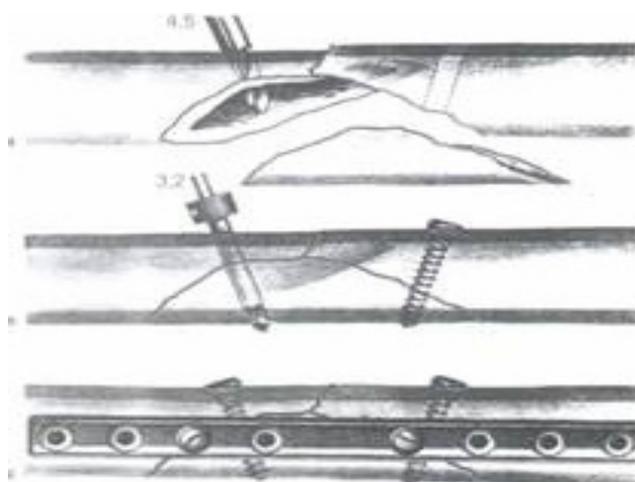


Figura 8 - Reconstrução da fratura e posicionamento da placa e dos parafusos na região da fratura. Fonte: SCHATZKER; TILE, (2002).

Dentre os materiais especificados como resistentes à corrosão e biocompatíveis para fabricação das placas estabilizadoras de fraturas ósseas, está o aço inoxidável Austenítico AISI 316L. Este aço é não-magnético e a adição do níquel na liga estabiliza a estrutura cúbica de face centrada do ferro, expande o campo da fase austenítica e, conseqüentemente, torna a austenita estável até temperaturas abaixo da ambiente.

O quadro 1 mostra a composição química de implantes de aço inoxidável 316, de acordo com a norma ISO 5832-1.

Quadro 1: Composição química (% em massa) de aço inoxidável austenítico para aplicações cirúrgicas de acordo com a norma ISO 5832-1.

Elemento	C	Mn	Si	Cr	Ni	S	P	Mo	3,3% Mo+ Cr
% em massa	0,03 max	2,0 max	1,0 max	17,0 a 19,0	13,0 a 15,0	0,010 max	0,025 max	2,25 a 3,5	26,0 Min

Fonte: Norma ISO 5832-1.

A norma ASTM F 382-99(2008) define as características geométricas das placas estabilizadoras de fratura óssea, bem como a sua classificação e métodos de caracterização mecânica sem, no entanto, estipular dimensões, pois estas variam de acordo com a região de aplicação e a característica da fratura.

Existem vários registros de falhas de implantes temporários, principalmente das placas estabilizadoras internas que sofrem carregamentos complexos, muitas vezes favorecendo a nucleação de trincas por fadiga aceleradas pelo processo de corrosão. As placas podem apresentar fratura na região dos furos onde ocorre corrosão por frestas resultante do atrito entre a placa e a cabeça do parafuso. Os furos são, portanto, concentradores de tensão, passíveis de falha (AZEVEDO; HIPPERT, 2002).

Como o objetivo da placa estabilizadora é auxiliar no processo de consolidação da fratura de maneira que seja restaurada a função mecânica do osso, a capacidade de suportar o peso e de movimentar a articulação, o paciente deveria retornar para a retirada do implante após a consolidação óssea, mas isso raramente acontece. Procedimentos clínicos definem que a placa somente deverá ser retirada, se o paciente estiver sentindo dor causada pela presença do material.

Os materiais metálicos inseridos no organismo sofrem ataque químico dos fluídos corpóreos, resultando na liberação de partículas metálicas que induzirão reações orgânicas adversas. Estas respostas podem ser fisiológicas ou patológicas como união com proteínas, quimiotaxia aumentando a resposta inflamatória, interação com processos enzimáticos, toxicidade, carcinogênese e resposta imunológica (ABUJETA *et al.*, 2004).

Fatos como estes justificam a busca por biomateriais alternativos, não metálicos, biodegradáveis e que possuam características mecânicas similares às dos aços. Esses materiais implantados na região da fratura devem consolidá-la e desaparecer, dispensando uma segunda cirurgia de retirada e evitando eventuais problemas sistêmicos gerados pelos produtos de corrosão no meio orgânico.

### **2.3 Vitrocerâmicos como biomateriais**

Biomateriais sintéticos tem como finalidade substituir ou reabilitar os tecidos naturais. Usados em vários dispositivos médicos intra ou extra corpóreo, apresentam propriedades físicas e biológicas compatíveis com os tecidos vivos hospedeiros não causando reações adversas, além de propriedades mecânicas adequadas à sua aplicação.

A década de 1970 marcou o início do uso mais intenso de materiais cerâmicos com propriedades que possibilitam sua classificação como Biocerâmicos. O primeiro a ser usado com sucesso foi a Alumina densa. Este material, devido à sua biocompatibilidade e elevada resistência mecânica, vem sendo usado com frequência em próteses ortopédicas de quadril que são submetidas, na sua atividade funcional, a esforços elevados (DIEGO *et al.*, 2007).

Os biocerâmicos tem sido empregados na forma densa e na forma porosa e, apesar do aumento da porosidade diminuir a resistência mecânica do material, a existência de poros com dimensões adequadas pode favorecer o crescimento do tecido vivo (fixação biológica) fazendo com que ocorra um forte entrelaçamento do tecido com o implante, aumentando, desta forma, a resistência do material *in vivo*. Tem sido demonstrado que poros maiores do que 100  $\mu\text{m}$  favorecem o crescimento do osso através do material. Esse tamanho de poro está relacionado à necessidade

de fornecer um suprimento sanguíneo ao tecido conectivo em crescimento, permitindo o desenvolvimento de um sistema de vasos capilares entremeados com a cerâmica porosa (VOLKMER; dos SANTOS, 2007).

O vitrocerâmico é formado por meio de uma mistura de pós de óxidos metálicos que são vitrificados por fusão e, através de um tratamento térmico controlado, permitem a formação de cristais cerâmicos que ficam dispersos na matriz vítrea. A presença desses cristais faz com que as propriedades mecânicas do material sejam melhoradas em relação aos cerâmicos e aos vidros sozinhos. Estes materiais apresentam uma alta resistência à compressão, boa resistência à tração e elevada resistência ao impacto (FERNANDES *et al.*, 2008).

O vitrocerâmico Anortita (MU8702682-1) é um biomaterial formado por uma mistura definida de óxidos de alumínio, cálcio e silício, cuja composição é mantida em sigilo, que teve a sua biocompatibilidade comprovada com o trabalho de Cavalheiro, 2005. Este material é biodegradável, poroso e possui poros interconectados (FERNANDES *et al.*, 2008). Esta é uma característica importante para aplicações em implantes onde é desejável que ocorra a degradação do material, evitando uma segunda cirurgia para a retirada do mesmo.

## **2.4 Propriedades mecânicas dos materiais**

O entendimento dos conceitos envolvidos no comportamento mecânico dos materiais é fundamental para a avaliação do seu comportamento em serviço em uma determinada aplicação. Por isso, e devido à interdisciplinaridade deste trabalho foram abrangidos, neste tópico, os conceitos aplicados na discussão dos resultados.

As propriedades mecânicas de um material definem as características do mesmo quando submetido à ação de uma força. Uma força desenvolve, no material, uma tensão que é definida como a força aplicada dividida pela área sobre a qual a força atua.

Dependendo do tipo de carga (força) a tensão pode ser de tração, compressão, flexão, etc. Um dos ensaios mais comuns realizados para a determinação das propriedades mecânicas dos materiais é o ensaio de tração, onde a peça é submetida a uma força uniaxial, como ilustra a figura 9. Neste caso, a

tensão é definida como a força aplicada dividida pela área da seção transversal da peça.

Na figura 9, a área sombreada representa a área original do corpo cilíndrico e a área  $A_f$  indica a área após a força de tração ter sido aplicada.  $L_o$  representa o comprimento original e  $L_f$  o comprimento após a tração.

Uma propriedade importante que pode ser determinada através deste ensaio é a deformação, representada pela equação 1. A deformação,  $\varepsilon$ , é adimensional e é apresentada em %.

$$\varepsilon = \frac{L_f - L_o}{L_o} \quad (1)$$

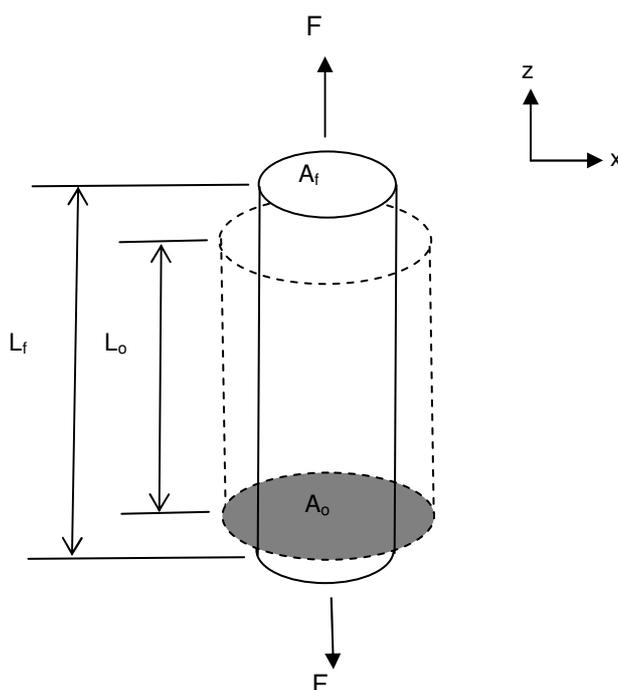


Figura 9 - Ilustração de um corpo de prova cilíndrico sendo submetido a uma força de tração (F). Fonte: o autor.

O alongamento no cilindro que ocorre na direção da força aplicada provoca também uma diminuição do diâmetro do mesmo. Pode-se, portanto, extrair o coeficiente de Poisson,  $\nu$ , que é definido como a razão entre a deformação lateral e a deformação axial. Para uma deformação uniaxial, como ilustrada na figura 9,

considerando  $d_o$  como o diâmetro inicial do cilindro e  $d_f$  como o diâmetro final tem-se que:

$$\varepsilon_x = \frac{d_f - d_o}{d_o} \quad (2)$$

$$\varepsilon_z = \frac{L_f - L_o}{L_o} \quad (3)$$

Onde  $\varepsilon_x$  é a deformação sofrida pelo cilindro na direção  $x$ ,  $\varepsilon_z$  é a deformação sofrida pelo cilindro na direção  $z$ ,  $d_f$  e  $d_o$  são os diâmetros final e inicial, respectivamente, e  $L_f$  e  $L_o$  são os comprimentos final e inicial, respectivamente.

O coeficiente de Poisson pode ser determinado através da equação 4:

$$\nu = \frac{\varepsilon_x}{\varepsilon_z} \quad (4)$$

Um coeficiente de Poisson alto indica pouca deformação do material em  $z$  para uma mesma deformação em  $x$ . Isso é característico de materiais viscoelásticos, como o osso, que apresentam algumas propriedades similares aos fluidos viscosos e algumas similares aos sólidos elásticos tendo em seu comportamento sob tração, portanto, características intermediárias entre estes dois. O material viscoelástico continua a se alongar enquanto a força está sendo aplicada. Quando a força é retirada, o material tentará recuperar suas dimensões originais de forma mais lenta do que os sólidos elásticos. Estes materiais também sofrem a influência do tempo, fluindo mesmo quando a força externa é mantida constante. Além disso, também possuem a forte dependência da taxa de aplicação da carga. Quanto maior a taxa de aplicação, maiores as características elásticas do material e quanto menor a taxa, mais próximo é o comportamento de um fluido viscoso (CALLISTER Jr., 2004).

Em um ensaio de tração uma curva tensão-deformação é gerada de onde se podem extrair informações importantes em relação ao comportamento mecânico dos materiais sob carregamento estático (não cíclico). Uma ilustração da curva tensão-deformação pode ser vista na figura 10.

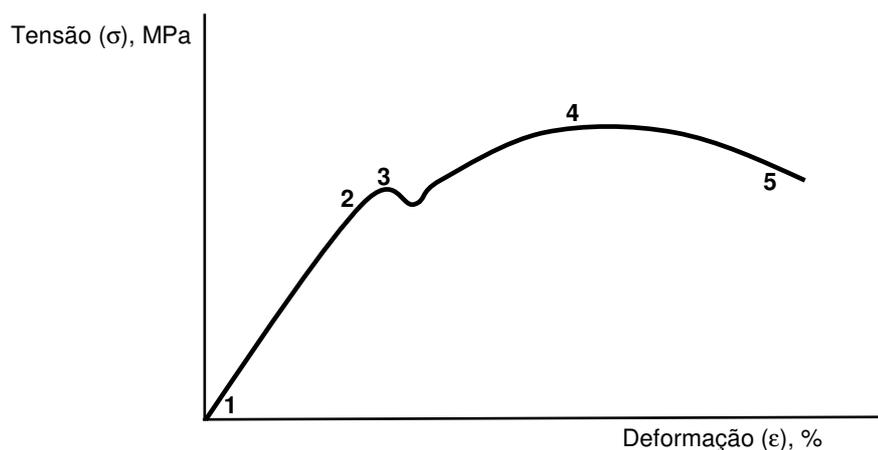


Figura 10 - Ilustração de uma curva tensão-deformação extraída de um ensaio de tração.  
Fonte: CALLISTER JR., 2004.

