

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

JÚLIO DE MESQUITA FILHO

Faculdade de Engenharia

Campus Bauru

Mestrado em Engenharia Mecânica

**Modelagem e análise de tensão em estrutura óssea com
implante metálico, através do Método dos Elementos
Finitos**

Cláudio Luís Hayasaki

Orientador: Edson A Capello Sousa

2007

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

JÚLIO DE MESQUITA FILHO

Faculdade de Engenharia

Campus Bauru

Mestrado em Engenharia Mecânica

**Modelagem e análise de tensão em estrutura óssea com
implante metálico, através do Método dos Elementos
Finitos**

Cláudio Luís Hayasaki

Orientador: Edson A Capello Sousa

Monografia apresentada para obtenção do título de
Mestre em Engenharia Mecânica

2007

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que contribuíram de forma direta ou indireta ao cumprimento desta tese, em especial ao professor orientador doutor Edson Antonio Capello Sousa por todo apoio cedido, e também a Deus, ao suporte dado por minha família e noiva, ao professor doutor César Antunes de Freitas da FOB (USP), ao doutor Aparício Fiúza Dekon pela tese que foi cedida para obtenção dos dados experimentais, aos amigos do Mestrado pelo companheirismo e cooperação.

Sumário

Capa

Agradecimentos.....	i
Lista de Figuras.....	ii
Abstract.....	iii
Resumo.....	iv
1 Introdução.....	1
2 Objetivos.....	4
3 Revisão Bibliográfica.....	
3.1 Considerações preliminares.....	14
3.2 Dos testes mecânicos, biomecânicos e biológicos.....	19
3.3 Dos estudos clínicos.....	20
3.4 Elementos Finitos aplicados à Biomecânica.....	21
4 Materiais e Métodos	
4.1 Descrição do Método Experimental.....	29
5 Modelagem Computacional	
5.1 Definição da geometria.....	44
5.2 Definição de Propriedades do material.....	50
5.3 Definição das malhas de elementos finitos.....	52
5.4 Condições de carregamento.....	54
6 Resultados e Discussões	
6.1 Dados experimentais e resultados numéricos.....	58
6.2 Grupo GNO x Grupo GO.....	63
6.3 Grupo 3 Análise do Grupo GSI.....	65
6.4 Grupo 4 Análise do Grupo GNO.....	68
6.5 Grupo 5 Análise do Grupo GO.....	72

7 Conclusão.....	78
8 Referências Bibliográficas.....	80
9 Glossário.....	88

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

FIGURAS

- 3.1 Representação esquemática do espécime preparado para o teste de cisalhamento por compressão
- 3.2 Teste de flexão por 3 pontos segundo MATILLA (2000)
- 3.3 Representação esquemática do teste de flexão por 3 pontos em (a) e a malha obtida pela análise por elementos finitos, em (b), resultante do programa desenvolvido por PATZÁK; JIRÁSEK⁴⁷ (2001)
- 3.4 Crânio modelado por LAPEER e PRAGER (2000)
- 3.5 Modelo de Elementos Finitos da tíbia proximal com um implante triangular segundo SIMON(2003)
- 3.6 Modelo tridimensional do dente/prótese feito por Lin (2003)
- 3.7 Tensões de Von Mises para um modelo de tíbia sem platô, MULLER-KARGER (2004)
- 3.8 Malha de elementos finitos para metacarpo humano, segundo BARKER (2005)
- 3.9 Modelos de estruturas internas de juntas feitas por BEILLAS(2004)
- 5.1 Área exposta cirurgicamente do tecido ósseo
- 5.2 Aparelho para preparo dos nichos ósseos
- 5.3 Ilustração do quadro existente no momento imediatamente após a perfuração com broca esférica ter sido concluída
- 5.4 Ilustração do quadro existente no momento imediatamente após a perfuração com broca cilíndrica ter sido concluída
- 5.5 Broca-piloto usada para alargar o orifício ósseo de 2,0 para 3,0 mm
- 5.6 Vista da broca cilíndrica de 3,0 mm de diâmetro, no momento imediatamente após sua remoção do orifício
- 5.7 Aspecto da broca escareadora, imediatamente após o seu uso
- 5.8 Broca macho de tarraxa, antes de seu uso
- 5.9 Embalagem do implante utilizado nesta pesquisa e logomarca do respectivo fabricante
- 5.10 Aspecto do implante adequadamente embutido, após dele removido o montador

- 5.11 Aspecto da sutura muscular sendo efetuada com fio de poliglactina 910
- 5.12 Aspecto do tecido cutâneo, já suturado
- 5.13 Aspecto da tíbia referida no texto, com as setas indicando as calosidades ósseas exuberantes
- 5.14 Aspecto radiográfico da tíbia da figura anterior, com osso neoformado
- 5.15 Tíbia esquerda hígida do coelho nº 17, com a demarcação efetuada com lápis-cópia, na forma referida no texto
- 5.16 Imagem radiográfica da peça mostrada na figura anterior
- 5.17 Esquema do suporte das tíbias, descrito no texto, com detalhes contidos nos círculos e todas as dimensões expressas em milímetros
- 5.18 Vista frontal do suporte das tíbias (com os detalhes já referidos na figura anterior), em cuja base foi traçada, a linha média
- 5.19 Uma tíbia com implante, posicionada no suporte. A linha pontilhada horizontal ilustra o nivelamento da face ventral da tíbia e a vertical mostra o alinhamento do implante com a marca de referência da base
- 5.20 Vista da ponteira, com o detalhe da concavidade em sua extremidade
- 5.21 Uma tíbia hígida sobre o suporte, pronta para ser ensaiada
- 5.22 Tíbia direita, com implante osseointegrado, do coelho nº 17, antes de seu ensaio
- 5.23 Tíbia esquerda do coelho nº 2, imobilizada no suporte de acrílico pelas presilhas, com o implante já fixado
- 5.24 Detalhe da figura anterior, mostrando o local de inserção do implante
- 5.25 Aspecto da tíbia esquerda do coelho nº 2 já posicionada para o ensaio
- 5.26 Aspecto da tíbia direita do coelho nº 2 já posicionada para o ensaio
- 5.27 Foto das tíbias demarcadas a cada 5 milímetros
- 5.28 Modelagem de estruturas ósseas, criação da geometria
- 5.29 Região de osseointegração na estrutura óssea
- 5.30 Modelo com áreas e volumes gerados
- 5.31 Geometria do modelo sem implante
- 5.32 Geometria do modelo com implante não osseointegrado
- 5.33 Geometria do modelo com implante osseointegrado
- 5.34 Gráfico mostrando a distinção de materiais (osso cortical-verde, osso medular-roxo, implante-vermelho)
- 5.35 Gráfico mostrando a distinção de materiais (osso cortical-verde, osso medular-azul, implante-vermelho, osseointegração-esfera-verde)

- 5.36 Elemento Solid 92 de 10 nós
- 5.37 Malha do Grupo GSI
- 5.38 Malha do Grupo GNO
- 5.39 Malha do Grupo GO
- 5.40 Detalhe da malha do Grupo GO
- 5.41 Restrições e carregamento Grupo GSI F66
- 5.42 Restrições e carregamento Grupo GNO
- 5.43 Restrições e carregamento Grupo GSI F54
- 5.44 Restrições e carregamento Grupo GO
- 6.1 Grupo GSI carga 66.03 kgf
- 6.2 Grupo GNO carga 37.06 kgf
- 6.3 Grupo GSI carga 66.03 kgf
- 6.4 Grupo GNO carga 37.06 kgf
- 6.5 Grupo GSI carga 66.03 kgf
- 6.6 Grupo GNO carga 37.06 kgf
- 6.7 Grupo GSI carga 54.76 kgf
- 6.8 Grupo GNO carga 67.99 kgf
- 6.9 Grupo GSI carga 54.76 kgf
- 6.10 Grupo GNO carga 67.99 kgf
- 6.11 GSI carga 54.76 kgf
- 6.12 GNO carga 67.99 kgf
- 6.13 GNO estrutura completa
- 6.14 GO estrutura completa
- 6.15 GNO Intensidade de tensões
- 6.16 GO Intensidade de tensões
- 6.17 GNO – Intensidade de tensões
- 6.18 GO – Intensidade de tensões
- 6.19 Fotografia da tíbia do coelho de número 15 do Grupo Osseointegrado e respectiva imagem radiográfica
- 6.20 Fotografia da tíbia do coelho de número 6 do Grupo Não-osseointegrado e respectiva imagem radiográfica
- 6.21 Grupo GSI - Intensidade de tensões
- 6.22 Grupo GSI – Tensões Von Mises
- 6.23 Grupo GSI (Osso cortical) Von Mises

- 6.24 Grupo GSI (Osso medular) Von Mises
- 6.25 Grupo GSI (detalhe do osso cortical)
- 6.26 Grupo GSI (detalhe do osso medular)
- 6.27 Análise de Tensões - Intensidade (Grupo GNO)
- 6.28 Tensões de Von Mises (Grupo GNO)
- 6.29 Detalhe da região inferior do osso cortical (Von Mises)
- 6.30 Detalhe da região inferior do osso medular (Von Mises)
- 6.31 Detalhe da região do implante (Von Mises)
- 6.32 Implante (Tensões de Von Mises)
- 6.33 Análise de tensões- Intensidade (Grupo GO)
- 6.34 Tensões de Von Mises (Grupo GO)
- 6.35 Zoom no modelo do grupo osseointegrado (Intensidade de tensões)
- 6.36 Zoom da região de osseointegração (Grupo GO)
- 6.37 Tensões de Von Mises para o osso cortical
- 6.38 Tensões de Von Mises para o osso medular
- 6.39 Zoom da região inferior do osso medular (Grupo GO)
- 6.40 Zoom da região inferior do osso cortical
- 6.41 Região do implante (Tensões de Von Mises)
- 6.42 Implante – Tensões de Von Mises

TABELAS

- 1 Propriedades dos materiais aplicados no modelo numérico.
- 2 Carregamento aplicado nos 4 casos
- 3 Grupo com implante não osseointegrado
- 4 Grupo com implante osseointegrado

ABSTRACT

The goal of this paper was to simulate through the Finite Element Method, the bone structure of rabbits (tibia), when subjected to a determined static transversal loading, and validate the numerical model obtained in the software Ansys. The mechanical behaviour of biomechanical structures, as tibia, femur, bones in general, are too much similar as mechanical structures, for example beams, bars, pipes, bridges, trusses, and so on. There were several difficulties in generating the three-dimensional model; we can numerate them. The first was to build the model exactly with all the irregular surfaces. For solve this problem, we measured along the length of the tibia for each five millimeters, beginning on the position of the implant. The second difficulty was to separate different materials that constitute the body of the bone, for instance, the cortical bone and the medular bone, as well as the region of implant of titanium. We differentiate the regions where each type of bone occurs, including the osseointegrated region. The third difficulty was to represent the load that acted over the bone structure. We adopt the load as a distributed pressure located over the region of the implant. The finite element model was simulated by Ansys software, where was applied tetrahedrals elements. For validating the model, the results were checked with the bibliography revision. We compare the results of intensity of maximal stress generated by the model with the maximal stress obtained experimentally. We conclude that was a reasonable approach, considering the accuracy of the constructed model.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi simular pelo método dos Elementos Finitos a estrutura óssea de coelhos (tíbia), quando sujeita a uma determinada carga transversal estática, e validar o modelo numérico obtido no software Ansys. O comportamento mecânico de estruturas biomecânicas, tais como tíbia, fêmur, ossos em geral, são muito similares a estruturas mecânicas, por exemplo vigas, barras, tubos, pontes, treliças, e outros. Houve algumas dificuldades em gerar o modelo tridimensional; pode-se numerá-las. A primeira foi construir o modelo exatamente com todas as superfícies irregulares. Para resolver este problema, mediu-se ao longo do comprimento da tíbia a cada 5 milímetros, começando na posição do implante. A segunda dificuldade foi separar materiais distintos que constituem o osso, por exemplo, osso cortical e osso medular, bem como o da região do implante de titânio. Diferenciou-se as regiões onde ocorrem cada tipo de osso, incluindo a região osseointegrada. A terceira dificuldade foi representar a carga que agiu sobre a estrutura óssea. Adotou-se a carga como uma pressão distribuída que agiu sobre a região do implante. A quarta dificuldade foi adaptar e reconhecer os termos da bioengenharia, que representam novidades para os engenheiros mecânicos e para os engenheiros em geral. O modelo de elementos finitos foi simulado pelo software Ansys, onde foram aplicados elementos tetraédricos. Para validar o modelo, os resultados foram checados com a revisão bibliográfica. Foram comparados os resultados de tensões máximas geradas pelo modelo com as tensões máximas obtidas experimentalmente. Concluiu-se que a aproximação foi satisfatória, considerando a precisão do modelo construído computacionalmente.