Da figura 10, é possível extrair os principais pontos a serem analisados em um ensaio de tração. O ponto 1 representa o início do ensaio e, entre o ponto 1 e o ponto 2, tem-se uma variação proporcional entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpo de prova. Esta região é chamada elástica e em qualquer ponto deste trecho, o corpo de prova retorna às suas dimensões originais se a força de tração for retirada. A deformação do material entre os pontos 1 e 2 é chamada, portanto, de deformação elástica.

O número 2 representa o ponto onde a proporcionalidade entre a tensão e a deformação deixa de existir (também chamado de limite de proporcionalidade) e o material começa a sofrer deformação plástica, ou seja, se a força for retirada, o material não retornará mais às suas dimensões originais, mantendo uma deformação permanente. Do ponto de vista atômico, a deformação plástica representa a quebra das ligações atômicas. A tensão referente ao ponto 2 é chamada de tensão elástica ou de proporcionalidade e a deformação chamada de deformação elástica ou de proporcionalidade.

Alguns materiais apresentam uma flutuação de valores nesta região, devido à propagação de defeitos em suas estruturas, e o ponto 3 representa o ponto de transição de deformação elastoplástica, chamada de escoamento. A tensão de escoamento e a deformação de escoamento, neste caso, representam as coordenadas do ponto e o início da deformação plástica (CARTER, 2007).

Após o escoamento, a continuidade na aplicação da força faz com que ocorra um aumento da tensão até um valor máximo representado pelo ponto 4. As

coordenadas deste ponto são a tensão de tração (também chamada de tensão última ou tensão máxima) e a deformação na tensão máxima. Esta tensão representa o valor máximo suportado pelo material sob tração, ou seja, a partir deste ponto o material começa a se romper e, se a tensão for mantida, irá chegar à fratura.

O ponto 5 indica a tensão de fratura e a deformação na fratura onde o material se separa em duas partes.

Da região elástica (do ponto 1 ao ponto 2) pode-se extrair uma propriedade muito importante dos materiais que é o módulo elástico ou módulo de Young. Desta região de proporcionalidade pode-se extrair a equação 5 conhecida como Lei de Hooke.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5)$$

Onde  $\sigma$  é a tensão,  $\varepsilon$  é a deformação e  $E$  é a constante de proporcionalidade, chamada de módulo elástico. Portanto, para uma mesma tensão, quanto maior a deformação sofrida pelo material, menor o módulo elástico e mais dútil é o material. Da mesma forma, quanto menor a deformação sofrida, maior o módulo elástico e mais frágil é o material.

Os estados de tensão atuantes em componentes estruturais podem ser classificados como estados planos de tensão e estados planos de deformação. Os estados planos de tensão são caracterizados pela inexistência de tensões paralelas à direção daquela estudada. Em uma placa fina, por exemplo, é possível desconsiderar a variação de tensão ao longo de sua espessura estando, portanto, sob estado plano de tensão. Estados planos de deformação ocorrem quando as deformações principais são nulas em uma determinada direção, por exemplo, pode-se restringir a deformação de um componente estrutural ao longo da sua espessura (SOARES; FREIRE; CUNHA, 2002).

Outro tipo de força que pode ser aplicado sobre um material é a força de cisalhamento (corte), representada na figura 11.

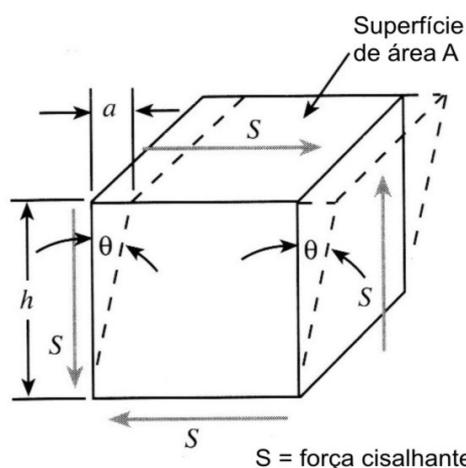


Figura 11 – Material sendo submetido à força cisalhante. Adaptado de: Callister Jr., 2004.

Pode-se notar, na figura 11, que a força de cisalhamento ocorre sempre em dupla, ou seja, para ocorrer cisalhamento no cubo, é necessária a ocorrência de forças opostas na face superior e inferior do mesmo, representadas por S.

A tensão cisalhante,  $\tau$ , está relacionada à força cisalhante, S, e à área sobre a qual a força cisalhante atua, A, por meio da equação 6.

$$\tau = \frac{S}{A} \quad (6)$$

A unidade de medida de  $\tau$  é Pa ( $\text{N/m}^2$ ), mas normalmente é apresentada em MPa, ou seja,  $10^6\text{Pa}$  ( $\text{N/mm}^2$ ).

A tensão cisalhante,  $\tau$ , de um material elástico é proporcional à deformação sob cisalhamento,  $\gamma$ . A constante de proporcionalidade é definida como módulo de elasticidade cisalhante, G, como mostra a equação 7.

$$\tau = G\gamma \quad (7)$$

Resultados e análises através do método dos elementos finitos, geralmente apresentam as tensões de von Mises.

Tensão de von Mises,  $\sigma_v$ , é usada para estimar a cedência dos materiais

dúteis que ocorre quando a tensão aplicada excede a resistência à tração do material.  $\sigma_v$  é calculado através da composição de estados complexos de tensões em duas ou três dimensões. O valor da tensão, portanto, equivale a resistência mecânica do material como se estivesse sendo carregado em uma única dimensão.

De forma simplificada, a tensão de von Mises reduz as tensões sofridas pelo material em seis dimensões, para um escalar que prediz o escoamento do material, como mostra a equação 8, onde  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  e  $\sigma_3$  são as tensões principais em um plano tridimensional.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (8)$$

Existem alguns critérios de falha de materiais importantes para explicar a ruptura frágil ou dútil dos mesmos. Dentre estes critérios, o de Rankine, formulado para materiais frágeis, preconiza que a fratura no material ocorre quando algum ponto do mesmo atinge a tensão máxima de tração, chamada de resistência à tração do material. Neste caso, não ocorrem grandes deformações ou deslizamentos devidos a cisalhamento (BIGONI; PICCOLROAZ, 2004).

Para materiais dúteis, como o aço, o critério usado é o de Tresca (escoamento) ou de von Mises. No critério de Tresca a falha ocorre quando algum ponto do material atinge a máxima tensão cisalhante, ocorrendo escorregamento de planos cristalinos preferenciais durante o esforço de tração. O critério de von Mises propõe que a falha do material ocorre por escoamento associado a valores críticos de deformação do material (BIGONI; PICCOLROAZ, 2004).

## 2.5 Simulação numérica através do Método dos Elementos Finitos

A tolerância a presença de defeitos é um dos fatores fundamentais no projeto de estruturas e componentes mecânicos. Os defeitos, existentes em todos os materiais, podem ocorrer tanto durante o processo de fabricação (inclusões, zonas ricas em resina e orientação de fibras em compósitos), como durante a vida útil das

estruturas (solicitações de impacto, sobrecargas, fadiga ou corrosão sob tensão). Sob determinadas condições, esses defeitos podem causar falha da estrutura. Este problema é relevante para qualquer material usado na construção mecânica, e é particularmente complexo no caso de materiais avançados como os vitrocerâmicos (JADER; AVELINO, 2010).

O desenvolvimento de metodologias para prever o início e a propagação de trincas é fundamental na fase de projeto e também na manutenção de componentes mecânicos e biológicos. A ausência de tais metodologias tem implicações graves principalmente em bioengenharia onde a saúde e o bem estar de seres humanos estão envolvidos. O elevado número de fatores que influenciam a durabilidade de um componente mecânico leva à necessidade de certificá-lo experimentalmente sob variadas condições, tornando este processo caro e demorado.

A simulação numérica do processo de falha de um componente leva à redução do número de ensaios necessários para certificá-lo e, conseqüentemente, a uma redução dos custos de fabricação e manutenção e, principalmente, em Bioengenharia, a redução de ensaios *in vivo*, o que é bastante desejável.

Entre os métodos destinados à simulação numérica destaca-se o Método dos Elementos Finitos (MEF). O MEF é a metodologia mais popular para simulação da estrutura óssea e suas propriedades mecânicas e tem causado um profundo impacto na área ortopédica, auxiliando pesquisadores e médicos na análise quantitativa do osso e de outras estruturas biológicas complexas. Este método é especialmente útil para a simulação de ossos irregulares como as vértebras e para a identificação de áreas onde existe concentração de tensões (HAYASAKI; SOUSA, 2006).

Basicamente, o MEF faz uso de formas simples, os elementos, que são unidos para formar estruturas com geometrias complexas, as quais, por sua vez, são usadas para resolver problemas complexos que podem ser representados por uma ou mais equações diferenciais parciais.

Em um modelo, números finitos de elementos são conectados entre si por pontos chamados nós (pontos ou junções de grade) para formar a representação matemática de uma estrutura como o osso, por exemplo. Os nós são definidos por dois parâmetros: sua posição no espaço e nos elementos a que são unidos. O sistema de coordenadas usado para identificar a posição de um nó é chamado de sistema de definição. O processo de divisão da estrutura em elementos para criar

uma malha é conhecido como discretização. As equações governantes são satisfeitas nos pontos nodais. À medida que forças são aplicadas ao modelo, as equações são resolvidas e predizem as respostas de tensões e deformações da estrutura sob carregamento (WRIGGERS, 2008).

Com o avanço da tecnologia computacional, o MEF tornou-se mais acessível a não especialistas através de software comercialmente disponível. Pesquisadores tem usado estes programas como ferramentas poderosas para a investigação de grande número de problemas biológicos em projetos e otimizações de próteses articulares.

As três fases básicas do MEF são: criação do modelo, solução e validação e interpretação dos resultados.

O objetivo da criação do modelo é elaborar uma descrição matemática de nós, elementos, propriedades do material, condições interfaciais e de controle e aplicação de cargas. A placa estabilizadora é uma estrutura tridimensional e, portanto, o modelo deve incluir elementos lineares ou quadráticos (como o tetraedro de 10 nós, por exemplo). As propriedades do material a serem especificadas para a simulação podem ser mais bem aplicadas, devido à homogeneidade a isotropia e a elasticidade desse material. Condições de contorno simétricas e assimétricas consistem de limitações de deslocamentos necessárias para prevenir movimentos de corpo rígido não condizente com as condições reais. Para estruturas que são constituídas de materiais diferentes a interface pode afetar a resposta do sistema e precisa ser considerada (CRAIG; KURDILA, 2006).

A solução requer um programa computacional que se baseie nos dados de entrada. O tempo de processamento depende do número de nós e dos graus de liberdade por nó. A fase de solução é finalizada quando os deslocamentos nodais e as quantidades derivadas (tensão, deformação) são calculados. Uma ilustração das etapas da simulação por elementos finitos é apresentada na figura 12.

A validação da simulação é conseguida através da veracidade e precisão dos resultados, ou seja, o modelo deve representar de forma verdadeira o sistema de interesse. A convergência pode ser usada para medir a precisão do modelo. O teste de convergência envolve refinamentos repetidos da malha, mostrados na figura 13, e subsequentes reavaliações dos resultados a fim de se determinar como as alterações afetam as previsões do modelo. Se possível, a validação deve incluir comparações com dados retirados de ensaios *in vivo* e de ensaios mecânicos já

realizados. A interpretação dos resultados envolve a análise de diagramas interativos que apresentam regiões diferenciadas por cores, as quais representam diferentes valores de tensões e deformações (CRAIG; KURDILA, 2006).

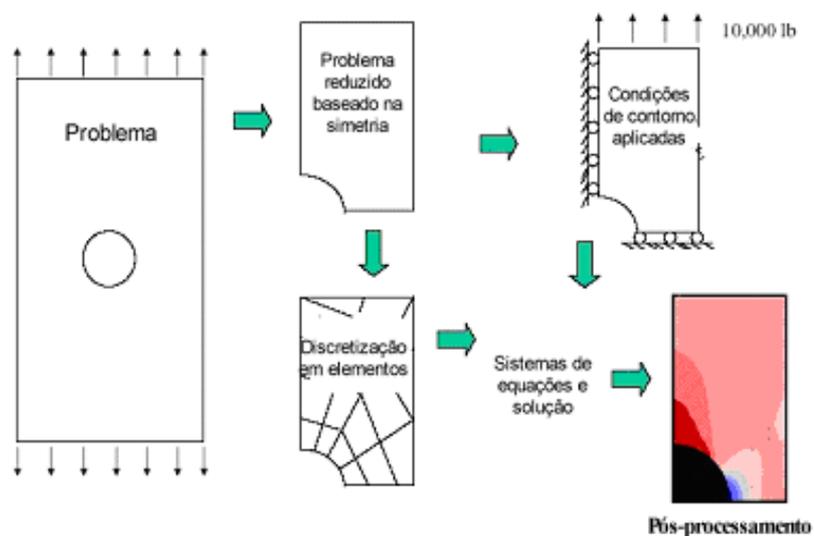


Figura 12 - Esquema ilustrando as etapas para a simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos. Fonte: MORAES (2005).