1 INTRODUÇÃO

Pesquisas envolvendo engenharia e medicina vem se desenvolvendo com muita rapidez e interesse nas últimas décadas. A evolução dos sistemas computacionais, bem como os softwares pertinentes contribuíram muito para a interface entre essas áreas.

Nesse contexto, a simulação por elementos finitos vem se destacando quando envolve principalmente a utilização de implantes em regiões ósseas, como mandíbulas humanas e ossos (fêmur, tíbia, úmero), órgãos (coração, pélvis, quadril) e mesmo o crânio já foram estudados.

Na medicina as aplicações de engenharia computacional têm diversas finalidades, como por exemplo, no auxílio em cirurgias controladas com precisão, no mapeamento de imagens médicas identificando possíveis problemas estruturais em tecidos, na avaliação de esforços em estruturas ósseas e próteses, na análise estatística de procedimentos clínicos, entre outras aplicações.

Desde as primeiras pesquisas de BRANEMARK (1969), a implantodontia pode ser considerada uma das especialidades que mais tem se desenvolvido dentro da Odontologia, principalmente depois da introdução dos chamados implantes osseointegráveis de titânio.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido uma das ferramentas da engenharia com maior potencial nessas aplicações biomecânicas, principalmente onde o método invasivo para aplicação de implantes é inacessível ou mesmo improvável de ser aplicado.

Em princípio a aplicação do MEF para solução de problemas estruturais em próteses é apropriada, pois as análises de uma estrutura de prótese podem ser desenvolvidas de forma semelhante às avaliações feitas em análises de tensões de estruturas mecânicas.

Por outro lado, alguns problemas inerentes ao processo de construção do modelo de Elementos Finitos trouxeram dificuldades na análise. O uso de termos médicos e odontológicos tornou custoso o entendimento técnico na elaboração da dissertação e na compreensão dos textos. Outro problema importante é a criação do modelo com formas muito complexas, ou seja, que contenham descontinuidades ou superfícies bem irregulares. A precisão da análise é melhor quanto mais próxima o modelo se aproxima

da estrutura real. O modelo do conjunto biomecânico osso e prótese, por exemplo pode ser dividido em duas partes distintas, ou seja, a prótese propriamente dita e a região do osso onde a prótese está instalada.

As modelagens de estruturas mecânicas podem ser feitas em modelos bi e tridimensionais. Com o aprimoramento dos aplicativos de análise por Elementos Finitos, muitos casos passaram a ser avaliados através de modelos tridimensionais, os quais são muito mais eficientes e próximos das condições físicas reais. Nas avaliações tridimensionais procuram-se soluções que são difíceis de serem representadas e interpretadas em modelos bidimensionais. Em muitos casos, pode-se incluir mais detalhes do problema biomecânico quando são utilizados modelos tridimensionais.

Em relação às dificuldades em avaliar as condições ósseas de cada paciente, muitas análises concentram-se na própria prótese. Avaliam-se a disposição dos implantes, características da infra-estrutura e dimensões dos componentes mecânicos da prótese.

É importante observar que os modelos tridimensionais viabilizam a análise do conjunto estrutural por completo e permitem observar as solicitações que ocorrem simultaneamente em todos os componentes da prótese. Nessas avaliações pode-se verificar a distribuição de tensões entre cada componente da prótese ou a interação entre eles.

Face a esta dificuldade em incluir as análises da estrutura óssea, observa-se na bibliografia um grande esforço na determinação das características físicas da região óssea. Porém, algumas dificuldades permanecem para a determinação das características físicas da região do osso no que se refere à sua geometria. Tem-se a necessidade de utilização de procedimentos específicos para construir o modelo geométrico do osso. Novamente, os recursos computacionais existentes podem ser aplicados para facilitar as tarefas de determinação das características ósseas. As técnicas de reconstrução de imagens tridimensionais e geometria computacional podem ser consideradas os mais atuais destes procedimentos. Com eles pode-se obter uma aproximação da forma geométrica do osso a fim de constituir o modelo de Elementos Finitos que será analisado em conjunto com o modelo da prótese.

No desenvolvimento de produtos biomecânicos, como por exemplo próteses médicas, deve-se ter sempre em mente a importância da simulação e modelagem de tais produtos, pois permitem a avaliação do comportamento estrutural dessas próteses quando substituem a função de uma parte do organismo. A modelagem e simulação

permitem uma análise detalhada e validação do elemento proposto, permitindo uma possível otimização no projeto da prótese a ser fabricada.

Usando estudo feito por DEKON (2004) em sua tese de Doutorado, o objetivo deste presente trabalho foi validar o modelo geométrico pelo método dos elementos finitos, usando o software ANSYS (ANSYS INC.), e comparar com os resultados obtidos experimentalmente das tíbias utilizadas no ensaio de flexão por três pontos do citado autor. Com isso, através da simulação pelo ANSYS, concluiu-se que foi eficaz o ensaio de flexão utilizando as tíbias de coelhos.

A avaliação e desenvolvimento desses produtos biomecânicos necessitam de análises estruturais e modelagens para avaliar sua resistência mecânica, principalmente quando submetidas a esforços externos. Neste trabalho é feita a validação do modelo de uma estrutura óssea, onde se pode verificar o comportamento estrutural de um osso que recebeu um implante cirúrgico. Verifica-se assim a capacidade do modelo computacional de Elementos Finitos, em representar o comportamento biomecânico da estrutura óssea. Uma tíbia de coelho foi utilizada para representar a estrutura óssea, e o comportamento estrutural do osso foi verificado, quando este é submetido a um carregamento transversal.

No Capítulo 2, Revisão Bibliográfica, foi feita uma consideração preliminar, descrevendo a aplicação dos Elementos Finitos à Biomecânica. Já no Capítulo 3, os objetivos do trabalho foram dimensionados. No Capítulo 4, Materiais e Métodos, fez-se um relato sobre o procedimento experimental realizado por DEKON (2004). A descrição da Modelagem Computacional no ANSYS foi realizada no Capítulo 5, onde as propriedades do material e as condições de carregamento foram definidas, como também a programação no software citado. No Capítulo 6, Resultados e Discussões, validou-se o modelo computacional através da comparação com os resultados numéricos e também foi descrito cada um dos quatro grupos que compuseram as análises de tensões. Finalmente no Capítulo 7, Conclusão, foi descrita a revisão dos resultados do trabalho. Para complementar a dissertação foi realizada no Capítulo 8 as Referências Bibliográficas e um Glossário, que compõe o Capítulo 9, onde se pode elucidar os termos médicos e de engenharia.

2 OBJETIVOS

Das discussões anteriores, verifica-se a grande importância e o potencial de análise dos modelos de elementos finitos. Existem casos representando, através de simulação, diversos membros do corpo humano tais como crânio, mandíbula, dentes, ossos (fêmur, tíbia, humero, etc), quadril, ombro, espinha cervical, dentre outros.

Entretanto, os modelos devem ser validados através dos resultados experimentais ou clínicos. É sempre importante validar os modelos, pois isto permite maior precisão na representação do modelo biomecânico real.

Neste trabalho foi desenvolvido um modelo de estrutura óssea representada por uma tíbia de coelho, submetida a um carregamento transversal e fixada a um suporte conforme descrito no capítulo Materiais e Métodos, através de duas presilhas e uma resina, posteriormente caracterizadas.

Para validação do modelo numérico, os resultados da simulação computacional foram comparados com os resultados experimentais, obtidos por DEKON (2004) em sua tese de Doutorado. O objetivo é validar o modelo numérico, e chegar a uma aproximação dos resultados obtidos nos grupos osseointegrado e não-osseointegrado, através do auxílio computacional pelo Ansys, para analisar as tensões na estrutura óssea.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Subdividiu-se este item em quatro seções, a saber. Considerações preliminares, relatam uma breve introdução sobre a pesquisa de implantologia; dos testes mecânicos, biomecânicos e biológicos, descreve uma cronologia dos testes realizados in campo; dos testes clínicos, relata alguns casos de experimentos obtidos com sucesso em pacientes e finalmente, elementos finitos aplicados a Biomecânica, discorre sobre o método matemático que é muito difundido em Engenharia Biomédica, Medicina e Odontologia e que possibilita a construção de modelos para simular casos verídicos de progressão de doenças, prevenção de doenças, projetos de implantes e próteses, como stents, parafusos de liga, órgãos humanos ou parte deles.

3.1 Considerações preliminares

Uma característica da espécie humana é a busca pela reabilitação protética, tanto em casos nos quais os dentes foram perdidos por doenças ou traumatismos, como em agenesias.

RESENDE (1993) afirmou que os povos maias, nos primórdios do século VIII, foram os primeiros a utilizar implantes dentários aloplásticos.

Por estar baseada em estudos experimentais conduzidos por longos períodos, o que possibilita resultados mais previsíveis, a moderna Implantologia deu um grande salto com as pesquisas desenvolvidas pelo professor sueco Per-Ingvar Branemark, que assim iniciou a chamada “era da osseointegração”.

Ainda segundo RESENDE, tal mecanismo de fixação foi descoberto, entre os anos 50 e 60 por Branemark, o qual então desenvolvia pesquisas acerca da micro-circulação sanguínea e cicatrização em tecido ósseo através de microscopia vital. Nesta técnica, uma estrutura de titânio, inserida cirurgicamente na metáfise tibial de coelhos, serviu como suporte para fixação de uma câmera de observação, permitindo que a luz fosse transmitida através de uma fina camada de tecido até um microscópio, quando mudanças circulatórias e celulares foram estudadas com o animal ainda vivo. O que tornou Branemark notável foi a observação de que a estrutura de titânio, com o passar do tempo, prendia-se com grande tenacidade ao osso circunjacente, fato que chamou de

“osseointegração”, levando-o a considerar a possibilidade de utilizar o mecanismo de fixação na Odontologia e Ortopedia.

Uma vez que a literatura que versa sobre o assunto é muito ampla, tentou-se enumerar os mais representativos que pudessem contribuir de alguma maneira no embasamento e desenvolvimento do experimento aqui descrito.

3.2 Dos testes mecânicos, biomecânicos e biológicos

O trabalho de BRANEMARK *et al* (1969), é considerado um dos primeiros a divulgar resultados experimentais com implantes dentários de titânio, em forma de parafuso. Os autores realizaram a pesquisa em cães cujos dentes posteriores haviam sido extraídos e, após a reparação óssea, os rebordos remanescentes foram preparados para receber parafusos de titânio com 4 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Tais implantes foram mantidos sem carga de 3 a 4 meses, período este considerado de cicatrização. Apesar dos animais terem sido submetidos à higiene oral apenas duas vezes ao ano, durante um acompanhamento por 10 anos, os autores verificaram uma grande estabilidade dos implantes e das próteses. Após o sacrifício dos cães, os pesquisadores relataram que cada prótese foi capaz de suportar carga de até 100 kg na mandíbula.

KARAGIANES *et al* (1974) inseriram implantes endósseos porosos de liga de titânio e de cerâmica em alvéolos de dentes recém-extraídos ou já reparados na região de pré-molares de porquinhos da Índia. No total, foram aplicados 76 implantes em 16 animais, sacrificados após 4, 5, 8 e 12 meses. Os autores realizaram exames histológicos em peças não descalcificadas e testes mecânicos de resistência ao cisalhamento. Dos 41 casos osseointegrados com implante de titânio, em 39 houve crescimento ósseo para o interior dos poros, sem resposta inflamatória evidente, não havendo diferenças significativas entre alvéolo fresco e cicatrizado. Com relação aos testes de cisalhamento, os implantes de titânio tiveram melhor desempenho do que os cerâmicos, independente do tipo de alvéolo. O desempenho inferior dos casos reabilitados com implantes cerâmicos foi atribuído à menor resistência dos poros superficiais.

BRANEMARK (1983), publicou artigo contendo uma breve revisão das várias investigações que levaram à aplicação clínica dos implantes de titânio osseointegráveis. Descreveu as primeiras experiências para estudo da reparação óssea após traumas utilizando câmaras ópticas por transiluminação de pequenas áreas na fíbula de coelhos.

A rígida incorporação do osso sobre o metal titânio levou o autor a sugerir o uso deste material para fixação de enxertos ósseos autógenos e o desenvolvimento de implantes em forma de parafuso para reabilitação de rebordos desdentados.

LINDER *et al* (1983) efetuaram análise da interface osso-implante por meio de microscopia eletrônica por transmissão de dez fixações feitas de polycarbonato, cobertas com uma camada de 120-250 μm de espessura de titânio puro, inseridas na metáfise tibial de 5 coelhos. Após 12 semanas, os autores observaram que os implantes estavam com osso vital e maduro justaposto à sua superfície sem interposição de tecido mole. Os autores concluíram que o trabalho contribuiu na definição da anatomia da interface e indicação do titânio como um dos materiais de escolha na implantodontia osseointegrada.