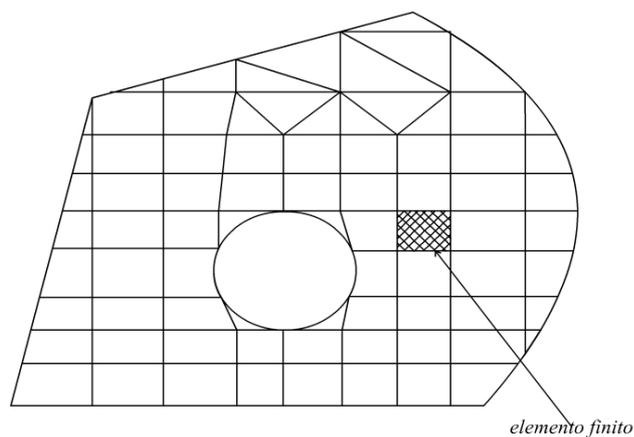


Figura 13 - Ilustração da malha de elementos finitos. Fonte: MORAES (2005).

## **2.6 Considerações para a simulação numérica das placas estabilizadoras de fraturas ósseas**

Para a simulação numérica realizada neste trabalho foi utilizado o programa computacional ANSYS®, que utiliza o método dos elementos finitos.

Uma prótese ou implante deve fornecer sustentação ao osso durante a sua cicatrização, porém não pode proteger completamente o osso de tensões, pois isso é importante para a consolidação da fratura. Para a formação do calo ósseo, alguns requisitos relacionados ao implante são necessários como uma redução apropriada dos fragmentos da fratura, a sua estabilização e resistência mecânica apropriada a fim de suportar as tensões durante o tempo em que está estabilizando a fratura. As fraturas por fadiga são mais comuns em placas e hastes intramedulares de fêmur, que suportam cargas elevadas. Portanto, o conhecimento biomecânico sobre estruturas ósseas, sistemas músculo esqueléticos, cartilagens, ligamentos e implantes são fundamentais na medicina moderna (GARCIA; DOBLARÉ, 2008).

As simulações computacionais podem ser usadas para analisar o comportamento do tecido em resposta a estes fatores biomecânicos. O MEF é normalmente usado para projetar implantes a fim de analisar a influência de fatores como tamanho, geometria, posicionamento, módulo elástico, condições de revestimento, densidade e condições de carregamento. Os resultados das simulações predizem as diferentes respostas do osso e diminuem as chances da ocorrência de falhas mecânicas (GARCIA; DOBLARÉ, 2008).

Um exemplo de relevância é a prótese total de quadril, mostrada na figura 14, projetada e desenvolvida por um grupo de cirurgiões ortopédicos em conjunto com engenheiros. A prótese foi considerada adequada após 300 simulações realizadas utilizando o MEF (GARCIA; DOBLARÉ, 2008).



Figura 14 - Implante total de quadril desenvolvido após simulação numérica com MEF.  
Fonte: (GARCIA; DOBLARÉ, 2008).

As placas estabilizadoras de fratura óssea devem fornecer a redução da região da fratura através da aproximação das partes separadas, porém deve também permitir um micromovimento, de cerca de 500  $\mu\text{m}$ , a fim de facilitar a formação do calo ósseo, necessário para a estabilização da fratura. Algumas complicações constatadas na utilização dessas placas são a perda dos parafusos de fixação devido ao carregamento, o bloqueio da vascularização e a excessiva proteção de tensão sobre o osso. Esses efeitos são mais intensos quanto maior a diferença entre os módulos elásticos do material da placa e do osso (GANESH *et al.*, 2005).

Uma simulação numérica realizada por Ganesh *et al.*, 2005, utilizando o programa ANSYS<sup>®</sup> sobre uma placa de aço inoxidável e uma placa fabricada em compósito de fibra cerâmica sobre matriz polimérica, mostrou tensões compressivas na placa na região da fratura de 0,02 GPa para o aço contra, aproximadamente 0,06 GPa para o compósito em estágio de 1% de cicatrização. Com 50% de cicatrização, a tensão compressiva do aço permaneceu a mesma, enquanto que a do compósito diminuiu para 0,05 GPa. Para esta simulação, utilizou-se um modelo bidimensional, o osso foi considerado material isotrópico e uniforme com um módulo de elasticidade

de 20 GPa e coeficiente de Poisson igual a 0,3. O módulo elástico da placa de aço foi considerado ser 200 GPa em toda a sua extensão, enquanto que, para a placa de compósito foi atribuída um gradiente de módulo elástico variando de 200 GPa na face externa a 20 GPa na face em contato com o osso. Os resultados do trabalho mostraram que o aço inoxidável protege o osso contra tensões durante todo o processo de cicatrização, impedindo a consolidação do calo ósseo, enquanto que o compósito estudado, devido ao gradiente do módulo elástico em sua espessura, permitiu alguma tensão de tração na região da fratura, benéfico para a cicatrização total.

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

Em materiais e métodos foi apresentada a sequência das etapas necessárias à modelagem numérica da placa de estabilização de fratura óssea confeccionada em aço 316L e em vitrocerâmico. A sequência contemplou: o problema físico, o modelo geométrico, a simulação numérica e as condições de contorno para placas com e sem furos.

Em implantação de placas de Anortita em fêmures de coelhos, as placas do vitrocerâmico foram coladas no osso de forma a não ser necessária a introdução de furos os quais, poderiam fragilizar as peças (CAVALHEIRO, 2005). Devido aos resultados positivos, ou seja, as placas não se deslocaram durante os nove meses de duração do ensaio, foi realizada, no presente trabalho, a simulação das placas sem furos, com o objetivo de comparar os resultados destas com aquelas onde foram introduzidos estes concentradores de tensão.

#### **3.1 Problema Físico**

Os tipos de placas escolhidas para este trabalho foram as classificadas pela norma ASTM F382-99(2008) como placa reta, a qual possui largura uniforme e eixo longitudinal reto, geralmente usada em fraturas de diáfise de ossos longos.

As placas possuem 22 mm de largura, 140 mm de comprimento, 4 mm de espessura e raio de arredondamento das arestas de 2 mm. Uma primeira simulação foi realizada em uma placa sem furos. Após convergência, foram acrescentados seis furos de 5 mm de diâmetro e repetidas as simulações até a convergência.

A disposição dos furos é mostrada na figura 15. Os furos próximos as extremidades foram posicionados a 12,5 mm de distância destas. A menor distância entre os furos foi de 20 mm.

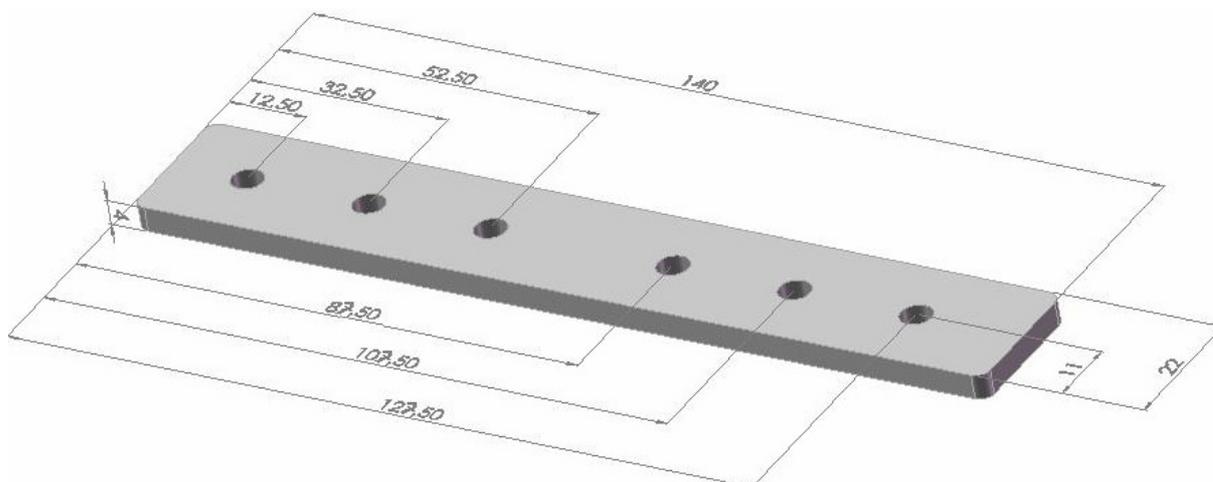


Figura 15 – Modelo de placa estabilizadora de fratura óssea com 6 furos de 5 mm de diâmetro, usada na simulação numérica (dimensões em mm).

A mesma geometria e as mesmas dimensões foram utilizadas para as placas em aço inox 316L e para as placas em vitrocerâmico.

Na região da fratura a placa se encontra na posição vertical e presa por parafusos, ou seja, engastada nas regiões dos furos. A carga sofrida pela placa é, principalmente, de compressão nos primeiros estágios da cicatrização óssea, e de tração nos estágios mais avançados (GANESH *et al.*, 2005).

A placa sem furos, como a usada no ensaio *in vivo* de CAVALHEIRO, 2005, encontra-se engastada em toda a área da face em contato com o osso, enquanto que a de seis furos encontra-se engastada apenas nestes, simulando a utilização de parafusos fixando a placa no osso.

O Quadro 2 mostra as propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações, considerados isotrópicos (mesmas propriedades em todas as direções).

Quadro 2: Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações.

Material	Massa específica (g/cm <sup>3</sup> )	Coeficiente de Poisson	Módulo elástico (GPa)
Aço inox 316L	7,80	0,29	191
Vitrocerâmico Anortita	2,76	0,25	80

Fonte: CALLISTER JR. (2004), ASHIZUKA; ISHIDA, 1997.

### 3.2 Modelo Geométrico

As figuras 16 e 17 mostram o modelo geométrico da placa sem furos e com furos, respectivamente, criado no ambiente do software WorkBench®.

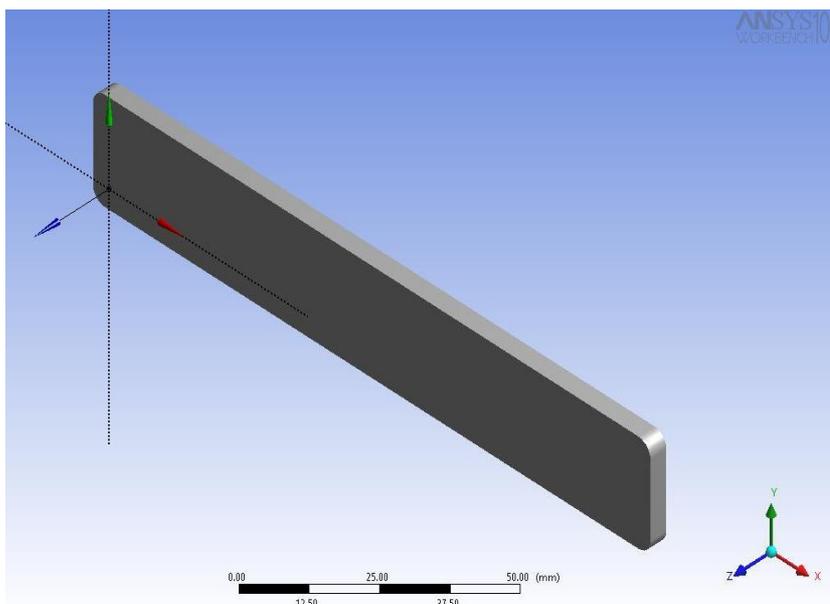


Figura 16 – Modelo geométrico da placa sem furos.

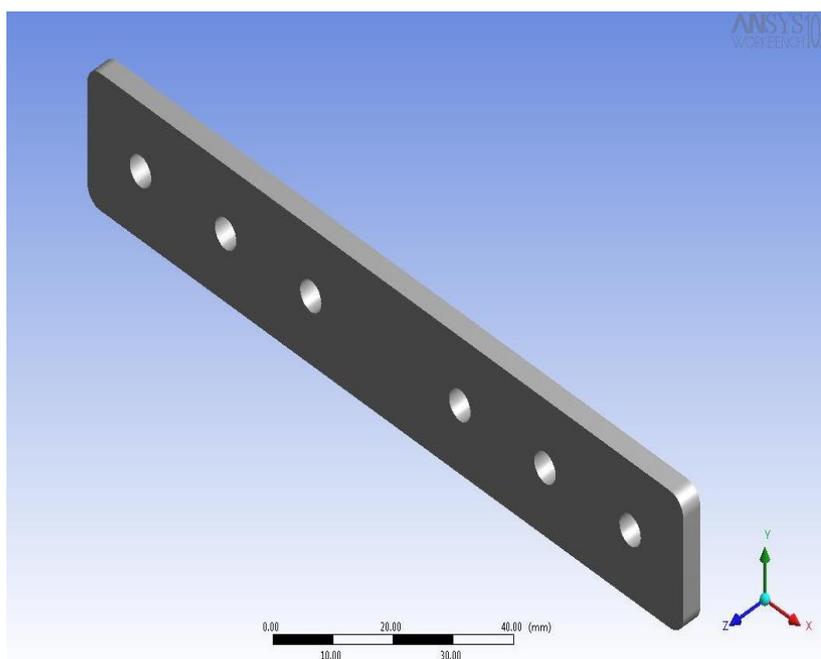


Figura 17 – Modelo geométrico da placa com 6 furos.

### 3.3 Formação da malha de elementos finitos

A biblioteca do ANSYS® apresenta mais de 200 tipos diferentes de elementos. Cada tipo tem um número original e um prefixo que identifica a sua categoria. Para qualquer análise é necessário partir desta biblioteca e definir o elemento mais apropriado, de acordo com as características do material a ser analisado.

A escolha do elemento determina o conjunto de graus de liberdade (rotações, deslocamentos, etc.), a forma do elemento (quadrilátero, tetraedro, etc.), e a sua aplicação no espaço bi ou tri-dimensional.

Para a formação da malha nas placas estabilizadoras foi utilizado o sólido estrutural tetraédrico 187, com 10 nós, usado na modelagem de malhas irregulares, tendo grande deflexão, plasticidade e capacidade de tensão. Este sólido permite a aplicação em materiais isotrópicos, homogêneos, e perfeitamente elásticos.

O aço inox 316L e o vitrocerâmico foram considerados homogêneos, isotrópicos (propriedades constantes em todas as direções) e elásticos.

As pressões podem contribuir como cargas de superfície nas faces do elemento, ilustrado na figura 18.

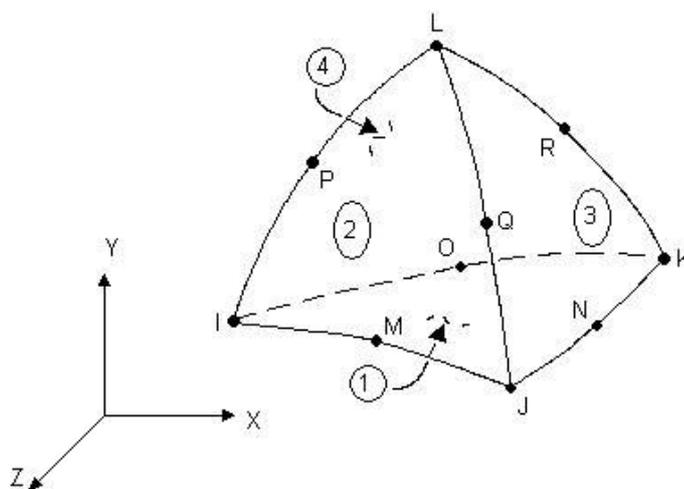


Figura 18 - Sólido estrutural tetraédrico 187, com 10 nós. Os nós são ilustrados como pontos e as 4 faces estão numeradas. Fonte: ANSYS®

No pré-processamento do ANSYS®, através do comando “Meshing” foi definida a malha em todo o volume do modelo geométrico. As figuras 19 e 20 mostram a malha, já refinadas, aplicadas nas placas sem e com furos, respectivamente.

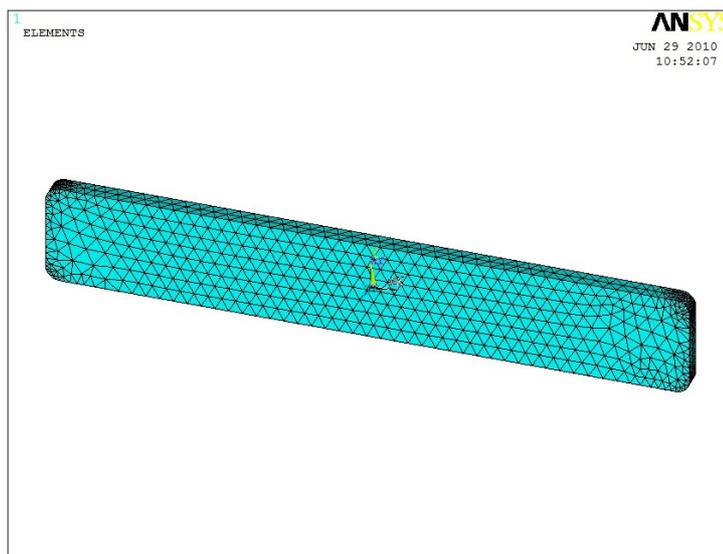


Figura 19 - Modelo geométrico da placa estabilizadora de fratura sem furos, mostrando a malha e o maior refinamento nas extremidades.

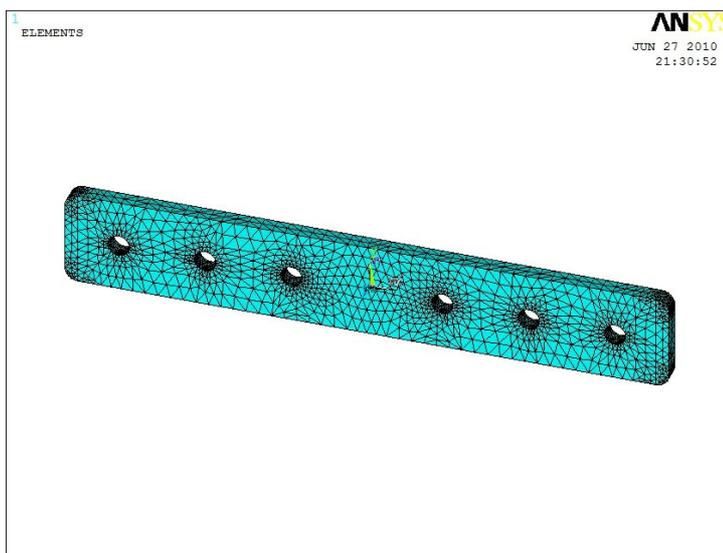


Figura 20 - Modelo geométrico da placa estabilizadora de fratura com furos, mostrando a malha e o maior refinamento nas extremidades e nos furos.

### 3.4 Condições de contorno

As placas estabilizadoras de fratura sem furos foram consideradas fixas no osso através da sua superfície em contato com o mesmo e as placas com furos engastadas apenas nos furos.

Para simular o engastamento da placa sem furos ao osso, a face da placa colada ao osso teve os movimentos restritos em x, y, e z, ou seja,  $UX = UY = UZ = 0$ , com as demais faces livres em todas as direções. Na placa com furos, apenas os 6 furos tiveram os movimentos restritos em x, y, e z, com todas as faces livres em todas as direções.

As figuras 21 e 22 mostram o desenho do modelo geométrico das placas estabilizadoras de fraturas sem e com furos, respectivamente, onde foram aplicadas as condições de contorno de restrição de movimentos.

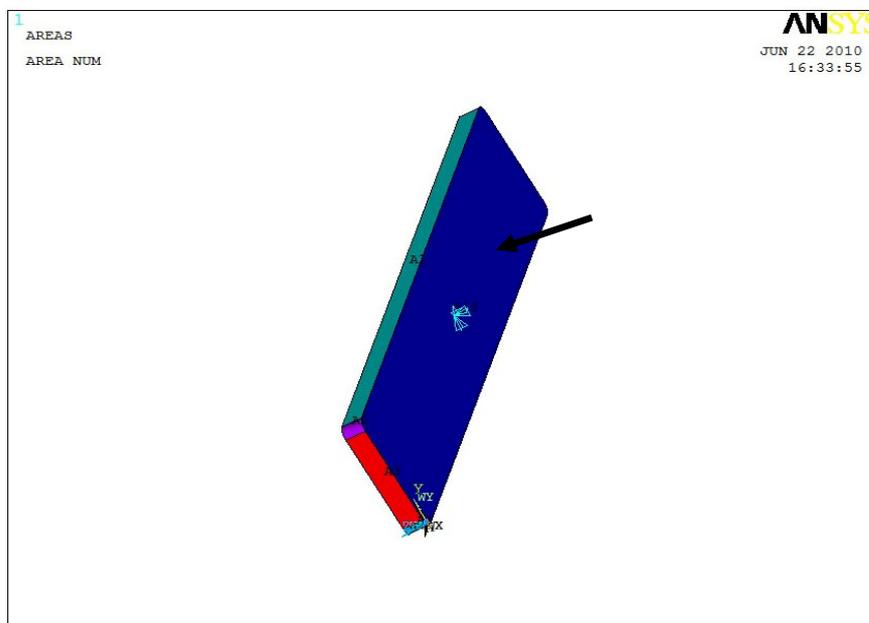


Figura 21 - Modelo geométrico da placa sem furos tendo seus movimentos restritos na face colada ao osso (seta).

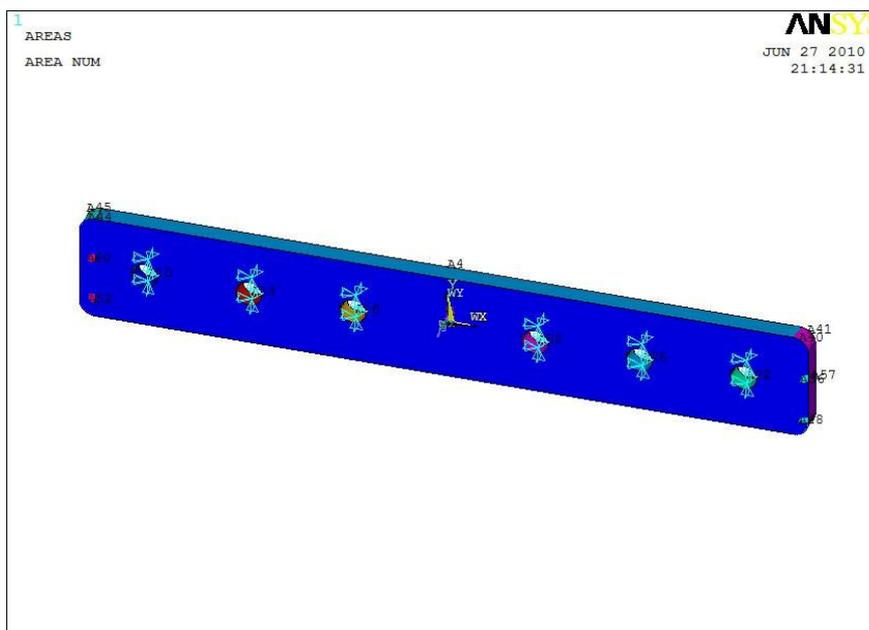


Figura 22 - Modelo geométrico da placa com furos tendo os movimentos restritos nos seis furos apenas.

Segundo Ganesh *et al.*, 2005, logo após a fratura, com 1% de cicatrização, aparecem duas forças, uma de compressão máxima de 0,2 GPa e outra de tração de 0,04 GPa, a tensão de compressão desaparece durante a cicatrização do osso, ou seja, zero em 50% ou três meses após a fratura e em 75% ou seis meses após a fratura. A tensão de tração máxima é a mesma em todas as etapas, ou seja, 0,04 GPa.

Estes valores foram multiplicando pela área da seção transversal da placa usada como modelo neste trabalho,  $88 \text{ mm}^2$ , resultando em força de compressão máxima de 17.600 N e a de tração de 3.520 N.

Nas placas sem furos, foram aplicadas forças constantes de 17.600 N nos nós da extremidade direita para o meio da placa e da extremidade esquerda para o meio da placa simulando a força de compressão, como ilustra a figura 23. Esta força foi aplicada somente em 1% de cicatrização.

Para simular a tração sofrida pelas placas sem furos em 1%, 50% e em 75% de cicatrização, foram aplicadas forças de 3.520 N do meio da placa para a sua extremidade direita e do meio da placa para a sua extremidade esquerda, como ilustra a figura 24. Na simulação da tração sofrida pelas placas com furos, foram aplicadas forças de 587 N nos furos do meio da placa para a sua extremidade direita e nos furos do meio da placa para a sua extremidade esquerda.