JOHANSSON e ALBREKTSSON (1987) publicaram artigo relatando resultados obtidos após a inserção de implantes de titânio em tíbias de coelho. Após 3 semanas, 1, 3, 6 e 12 meses, a média de torque necessário para a remoção foi de 10, 16,8, 68, 77,6, e 88 Ncm, respectivamente. O estudo morfológico das peças demonstrou que existiu um gradual aumento de osso em contato direto com a superfície implantar em função do tempo de observação. Concluíram que o estudo indicou a importância de período sem carga sobre o implante para a osseointegração ocorrer sem a formação de tecido fibroso na interface.

Em trabalho de doutoramento, REZENDE (1991) estudou por meio de análise histomorfométrica computadorizada e teste de remoção por torque de parafusos de titânio após 3, 6 e 12 semanas da implantação dos mesmos, a porcentagem de tecido mineralizado no interior das roscas e na área correspondente a sua imagem-espelho e ainda correlacionou tais achados com os valores obtidos no teste mecânico. A autora concluiu que houve aumento das superfícies osseointegradas em função do tempo. Os implantes que apresentaram maior resistência ao torque foram aqueles que estavam mais osseointegrados e com maiores áreas de tecido mineralizado no interior das roscas.

GARETTO *et al* (1995) estudaram histomorfometricamente a remodelação óssea em torno de implantes rigidamente integrados em várias espécies animais. Tais implantes inseridos e integrados em períodos variando entre 6 meses a 5 anos, foram recuperados de humanos, macacos, cachorros e coelhos. Todos os índices morfométricos (porcentagem de osso novo, porcentagem de osso marcado por imunofluorescentes e porcentagem de reabsorção) foram semelhantes. Os dados

sugeriram que o mecanismo fisiológico de manutenção da rígida osseointegração é sustentado pela elevada e dinâmica remodelação adjacente à interface osso-implante.

BROSH *et al* (1995) publicaram artigo sobre as propriedades mecânicas da interface osso-implante fazendo uma comparação *in vitro* de quatro parâmetros (pico de força, deslocamento vertical, resistência da interface e energia de esforço) em dois períodos: imediatamente após a inserção de implantes e depois de 3 meses de cicatrização. Tais parâmetros foram obtidos durante testes de cisalhamento por compressão (“push-in”) de implantes de titânio puro com roscas em mandíbulas de cão inseridos em uma única fase sem a submersão das peças. A Figura 3.1 apresenta um esquema adaptado do artigo representando a carga incidindo sobre o implante já instalado no osso, conjunto este fixado em bloco de resina acrílica antes da realização do teste. A comparação dos resultados indicou um aumento de todos os parâmetros, com exceção do deslocamento vertical que diminuiu. Os autores concluíram que a resistência da interface, considerada o maior fator de sucesso do implante, aumenta durante os 3 meses de cicatrização em cães.

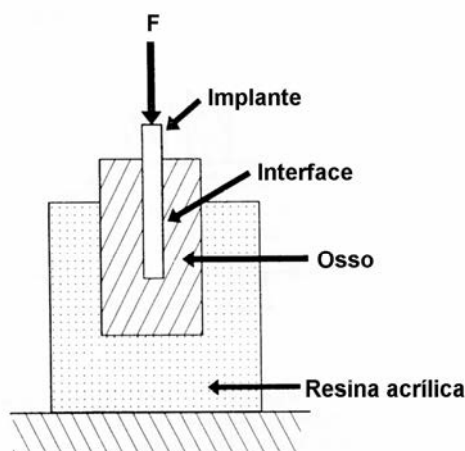


Figura 3.1 Representação esquemática do espécime preparado para o teste de cisalhamento por compressão no trabalho de BROSH *et al*.

KONIG JÚNIOR *et al* (1998) realizaram um estudo das diferentes áreas de calcificação na remodelação óssea, 8 semanas após a inserção de implantes em tíbias de coelhos. As fixações em forma de parafusos auto-rosqueáveis possuíam 3 superfícies diferentes: lisa, jateada com areia e com plasma de titânio. Vinte e quatro implantes, 8 de cada tipo, foram aplicados nas tíbias de 6 coelhos, cada uma delas recebendo 2

parafusos. Concluíram que o plasma de titânio oferecia condições para maiores valores de osseointegração e maior estabilidade inicial.

JAMSA *et al* (1998) fizeram estudo comparando métodos densitométricos e testes biomecânicos com o intuito de avaliar a resistência da cortical óssea do fêmur e da tíbia de 10 camundongos machos com peso médio de 32,8 g. A densidade mineral volumétrica da cortical óssea (DMVCO), a área de secção transversal no meio da estrutura óssea (AST), o momento de inércia da secção transversal (MIST) e o índice de resistência à carga (IRC) foram medidos pela análise quantitativa periférica por tomografia computadorizada (AQPTC). A precisão da AQPTC expressa pelo coeficiente de variação (CV) entre os pares ósseos (direito e esquerdo) foi de 1,1 %, 2,7 % e 6,4 % para DMVCO, MIST e IRC, respectivamente. As propriedades mecânicas foram mensuradas pelo teste de flexão em três pontos. O MIST e a AST foram as variáveis que mais se correlacionaram com a força de fratura do fêmur e da tíbia respectivamente, enquanto o AST e o MIST foram os melhores na previsão do módulo de elasticidade do fêmur e da tíbia, respectivamente. Os autores concluíram que testes mecânicos e a AQPTC são relevantes no estudo biomecânico de ossos de camundongo o que justificaria o uso deste modelo animal em ensaios de avaliação de resistência.

SYKARAS *et al* (2000) publicaram artigo com extensa revisão literária discutindo sobre a constituição material, desenho e superfície topográfica dos implantes e seu efeito sobre a osseointegração. Os autores analisaram os textos segundo as diferentes categorias de implantes dentais e os parâmetros de desenho estrutural relacionando-os com os efeitos e conseqüências no processo de interação com o osso. Concluíram que existe dificuldade em comparar os resultados obtidos nas pesquisas pois parâmetros muito variáveis podem afetar os achados biomecânicos/histológicos, tais como comprimento e diâmetro do implante, desenho e constituição estrutural, topografia de superfície, modelo animal, sítio e tempo de implantação, velocidade de carga biomecânica, condições de carga funcional, orientação do corte e extensão da análise histológica.