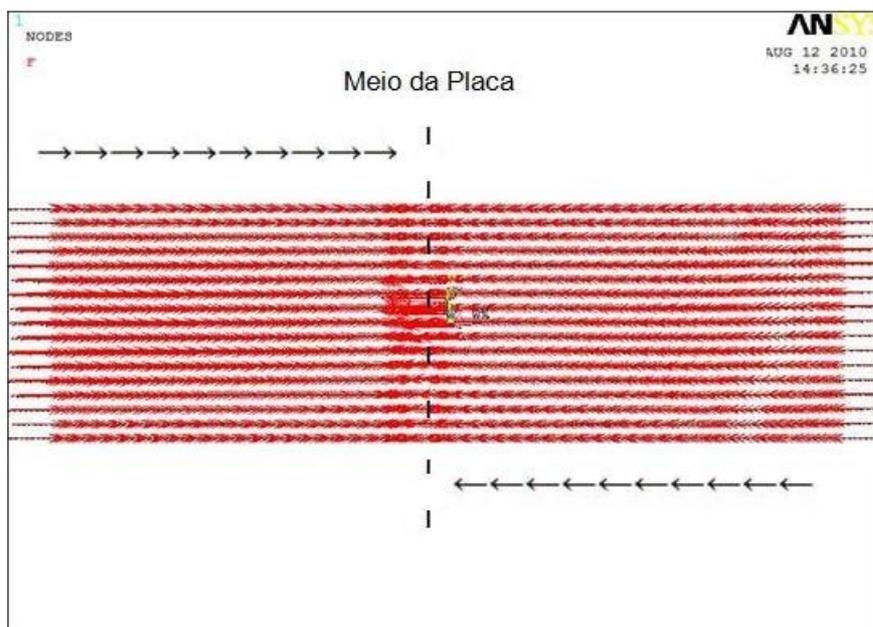


Figura 23 – Ampliação da aplicação de força de compressão de 17.600 N nos nós da extremidade direita para o meio e da extremidade esquerda para o meio, na placa de fratura óssea em 1% de cicatrização.

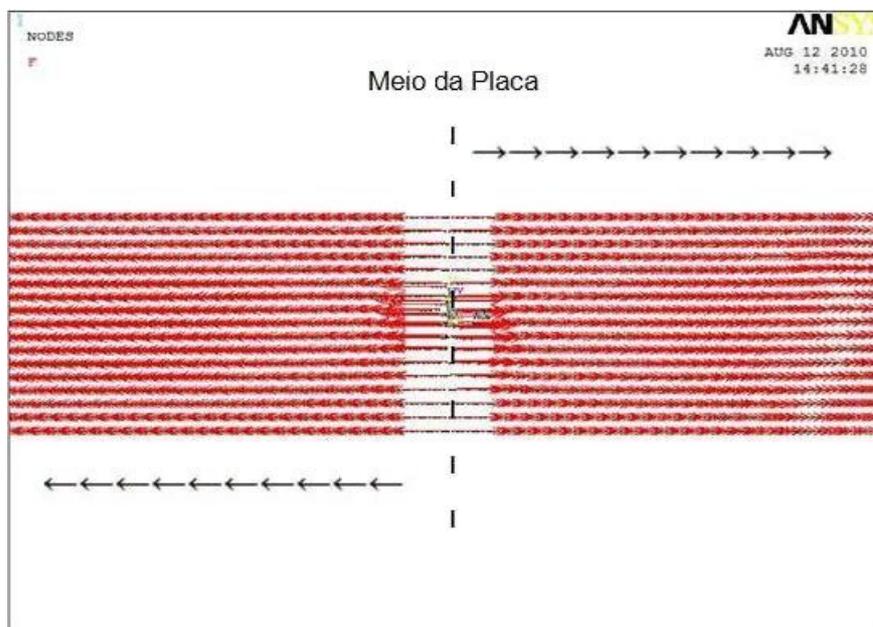


Figura 24 – Ampliação da aplicação de força de tração de 3.520 N nos nós do meio para a extremidade direita e do meio para a extremidade esquerda, na placa de fratura óssea em 1%, 50% e 75% de cicatrização.

Nas placas com furos, o valor de 17.600 N foi dividido por seis, de forma a distribuir a carga entre os seis furos. Portanto, em cada furo foi aplicada uma força

constantes de 2.933 N nos furos da extremidade direita para o meio da placa e nos furos da extremidade esquerda para o meio da placa simulando a força de compressão, como ilustra a figura 25. Esta força também foi aplicada somente em 1% de cicatrização.

Não foram simuladas cargas devido à massa corpórea do paciente, pois a carga parcial é permitida entre a 6<sup>a</sup> e 8<sup>a</sup> semana e a carga total depois de decorridas 12 semanas da cirurgia, quando a fratura se encontra consolidada. Portanto, até o momento de início do carregamento, a placa sofre apenas as forças devidas a tração na região da fratura (FERNANDES *et al.*, 1998) (ALBUQUERQUE *et al.* 1996) (DELLA NINA *et al.*, 2007).

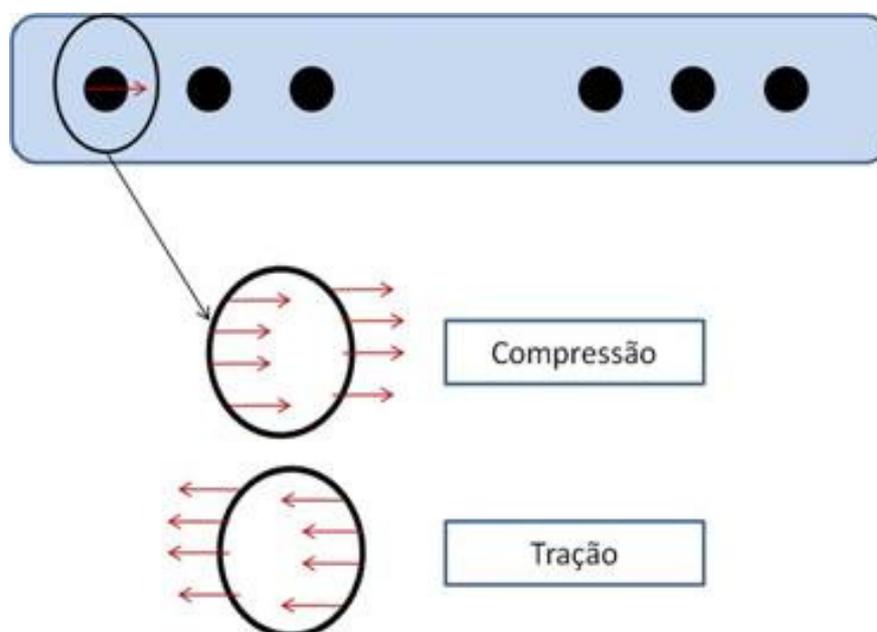


Figura 25 – Aplicação da força de compressão de 2.933 N nos furos da extremidade direita para o meio da placa e nos furos da extremidade esquerda para o meio da placa. Para a aplicação de força de tração de 587 N nos furos do meio da placa para a extremidade direita e nos furos do meio da placa para a sua extremidade esquerda.

## **4 RESULTADOS E DISCUSSÃO**

São apresentados, neste tópico, os resultados e as discussões das simulações nas placas estabilizadoras de fraturas sem e com furos, fabricadas em aço inoxidável 316L e em vitrocerâmico Anortita, destacando-se a tensão máxima, a qual indica se o material irá ou não suportar as cargas em serviço.

A convergência pode ser usada para medir a precisão da simulação. O teste de convergência envolve refinamentos repetidos da malha. Para se obter a convergência, foram realizadas simulações repetidas com cada modelo geométrico, refinando-se a malha até que os valores das respostas permanecessem constantes, indicando uma distância mínima entre os nós (CRAIG; KURDILA, 2006).

### **4.1 Placas estabilizadoras de fratura óssea sem furos em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita**

As figuras 26 e 27 ilustram os resultados das tensões de von Mises, resultantes da força de compressão aplicada na placa estabilizadora de fratura em aço inoxidável 316L e em vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente. Estes resultados são válidos para 1% de cicatrização óssea.

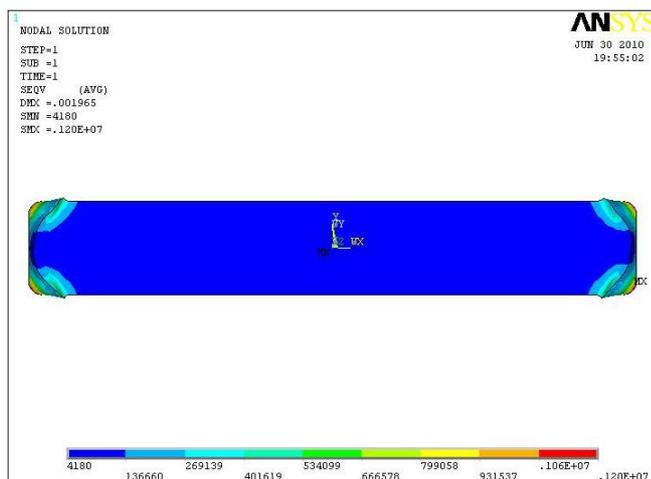


Figura 26 – Distribuição das tensões de compressão na placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos com 1% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.

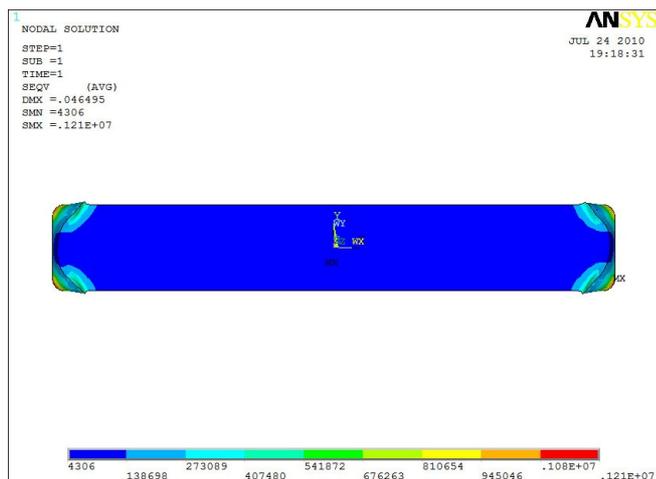


Figura 27 – Distribuição das tensões de compressão da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos e com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.

Os resultados na placa em aço 316L mostram que a tensão mínima, distribuída uniformemente na região central da placa, foi de 4,18 KPa e a máxima tensão, localizada nos cantos da placa foi de 1,20 MPa. Este comportamento é o esperado visto que a placa se encontra engastada no osso e, devido à sua simetria, no centro da placa as forças de compressão se anulam. Esta tensão de compressão mínima central é importante, pois acarreta na redução e na proteção contra tensão na área da fratura sob a placa (NINA *et al.*, 2007).

Na placa em Anortita, os resultados mostram uma similaridade na distribuição das tensões em relação as das placas em aço inox 316L. A situação é previsível devido à geometria e às condições de contorno idênticas para ambos os casos. Para a Anortita, na placa sem furos, a máxima tensão apresenta valor de 1,21 MPa, próximo ao valor de 1,20 MPa encontrado na placa de aço sem furos. Este valor se encontra abaixo dos valores máximos de tensão de compressão suportados por vitrocerâmicos em geral, entre 40 e 50 MPa (THOMPSON; HENCH, 1998), embora vitrocerâmicos avançados, sinterizados de nanopartículas, possam apresentar valores tão altos quanto 340 MPa (CALLISTER Jr., 2004).

Quando se aplica uma força de compressão sobre o vitrocerâmico, o comportamento frágil não afeta a resistência mecânica, pois a compressão atua fechando as trincas e outros defeitos que são intrínsecos neste tipo de material (PEREIRA; VASCONCELOS; ZAVAGLIA, 2006). Portanto, um valor alto de resistência à compressão é esperado.

A tensão mínima de 4,30 KPa, apresenta valor pouco superior ao encontrado na placa de aço que foi de 4,18 KPa.

Os quadros 3 e 4 mostram os testes de convergência para a força de compressão aplicada nas placas em aço 316L e vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente.

Quadro 3 - Teste de convergência para a simulação da placa em aço inox 316L sem furos com tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (MPa)
4400	7799	0,45
4734	8496	0,80
5933	10729	1,20
5933	10729	1,20

Quadro 4 - Teste de convergência para a simulação da placa em Anortita sem furos com tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (MPa)
4400	7799	0,459
4734	8496	0,819
5933	10729	1,21
5933	10729	1,21

As deformações em x, direção de aplicação da força de compressão, são mostradas nas figuras 28 e 29 para a placa em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente.

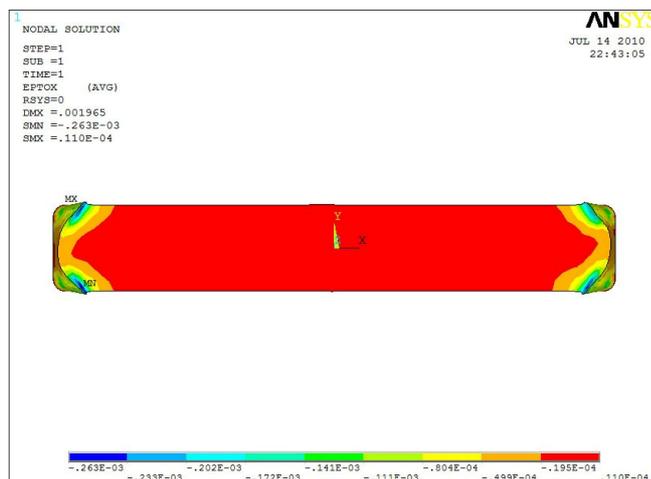


Figura 28 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos, com força aplicada de compressão com 1%, de cicatrização óssea.