MATTILA (2000) realizou pesquisa para esclarecer se uma dieta de xilitol afetaria a reabsorção, a estrutura e as propriedades biomecânicas ósseas de ratos saudáveis e se a mesma dieta poderia oferecer alguma prevenção contra o aumento da reabsorção, diminuição do trabeculado e enfraquecimento biomecânico de ossos de ratos com osteoporose induzida experimentalmente. O autor verificou uma redução da reabsorção óssea em ratos machos saudáveis de 3 meses e protegeu de maneira

estatisticamente significativa contra o aumento de reabsorção em ratas de 3 meses ovariectomizadas, de acordo com a medida de excreção urinária de H^3 , após a administração de H^3 – tetraciclina pré-marcada. Um desenho contendo o esboço do teste de flexão por 3 pontos, extraído do artigo pode ser visto na Figura 3.2. O autor concluiu que os resultados reforçam a hipótese de que a administração oral de xilitol protege contra a progressão da osteoporose experimental. Tal dieta foi efetiva tanto no incremento da massa óssea em ratos machos, assim como preveniu perdas ósseas em ratas submetidas à remoção do ovário, parecendo ser uma interessante alternativa na pesquisa de novas opções de prevenção desta doença.

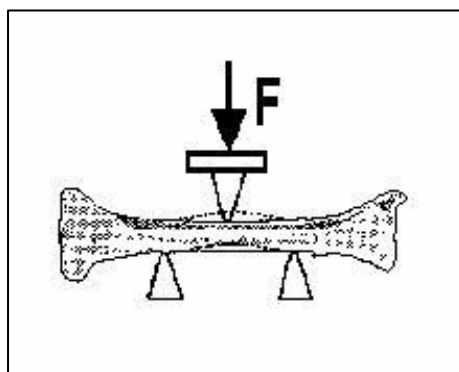


Figura 3.2 Desenho de MATTILA (2000), representando teste de flexão por três pontos.

PATZÁK e JIRÁSEK (2001) fizeram considerações sobre análise de estruturas frágeis como concreto, rocha, solo, gelo, materiais cerâmicos e certos compósitos, dizendo que a falha nas mesmas é precedida por um gradual desenvolvimento de um processo não-linear de fraturas e pela localização de tensões. Os autores desenvolveram modelos matemáticos por elementos finitos assistidos por computador mais precisos na representação do que acontece com os materiais submetidos a testes mecânicos. Um dos modelos apresentados foi o relativo ao teste de flexão por três pontos, muito utilizado na avaliação da resistência estrutural em engenharia mecânica e que diz respeito a uma análise elementar bi-dimensional, onde uma viga, por exemplo de concreto, apoiada em dois pontos é submetida à carga de uma força concentrada. Devido à simetria da situação com características pré-estabelecidas (módulo de Young, razão de Poisson, dimensões da estrutura, carga, etc), sob a ação contínua e centralizada da força, o mecanismo de falha corresponde à fratura de modo puro exatamente no local da incidência da carga. As representações esquemáticas do teste e da malha por elementos finitos obtida pelo programa (ambas extraídas do artigo) podem ser vistas a seguir na Figura 3.3.

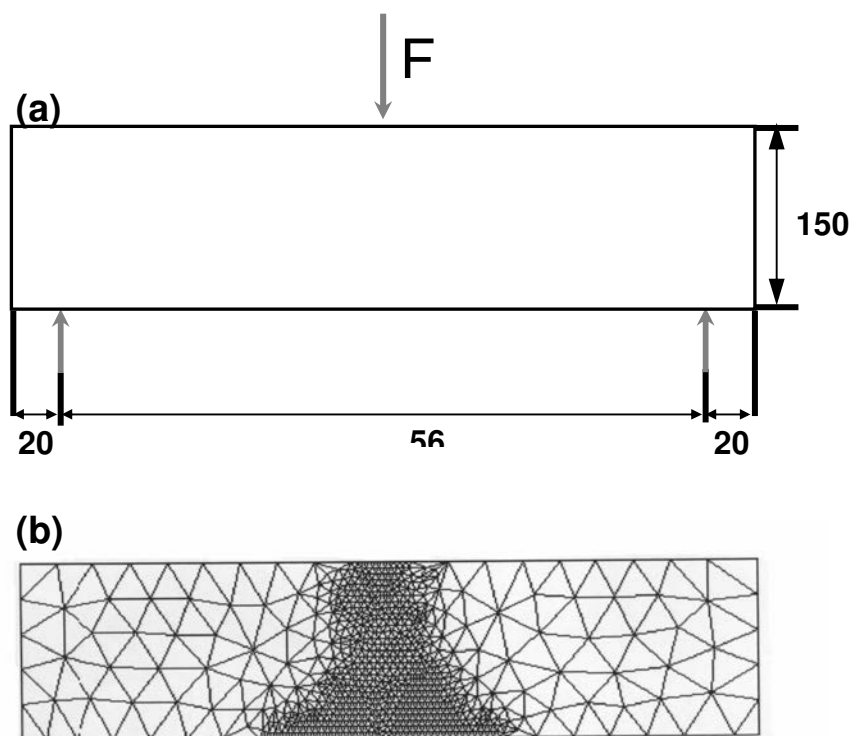


Figura 3.3 Representação esquemática do teste de flexão por 3 pontos em (a) e a malha obtida pela análise por elementos finitos, em (b), resultante do programa desenvolvido por PATZÁK e JIRÁSEK⁴⁷ (2001).

SUL *et al* (2002) desenvolveram pesquisa com o objetivo de responder a pergunta: as propriedades químicas do implante de titânio influenciam a osseointegração? Para tanto parafusos de titânio comercialmente puro usados como controle e implantes de titânio cuja superfície teve cálcio eletroquimicamente depositado pelo método de macro oxidação (grupo teste), foram inseridos na tíbia e fêmur de dez coelhos. As superfícies oxidadas foram analisadas por 5 métodos diferentes, entre eles espectrometria, microscopia eletrônica e difractometria. Já a resposta óssea foi avaliada por testes biomecânicos, histológicos e histomorfométricos. Concluíram que a superfície tratada com íons cálcio permitiu uma forte e rápida osseointegração junto ao tecido ósseo de coelho como modelo animal.

3.3 Dos estudos clínicos

TALLGREN *et al* (1980) acompanharam 80 indivíduos submetidos à instalação de prótese total imediata convencional superior e inferior, através de estudo cefalométrico radiográfico realizado em 5 ocasiões diferentes: antes das extrações

dentárias, 3 semanas, 3 meses, 6 meses e um ano após a instalação das próteses. A análise cefalométrica foi baseada na medição de variáveis lineares e angulares obtidas por computador a partir de 177 pontos de referência em todos os pacientes e estágios do estudo. A reabsorção óssea era acompanhada pelo sedimento das próteses na sua porção basal, medida a partir de grãos de chumbo inseridos nas mesmas. Tais mudanças tiveram grande variação individual de acordo com a intensidade de reabsorção da crista alveolar.