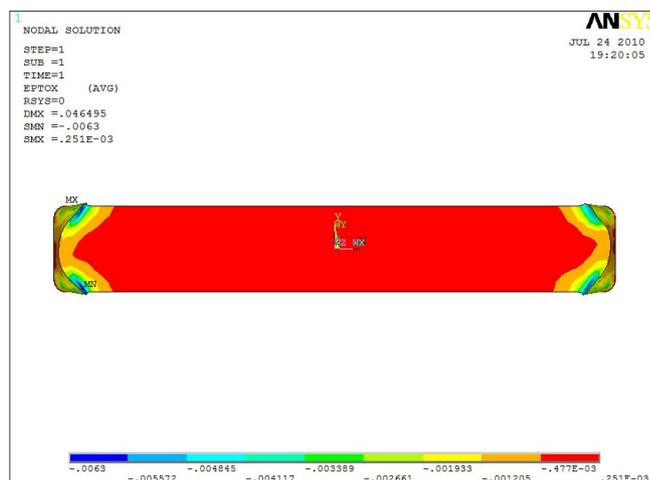


Figura 29 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos, com força de compressão aplicada em 1% de cicatrização óssea.

Observa-se nas deformações em x da placa em aço 316L que, como esperado, as deformações são mais acentuadas nos pontos onde as tensões são

maiores, ou seja, nos cantos da placa. Isto ocorre, dentro do limite elástico, onde a tensão é diretamente proporcional a deformação, sendo a constante de proporcionalidade, o módulo elástico. Como o módulo elástico é uma propriedade intrínseca de cada material, a deformação deve aumentar quando a tensão aumenta.

A maior deformação sofrida foi de 0,026%. O sinal negativo, que aparece à frente do valor de deformação é devido a deformação ser a diferença entre o comprimento final e o inicial da placa, dividida pelo comprimento inicial da mesma. Neste caso, como ocorreu compressão na direção x, o comprimento final da placa será menor do que o inicial, nesta direção. Portanto, o valor da deformação será negativo. O valor foi muito baixo se comparado com a deformação de 50% correspondente a tensão máxima para o aço inoxidável 316L, onde ocorre a falha do mesmo (GUIMARÃES *et al.*, 2006). A menor deformação registrada foi de 0,0011%.

A placa em Anortita sem furos apresentou uma deformação máxima de 0,63%. Se comparado a 0,026% do aço, nota-se que o aço 316L, sem os concentradores de tensão, deforma menos do que a Anortita. Este fato mostra a influência do módulo elástico sobre a capacidade de deformação da placa. É possível que o fechamento de microtrincas e defeitos intrínsecos aos vitrocerâmicos permita uma deformação superior ao do aço, quando a força aplicada é de compressão. A deformação mínima foi de 0,025%.

Mesmo o valor máximo esteve abaixo de 1,0%. A deformação até a fratura, no entanto, depende da taxa de aplicação da força e, neste caso, ensaios mecânicos devem ser realizados para que se conclua a respeito.

As figuras 30 e 31 ilustram os resultados das tensões de von Mises resultantes da força de tração aplicada na placa de estabilização de fratura em aço inoxidável 316L e em vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente. Estes resultados são válidos para 1%, 50% e 75% de cicatrização.

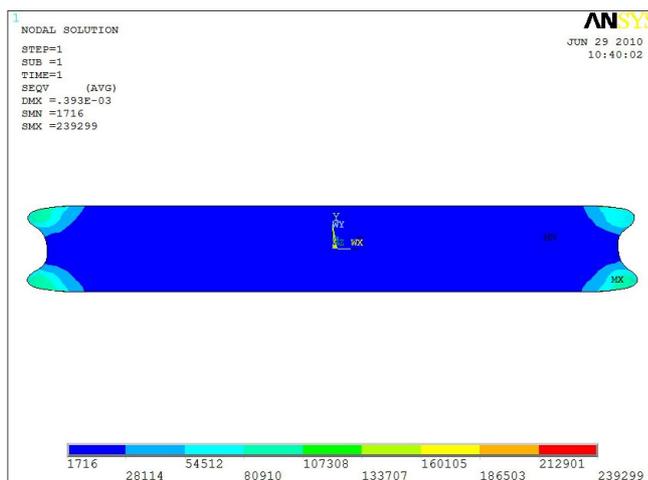


Figura 30 – Distribuição das tensões de von Mises na placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.

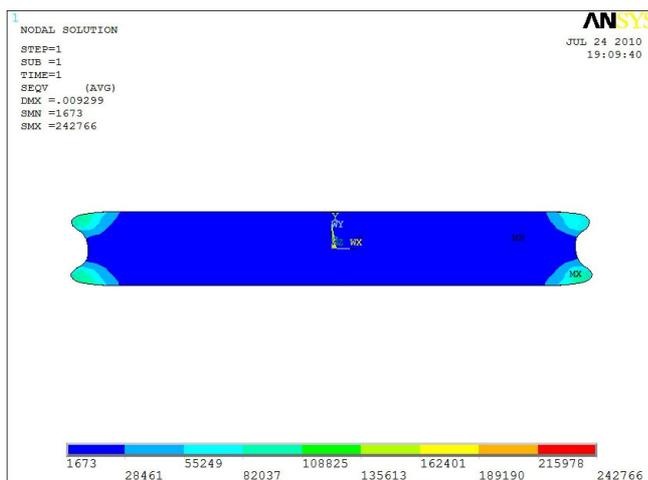


Figura 31 – Distribuição das tensões de von Mises na placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos com tensão de tração aplicada em 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 5933 elementos e 10729 nós.

Na placa em aço, os resultados mostram os pontos de máxima tensão, 239,30 kPa, nos cantos da placa e de mínima tensão, 1,72 kPa, na região central. Este comportamento é esperado, pois a placa se encontra engastada no osso e, devido à mudança brusca de forma dos cantos da placa, as mesmas ficam sujeitas a

maior concentração de tensão. Isso causa uma deformação exagerada em x, direção de aplicação da força.

Para a placa em Anortita, a máxima tensão apresenta valor de 242,77 kPa, muito próximo do valor de 239,30 kPa encontrado na placa de aço sem furos. Os valores próximos são esperados, pois, apesar dos módulos elásticos serem diferentes, a geometria e as condições de contorno são idênticas.

Os vitrocerâmicos podem apresentar valores de resistência a flexão que variam de 70 MPa a 200 MPa, dependendo do processo de fabricação (PEREIRA; VASCONCELOS; ZAVAGLIA, 2006). Ensaio de flexão são os mais utilizados para determinar as propriedades mecânicas de vidros, cerâmicos e vitrocerâmicos, devido a sua normalmente baixa deformação na fratura. Os valores obtidos podem ser comparados aos valores de tração, pois a porção inferior da peça sob flexão sofre tração e é esta a região que primeiramente fratura. Portanto, os valores encontrados na simulação da placa de Anortita encontram-se bem abaixo do mínimo encontrado na literatura, de 70 MPa, sugerindo que suportará as tensões impostas durante o processo de cicatrização óssea, sem sofrer fratura.

Este comportamento pode ser confirmado com os resultados apresentados no trabalho de Cavalheiro, 2005, onde placas sem furos, confeccionadas em Anortita, foram implantadas em fêmures de coelhos de forma que uma das faces ficou colada ao osso. Durante 9 meses de ensaio, as placas permaneceram aderidas ao osso e intactas, mostrando que as tensões exercidas no local da implantação não foram suficientes para que a placa sofresse fratura.

A tensão mínima, distribuída na região central da placa é de 1,67 kPa.

Os quadros 5 e 6 mostram os testes de convergência para a força de tração aplicada para as placas em aço 316L e em vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente.

Quadro 5 - Análise de convergência para a simulação da placa em aço inox 316L sem furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (kPa)
4400	7799	99,97
4734	8496	168,44
5933	10729	239,30
5933	10729	239,30

Quadro 6 - Análise de convergência para a simulação da placa em Anortita sem furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (kPa)
4400	7799	91,97
4734	8496	163,89
5933	10729	242,77
5933	10729	242,77

As deformações em x, direção de aplicação da força de tração, são mostradas nas figuras 32 e 33 para a placa em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita sem furos, respectivamente.

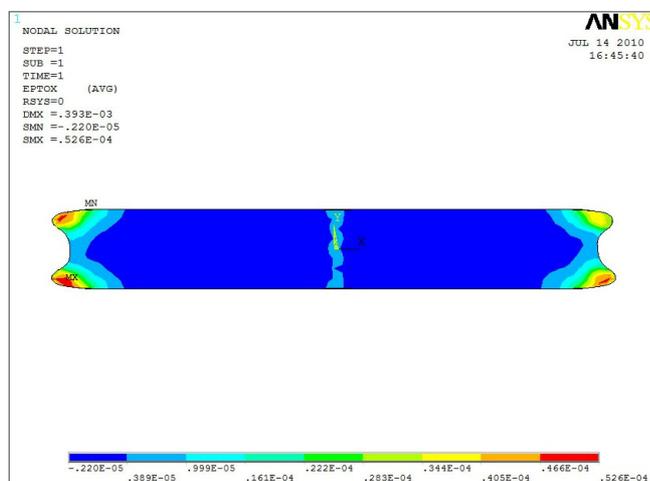


Figura 32 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, sem furos, com força aplicada de tração e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

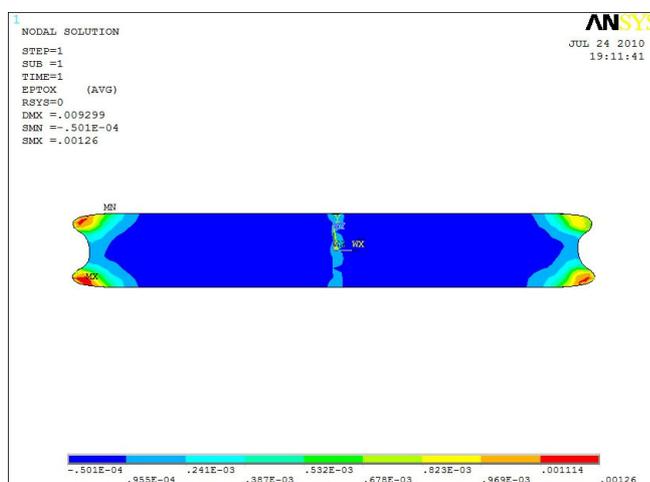


Figura 33 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, sem furos, com força de tração aplicada com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Na placa em aço, a deformação máxima sofrida foi de 0,0053%, nos cantos da placa, regiões onde as tensões também foram máximas. A menor deformação foi de 0,00022%.

Na placa em Anortita, o valor da deformação máxima encontrada, de 0,13%, foi superior ao encontrado de 0,0053% da placa em aço. Tanto na força de compressão como na força de tração sofrida pela placa sem furos, ou seja, sem concentradores de tensão, o aço 316L apresenta uma deformação menor do que a do vitrocerâmico Anortita, apesar desta ser mais rígida do que o aço.

A deformação mínima encontrada na região central da placa foi de 0,005% também maior que 0,00022%, encontrada no aço.

Se considerarmos que o critério utilizado de von Mises propõe que a falha do material ocorre por escoamento associado a valores críticos de deformação do material (BIGONI; PICCOLROAZ, 2004), o vitrocerâmico Anortita não poderá sofrer fratura com a baixa deformação encontrada.

#### **4.2 Placas estabilizadoras de fratura óssea com furos em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita**

As figuras 34 e 35 ilustram os resultados das tensões de von Mises, resultantes da força de compressão aplicada na placa estabilizadora de fratura em aço inoxidável 316L e vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente. Estes resultados são válidos para 1% de cicatrização óssea.

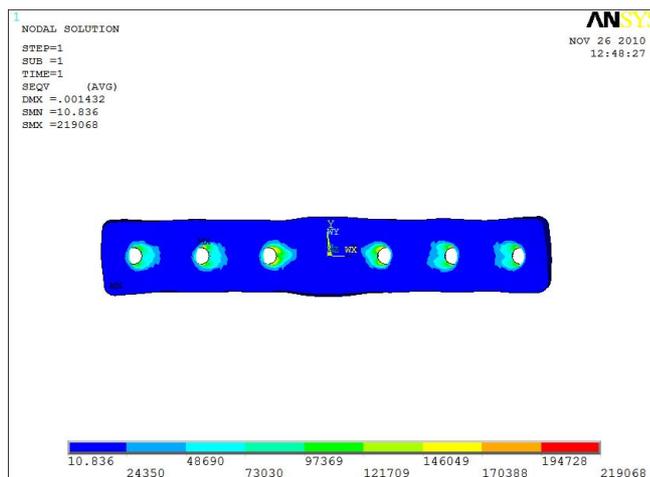


Figura 34 – Distribuição das tensões de compressão na placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos com 1% de cicatrização óssea. Total de 15540 elementos e 27089 nós.