ALBREKTSSON *et al* (1981) investigaram a interface osso-superfície de titânio de 38 implantes estáveis e integrados, os quais foram removidos por diversos motivos de 18 pacientes. A análise por meio de raios-X, microscopia eletrônica de varredura, microscopia eletrônica por transmissão e histológica revelaram um contato direto entre o osso vital e o implante metálico (osseointegração). Os autores concluíram que a técnica é um tipo confiável de ancoragem óssea.

A melhor e maior previsibilidade de sucesso na reabilitação de tais situações utilizando como terapêutica a implantodontia, é resultado de contínuas pesquisas envolvendo técnicas, materiais, desenho do implante, diagnóstico, prognóstico e instituição de adequados planos de tratamento. O efeito combinado de diversos fatores motivou a necessidade e o aumento do uso de reabilitações associadas ao implante osseointegrado. Poderiam ser citados: aumento da expectativa de vida, perda dentária associada ao envelhecimento, conseqüências anatômicas deletérias em decorrência desta perda, aspectos psicológicos negativos, desempenho insatisfatório das próteses removíveis, maior previsão de sucesso em longo prazo das próteses implanto-suportadas e vantagens deste tipo de prótese sobre as convencionais.

3.4 Elementos Finitos aplicados à Biomecânica

As tensões no osso trabecular circundantes ao componente femoral da substituição total do quadril foram investigadas usando o método de elementos finitos, segundo trabalho de TAYLOR, M. *et al* (1995).

De acordo com ULRICH *et al* (1998), o Método dos Elementos Finitos pode fornecer informações sobre características mecânicas do osso.

No estudo de BOROCHAKI *et al* (1997), foi proposto um algoritmo de geração de malha do tipo Delaunay governado por um mapa métrico.

Utilizando o Método de Elementos Finitos, modelos tridimensionais foram gerados e aplicados em várias situações como por exemplo em segmentos da espinha

usando tomografia computadorizada, KUMARESAN et al(1997), na análise do esqueleto, análise e projeto de aparelhos ortopédicos e análise do crescimento do tecido, PRENDERGAST (1997), no modelo de fêmur humano após artroplastia da junção de quadril usando tomografia, ZANNONI et al (1998), na geração de malhas em análise estrutural dentária LIN et al (1999), na geração do modelo tridimensional do disco articular da junta temporomandibular humana feito por BEEK et al (2000).

Outras aplicações do Método dos Elementos Finitos usam modelos de ruptura de ossos, onde foram examinadas a performance de teorias de falha baseados em tensão e deformação realizado por KEYAK e ROSSI (2000), ou na geração do modelo de malha de um crânio de recém-nascido a fim de estudar sua deformação durante a sua gestação, segundo estudo de LAPEER e PRAGER (2000), ou na geração do modelo bi-linear que foi aplicado para simulação de falhas em tíbias bovinas de acordo com NIEBUR et al (2000). Na Figura 3.4, é apresentado o crânio modelado por LAPEER e PRAGER.

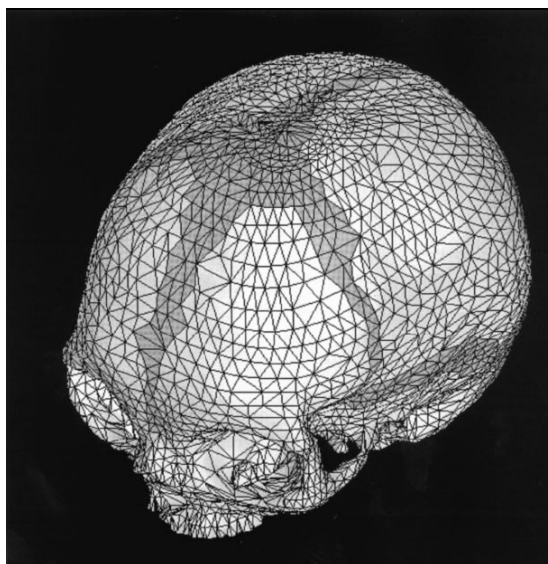


Figura 3.4 – Crânio modelado por LAPEER e PRAGER (2000)

Modelos de Elementos Finitos fornecerão entendimento adicional ao mecanismo de ferimento do atlas, que é importante p/ a prevenção, diagnose e tratamento de ferimentos na espinha , segundo TEO e NG (2001). Um modelo não-linear da deformação de um completo crânio fetal, quando sujeito a pressões exercidas pela cervix, durante o primeiro estágio da gestação, foi objeto de estudo de LAPEER e PRAGER (2001). Na pesquisa de AUSIELLO (2001), foi modelado um pré-molar humano maxilar.

Ainda na modelagem por Elementos Finitos, as tensões no fêmur proximal usando diferentes formas de talo oco foram comparadas com aquelas produzidas usando

tamanhos comparáveis de talo sólido com diferentes valores de módulo elástico, GROSS e ABEL (2001). Um outro modelo tridimensional do fêmur proximal humano foi baseado em tomografia computadorizada para executar uma simulação de osteotomias intertrocantericas, criado por SCHMITT et al (2001). Uma outra finalidade de modelos de Elementos Finitos do fêmur foi estudar a fratura do quadril; para interpretar o resultado destes modelos, é importante saber se os modelos precisamente predizem o local e ou tipo de fratura, segundo KEYAK et al (2001).

Um modelo de Elementos Finitos calculado por grande contato friccional de escorregamento requer, dependendo do tipo de algoritmo de contato em uso, a definição de muitos parâmetros numéricos tais como rigidez, norma de convergência e tolerância, monitoramento de compenetração, segundo estudo de BERNAKIEWICZ e VICECONTI (2002). Já SIMON et al (2003) criou um modelo não-linear anisotrópico de Elementos Finitos para estudar a distribuição de tensão no osso trabecular, conforme apresentado na Figura 3.5.