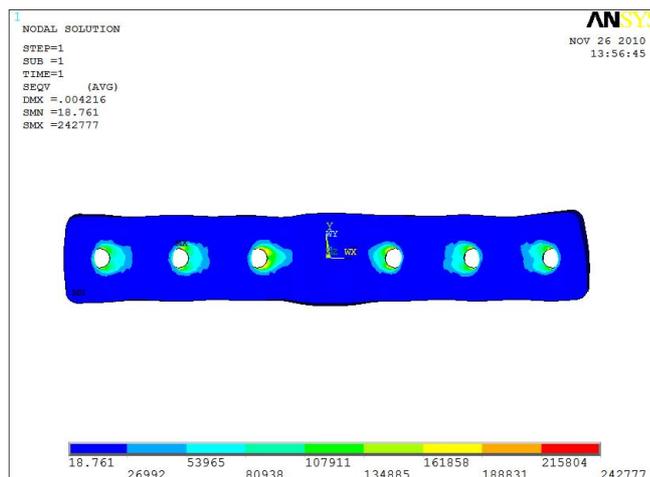


Figura 35 – Distribuição das tensões de compressão na placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos e com 1% de cicatrização óssea. Total de 15540 elementos e 27089 nós.

Na placa em aço, como esperado, os pontos de máxima tensão, 219,07 KPa, aparecem nos furos, pois estes são concentradores de tensão. Por este motivo, as placas estabilizadoras de fratura óssea, geralmente, apresentam início de fratura na região dos furos (AZEVEDO; HIPPERT, 2002). As demais regiões da placa apresentam tensões uniformemente distribuídas e a região central, por concentrar as forças de compressão de ambos os lados da placa, sofreu uma deformação exagerada. As tensões mínimas, 10,84 kPa, aparecem nas extremidades da placa.

Na placa em Anortita, os pontos de máxima tensão ocorreram nos furos, concentradores de tensão, e as mínimas tensões também nas extremidades da placa. O valor da tensão máxima encontrado foi de 242,78 KPa, muito próximo a 219,07 KPa apresentado no aço 316L.

A tensão mínima encontrada foi de 18,76 kPa, superior a 10,84 kPa encontrada no aço, comprovando o maior efeito que os concentradores de tensões exercem sobre a placa de vitrocerâmica quando comparado com a placa de aço.

Os quadros 7 e 8 mostram os testes de convergência para a força de compressão aplicada nas placas em aço 316L e vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente.

Quadro 7 - Teste de convergência para a simulação da placa em aço inox 316L com furos e tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (KPa)
8479	14963	89,85
10030	17701	106,06
15540	27089	219,07
15540	27089	219,07

Quadro 8 - Análise de convergência para a simulação da placa em Anortita com furos e tensão de compressão aplicada a 1% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (KPa)
8479	14963	114,40
10030	17701	129,03
15540	27089	242,77
15540	27089	242,77

As deformações em x, direção de aplicação da força de compressão, são mostradas nas figuras 36 e 37 para a placa em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente.

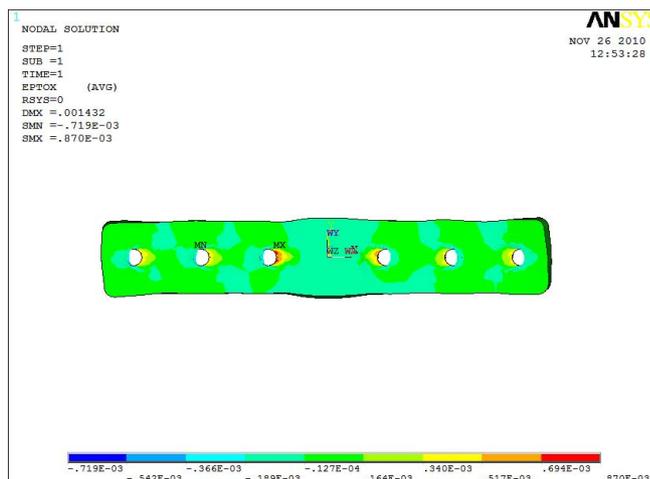


Figura 36 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos, com força aplicada de compressão com 1%, de cicatrização óssea.

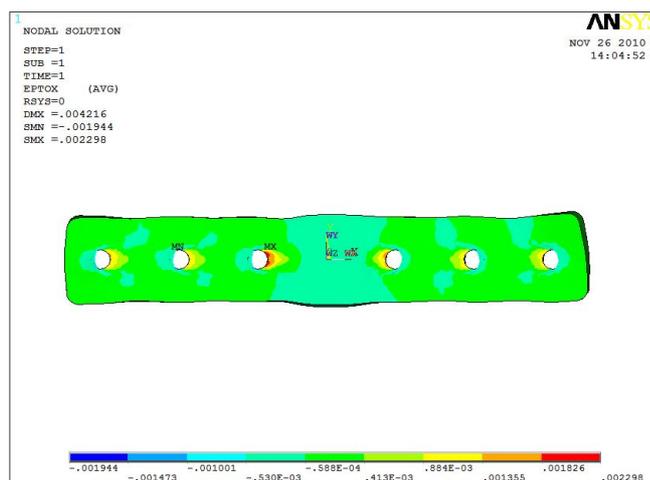


Figura 37 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos, com força aplicada de compressão com 1% de cicatrização óssea.

Na placa em aço, os pontos de máxima deformação, de 0,87%, aparecem ao redor dos furos, nos locais onde ocorreram as máximas tensões. Este valor está bem acima do encontrado na placa sem furos de 0,0053%. Este comportamento é esperado, pois os furos são concentradores de tensão e o início da fratura da placa pode ocorrer nos furos. A menor deformação encontrada foi de 0,72%.

Na placa em Anortita, a máxima deformação, de 0,230%, encontra-se também ao redor dos furos. Comparado à deformação máxima sem furos, pode-se

perceber que o acréscimo de furos aumenta sensivelmente a deformação, podendo levar a placa à fratura. A deformação máxima sob compressão da placa de aço com furos foi de 0,87%, inferior à encontrada na placa de Anortita. A menor deformação, encontrada nos furos foi de 0,194%.

As figuras 38 e 39 ilustram os resultados obtidos nas simulações, mostrando as tensões de von Mises para a placa de estabilização em Aço 316L e em vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente, resultantes da força de tração nas placas em 1%, 50% e 75% de cicatrização.

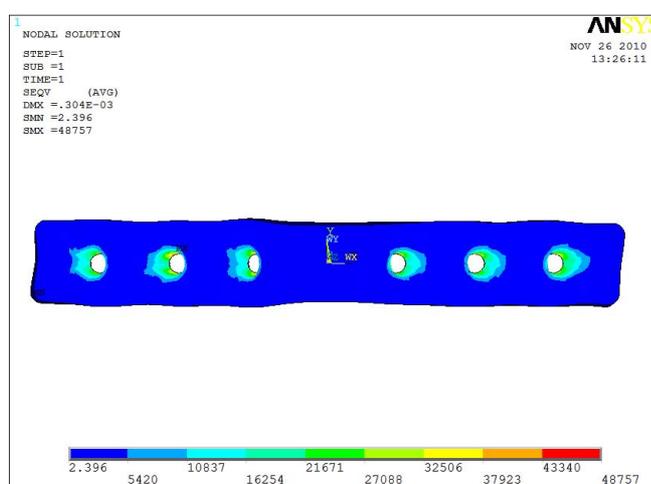


Figura 38 – Distribuição das tensões de von Mises da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 15540 elementos e 27089 nós.

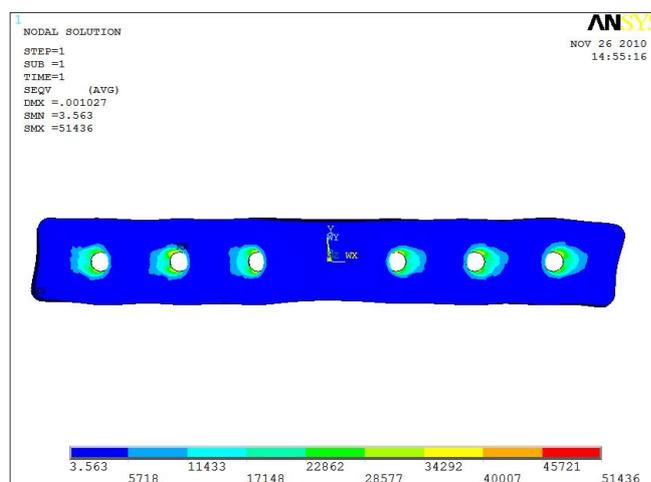


Figura 39 – Distribuição das tensões de von Mises na placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita com furos, com força de tração aplicada em 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea. Total de 15540 elementos e 27089 nós.

Nas placas em aço, o valor máximo de tensão, 48,76 kPa, aparece ao redor dos furos, que são considerados concentradores de tensão. Os pontos de mínima tensão, 2,40 kPa, estão distribuídos nas extremidades da placa.

O aço não sofre deformação plástica (deformação permanente) com esta tensão, pois, a tensão de escoamento do aço inox com essas propriedades é de 170 MPa (CALLISTER Jr., 2004), muito superior a sofrida neste caso.

Na placa em vitrocerâmico Anortita, a tensão máxima encontrada foi 51,44 kPa. Comparando-se este valor da tensão máxima nos furos com o encontrado no aço de 48,76 kPa, pode-se concluir que o Anortita é um pouco mais sensível aos furos do que o aço.

Da mesma forma que a placa sem furos, o valor máximo da tensão encontrada é bastante inferior a mínima encontrada na literatura, de 70 MPa (PEREIRA; VASCONCELOS; ZAVAGLIA, 2006), suficiente para provocar a fratura da peça.

A tensão mínima encontrada, distribuída nas extremidades da placa foi de 3,56 KPa.

Os quadros 9 e 10 mostram os testes de convergência para a força de tração aplicada nas placas em aço 316L e vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente.

Quadro 9 - Análise de convergência para a simulação da placa em aço inox 316L com furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (kPa)
8479	14963	21,88
10030	17701	24,74
15540	27089	48,76
15540	27089	48,76

Quadro 10 - Análise de convergência para a simulação da placa em Anortita com furos com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Número de elementos	Número de nós	Tensão máxima (KPa)
8479	14963	23,37
10030	17701	26,05
15540	27089	51,44
15540	27089	51,44

As deformações em x, direção de aplicação da força de tração, são mostradas nas figuras 40 e 41 para a placa em aço inox 316L e vitrocerâmico Anortita com furos, respectivamente.

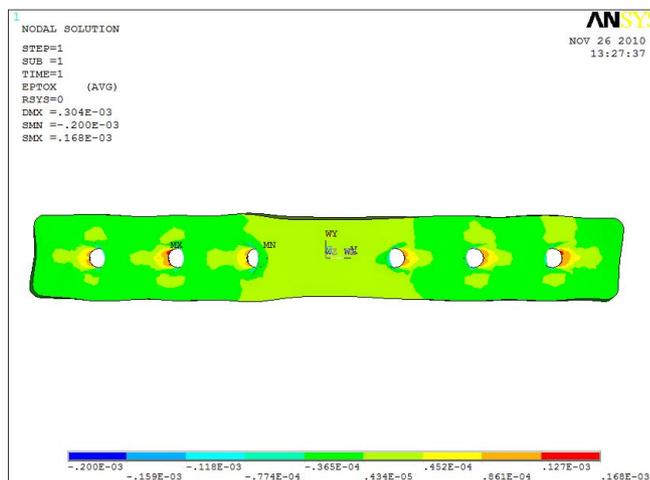


Figura 40 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em aço inoxidável 316L, com furos, com força aplicada de tração e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

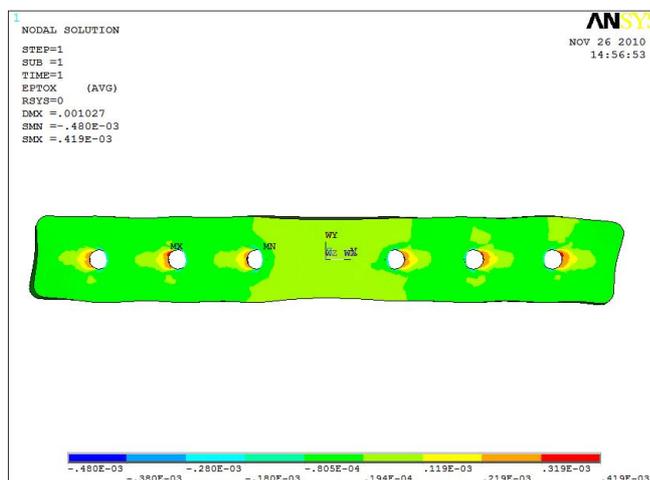


Figura 41 – Deformações em x da placa estabilizadora de fratura óssea em Anortita, com furos, com força aplicada de tração e com 1%, 50% e 75% de cicatrização óssea.

Na placa em aço, os pontos de máxima, 0,020%, e de mínima, 0,017%, deformação, aparecem ao redor dos furos. Este comportamento é esperado, pois as

tensões concentram-se nos furos, considerados para simulação, como parafusados inseridos no osso, e, portanto, onde a probabilidade de início de fratura é maior.

Para a placa em Anortita, o valor máximo da deformação encontrado foi de 0,048%, ao redor dos furos, superior a 0,020%, encontrado no aço. Novamente, o vitrocerâmico Anortita apresentou uma deformação maior do que a do aço 316L nas placas com furos. A deformação mínima encontrada foi de 0,042%.

Os avanços tecnológicos no processo de fabricação e na preparação dos materiais cerâmicos e vitrocerâmicos tem permitido, a estes materiais, sofrerem grandes deformações, antes da fratura, de cerca de 1,0% em uma taxa de  $1,3 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  até 390% com uma taxa de deformação de  $1 \text{ s}^{-1}$ , para as cerâmicas superplásticas (KIM *et al.*, 2001).

Como a Anortita é um vitrocerâmico fabricado sob condições controladas de temperatura de cristalização, pode-se esperar que uma deformação tão baixa quanto 0,048% não seja suficiente para provocar a fratura da placa, mesmo com a presença dos furos e sob forças de tração.

Além disso, tem-se registrado que o sucesso da resistência mecânica dos implantes está relacionado à sua capacidade de interagir com os tecidos vizinhos, formando uma interface com ligações fortes como ocorre nos materiais osteoindutores (THOMPSON; HENCH, 1998).

A Anortita, em experimento realizado com cultivo de células tronco, mostrou ser osteoindutora, o que garante a formação de uma forte ligação com o osso em processo de cicatrização, conferindo maior resistência mecânica depois do período determinado para o carregamento total, de acordo com os procedimentos médicos (SOUSA, 2010).

A fim de facilitar a comparação dos resultados, a tabela 1 apresenta as tensões máximas fornecidas pelas simulações e a tabela 2 as deformações máximas.

Tabela 1. Tensões máximas fornecidas pelas simulações nas placas em Anortita e em inox 316L sem e com furos.

Material	Tensão compressão placa sem furos	Tensão compressão placa com furos	Tensão tração placa sem furos	Tensão tração placa com furos
Anortita	1,21 MPa	242,78 KPa	242,77 KPa	51,44 KPa
Inox 316L	1,20 MPa	219,07 KPa	239,30 KPa	48,76 KPa

Tabela 2. Deformações máximas fornecidas pelas simulações nas placas em Anortita e em inox 316L sem e com furos.

Material	Deformação compressão placa sem furos	Deformação compressão placa com furos	Deformação tração placa sem furos	Deformação tração placa com furos
Anortita	0,63%	0,230%	0,13%	0,048%
Inox 316L	0,026%	0,87%	0,0053%	0,020%

## 5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo analisar a distribuição de tensão nas placas estabilizadoras de fraturas confeccionadas em vitrocerâmico Anortita e em Aço Inoxidável 316L, inteiras e perfuradas, através de simulação numérica no software ANSYS<sup>®</sup>, comparando os resultados para avaliar a possibilidade de utilização do vitrocerâmico Anortita na confecção de placa de redução de fratura óssea.

Comparativamente, os valores de tensão máxima e mínima encontrados foram bastante próximos apesar das diferenças nos módulos de elasticidade entre os dois materiais.

Para a geometria e as condições de contorno adotadas neste trabalho, para a placa sem furos e sob tração, que é a força mais crítica para os vitrocerâmicos, a Anortita alcançou o valor máximo de tensão de 242,77 kPa, próximo do valor de 239,30 kPa encontrado na placa de aço também sem furos. Com o acréscimo de 6 furos nas placas, a de Anortita apresentou tensão máxima de 51,44 kPa, contra 48,76 kPa apresentada pelo aço.

Estes valores estão bem abaixo do limite para a fratura dos vitrocerâmicos, informado pela literatura de 70 MPa. Além disso, a Anortita tem a vantagem de ser reabsorvível e, após cerca de 10 semanas, quando a carga completa é permitida, por ser osteoindutora, favorecerá o crescimento do tecido ósseo. Portanto, pode-se concluir que uma das aplicações possíveis para o biomaterial Anortita é na confecção de placas estabilizadoras de fraturas ósseas.

## 5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Os trabalhos subsequentes poderão contemplar:

- a) Simulação numérica das placas levando em consideração a sua interação com o osso ao qual serão fixadas e, neste caso, usando elementos de contato;
- b) Simulação numérica das placas a fim de analisar a influência das tensões em função da espessura e número de furos;
- c) Simulação numérica aplicando a força em função da distância do foco de fratura;
- d) Ensaio mecânico das placas com o objetivo de avaliar a diferença entre a resistência teórica e a prática das placas de Anortita.

## REFERÊNCIAS

ABUJETA G.J.L., MARTÍNEZ C.H. DE L., LEJARAZU D.M., LASARTE G.G. Reacciones alérgicas/inmunológicas a materiales empleados en Cirugía Ortopédica y Traumatología. I. Materiales internos. *Pat App Loc*, 2(2):114-125, 2004.

A.D.A.M. MedlinePlus, External Fixation Device. Disponível em: <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/18021.htm>>. Acesso em: 16 jul 2010.

ALBUQUERQUE H.P.C.; VIDAL P.C.; PITT E.; MARILTON J.; MIRANDA A.; RODRIGUES A. Tratamento das fraturas complexas da diáfise do fêmur com a haste intramedular de Küntscher e cerclagem. *Rev Bras Ortop*, 31(8):681-686, 1996.

APARECIDA A.H., GUASTALDI A.C., FOOK M.V.L. Desenvolvimento e caracterização de suportes porosos de polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM) para utilização como biomaterial para reposição e regeneração óssea. *Polímeros*, 18(4):277-280, 2008.

ASHIZUKA M., ISHIDA E. Mechanical properties of silicate glass–ceramics containing tricalcium phosphate. *J Mat Sc*, 32(1):185-188, 1997.

ASTM F382–99(2008), Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. *Annual Book of ASTM Standards*, vol.13, 2008.

AZEVEDO F. R. C., HIPPERT J. E. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: A necessidade de uma regulamentação adequada. *Cad. Saúde Pub*, 18(5):1347-1358, 2002.

BIGONI D., PICCOLROAZ A. Yield criteria for quasibrittle and frictional materials. *Int J Solids and Struct*, 41(11-12): 2855-2878, 2004.

CALLISTER Jr., W.C. *Fundamentals of Materials Science and Engineering*, e-text. New York: John Wiley & Sons, 2ª edition, 2004.

CARTER, B.J., *Computational Fracture Mechanics*, Cornell Fracture Group. Disponível em: <[www.cfg.cornell.edu](http://www.cfg.cornell.edu)>. Acesso em: 13 abril 2007.

CHYNOWETH, D.P. Biology for Engineers I, Skeletal System. Disponível em: <[http://www.agen.ufl.edu/~chyn/age2062/lect/lect\\_19/lect\\_19.htm](http://www.agen.ufl.edu/~chyn/age2062/lect/lect_19/lect_19.htm)>. Acesso em: 23 abril de 2008.

CRAIG, R. R.; KURDILA, A. J., Fundamentals of Structural Dynamics, 2. ed., John Wiley & Sons, 2006.

DELLA NINA M.I.; SCHMAEDECKE A.; ROMANO L.; FERRIGNO C.R.A. Comparação de osteossíntese com placa e osteossíntese com placa associada a enxerto de proteína morfogenética óssea em fratura bilateral distal de rádio e ulna em cão - Relato de Caso. Braz J Vet Res Anim Sci, 44(4):297-303, 2007.

DIEGO A.A.; dos SANTOS C.; LANDIM K.T.; ELIAS C.N. Characterization of ceramic powders used in the in Ceram systems to fixed dental Prosthesis. Mat Res, 10(1):47-51, 2007.

FERNANDES B.L.; COLPO, J.C; MANFFRA, E.F; NOHAMA, P. Biocompatible glassceramic applied in drug release system. Rev Bras Eng Biom, 24(1):33-37, 2008.

FERNANDES B.L.; MORAES G.C.; BORGERT J. A. Utilização da modelagem numérica em engenharia biomédica – folheto de válvula cardíaca. XX CBEB, Águas de São Pedro, São Paulo, 2006.

FERNANDES H.J.A.; REIS F.B. dos; CHRISTIAN R.W.; COLLEONI J.L.; TUCCI NETO P. Tratamento de fraturas diafisárias instáveis do fêmur pelo método de placa em ponte. Rev Bras Ortop, 33(6):417-425, 1998.

GANESH, V.K., RAMAKRISHNA, K., DHANJOO, G. N. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. Biomed Eng On Line, 4(46):1-15, 2005.

GARCIA M. J., DOBLARÉ M., New Trends In Computational Methods Applied To The Design Of Prostheses And Implants. Disponível em: <[www.ifrath.univ-metz.fr/IMG/pdf/aznar.pdf](http://www.ifrath.univ-metz.fr/IMG/pdf/aznar.pdf)>. Acesso em 11 de dezembro de 2008.

GIERTZ, S.H; FERNANDES, B.L.; FERNANDES, C.R.; FRANCO, C.R.C. Metallic Ions in Organs of Rats Injected with Metallic Particles of Stainless Steel 316L and Ti6Al4V Alloy. Mat Res. 13(1), 2010 (em impressão).

GUIMARÃES T.A.; de ARAÚJO R.; LANGONI A.M.; de OLIVEIRA S.A.G. Simulação do processo de hidroconformação por elementos finitos aplicada ao processo de expansão de stents para angioplastia. 4<sup>o</sup> COBEF - Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, Águas de São Pedro, SP, 2006.

HAYASAKI C. L.; SOUSA E.A.C. Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos. XIII SIMPEP - Bauru, SP, de 06 a 08 de novembro, 2006.

CARVALHO H. B. B. L. Estudo da Biocompatibilidade e Tempo de Degradação do Vitrocerâmico de Anortita, Dissertação, Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde - PPGTS, PUCPR, 2005.

HOPPENFELD S., VASANTHA, L.M., Tratamento e reabilitação de fraturas, Manole, São Paulo, 2001.

ISO 5832-1 (1999): Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel, 1999.

JADER S.M.; AVELINO M.S.D. Avaliação do comportamento mecânico de um compósito vitrocerâmico via método dos elementos finitos. Nono Simpósio de Mecânica Computacional, São João Del-Rei, MG, de 26 a 28 de maio de 2010.

KIM B.-N.; HIRAGA K.; MORITA K.; SAKKA Y. A high-strain-rate superplastic ceramic. *Nature*, 413(20):288-291, 2001.

MORAES G.C. Abordagem Numérico-Computacional do Folheto da Válvula Aórtica Utilizando o Método dos Elementos Finitos, Dissertação, Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica – PPGEM, PUCPR, 2005.

MOYSÉS J.M.; LICHTENFELS E.; BARBOSA F.; SEGABINAZZI D.; LICHTENFELS P. Estudo dos tipos mais comuns de fraturas ósseas ocasionadas por acidentes automobilísticos que dão entrada em Serviço de Emergência. *J Bras Med*, 79(3):69-73, 2000.

OLIVEIRA F. M. B, PAROLIN K. F. M., TEIXEIRA V. E, Trauma Atendimento Pré-Hospitalar, Editora Atheneu, São Paulo – 2002.

SCHATZKER, T., TILE M., Tratamento Cirúrgico das Fraturas, Revinter, São Paulo, 2<sup>a</sup> edição, 2002.

SOARES A.C.C.; FREIRE J.L. de F.; CUNHA F.J.C.S. Efeito da espessura nos fatores de concentração de tensão em barras sob tração, 6ª Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos, VII SAET – Simpósio de Análise Experimental de Tensões. Salvador, BA, agosto, 2002.

SOUZA J. A. G. Estudo da capacidade osteogênica do vitrocerâmico anortita em cultura de células-tronco mesenquimais humanas, Dissertação, Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde - PPGTS, PUCPR, 2010, 67p.

PEREIRA M. de M.; VASCONCELOS W.L.; ZAVAGLIA C.A. de C. Materiais cerâmicos – ciência e aplicação como biomateriais. Biomateriais – Fundamentos e Aplicações, Cap. 3, Ed. Cultura Médica, Rio de Janeiro, RJ, p. 71-74, 2006.

THOMPSON I.D.; HENCH L.L. Mechanical properties of bioactive glasses, glass-ceramics and composites. Proc Instn Mech Engrs, 212, Part H:127-136, 1998.

VOLKMER T.M.; dos SANTOS L.A. Influência do tempo de indução nas propriedades de hidroxiapatita porosa obtida por gelcasting de espumas. Cerâmica, 53:429-435, 2007.

WRIGGERS P., Nonlinear Finite Element Methods, Springer, 2008.

YOUN M-H, LIM Y-M, GWON H-J, AN S-J, NHO Y-C. Fabrication of a HDPE/BCP Hybrid Bone Plate. Appl Chem, 12(1):25-28, 2008