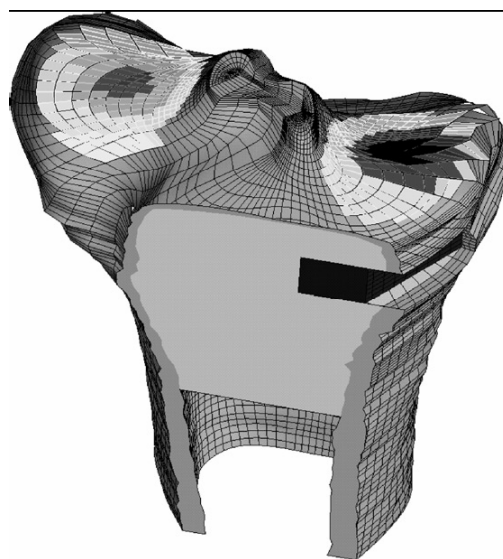


Figura 3.5 - Modelo de Elementos Finitos da tíbia proximal com um implante triangular segundo SIMON(2003)

Nos modelos de Elementos Finitos gerados de imagens de tomografias in situ e in vitro foram produzidas previsões comparáveis de fratura proximal femoral, de acordo com KEYAK e FALKSTEIN (2003). Já o modelo tridimensional de Elementos Finitos de dentes prótese / limite de resina unida foi gerado num sistema de CAD (computer aided design) depois da montagem e procedimentos de malha, segundo LIN et al (2003). Na Figura 3.6, é mostrado o modelo de Elementos Finitos.

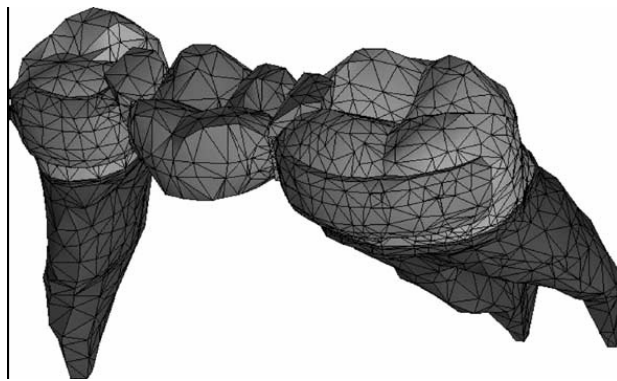


Figura 3.6 – Modelo tridimensional do dente/prótese - Lin (2003).

A modelagem de Elementos Finitos e a comparação das análises de tensão e deformação que foram realizadas por 3 diferentes estruturas - osso intacto, implante sem haste e implante com haste, foi objeto de estudo de ASGARI et al (2004). No modelo volumétrico tridimensional de CLEMENT (2004), um dente humano foi modelado usando um fluxo de trabalho automático e pôde ser implementado dentro da simulação de Elementos Finitos. MULLER-KÄRGER (2004) modelou a tíbia humana sujeita a condições fisiológicas estáticas reais usando a versão p do método dos elementos finitos. A Figura 3.7 mostra o modelo da tíbia.

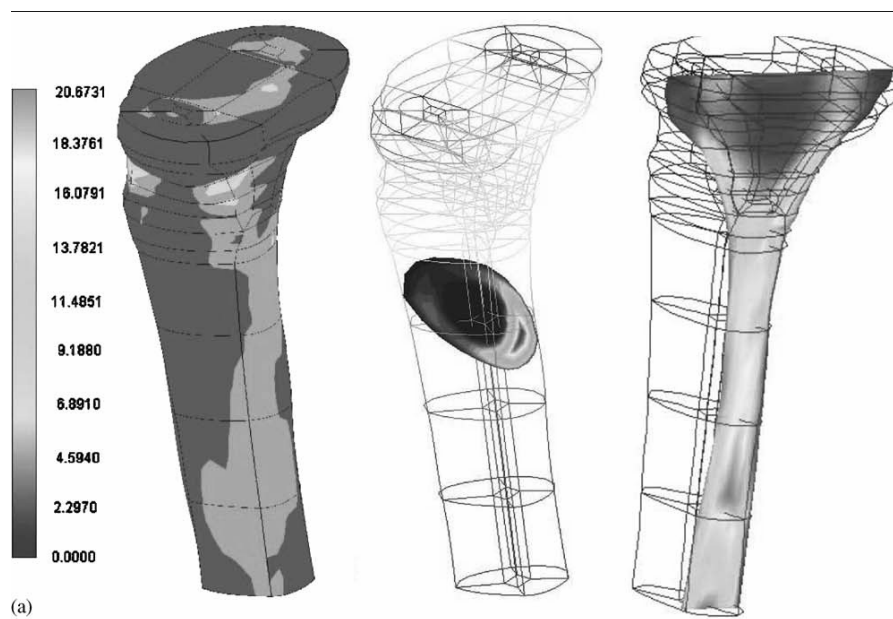


Figura 3.7 - Tensões de Von Mises para um modelo de tíbia sem platô, MULLER-KARGER (2004).

No modelo tridimensional de Elementos Finitos desenvolvido por AU (2005), o escopo do trabalho foi estudar as tensões no osso e interface para quatro projetos diferentes de prótese de tíbia. Avaliação da habilidade preditiva de um modelo de

Elementos Finitos do metacarpal humano para fornecer uma linha de base válida para estudos mecânicos adicionais foi a meta da pesquisa de BARKER (2005). O modelo do metacarpal é apresentado na Figura 3.8.



Figura 3.8 - Malha de elementos finitos para metacarpal humano, segundo BARKER (2005)

O estudo de LEE (2004) propôs uma nova aproximação prática na modelagem da interface de contato com consideração das condições de fricção/ deslizamento e pré-tensões aplicadas sobre o membro dentro de um soquete retificado.

Verificar se o método representa um procedimento para geração de modelos de Elementos Finitos de osso humanos de dados coletados in vivo, robusto, preciso, automático e comum suficientemente para ser usado em estudos clínicos foi a pesquisa de VICECONTI et al (2004).

Em estudo de LISAUSKAS e SIEBES (1997), as propriedades biomecânicas da placa arteroesclerótica foram investigadas. Neste estudo um programa iterativo de elementos finitos foi desenvolvido e estima as propriedades materiais elásticas de artérias doentes e placa baseada em deformações de imagens de ultra-som intravascular.

A distribuição de tensão natural no fêmur é significativamente alterada depois da artroplastia de quadril. Uma redução da tensão de proteção através da prótese de quadril total foi alvo de estudo de JOSHI (2000).

ONISHI et al (2003) desenvolveu uma técnica para criar uma fratura de pescoço femoral reproduzível in vitro usando coelhos machos de 5 meses de idade.

Informações a respeito de tensões e deformações no fêmur canino durante várias atividades, o que são importantes para cirurgias ortopédicas veterinárias, projetos de

implantes para cães e pesquisadores de ortopedia humana que usam cães como modelos, foi objeto estudo de SHAHAR et al (2003).

Combinação de grande precisão na cinemática in vivo tridimensional e do modelo do membro inferior baseado em técnicas explícitas de Elementos Finitos foi estudo de BEILLAS et al (2004). Na Figura 3.9, é apresentado o modelo de estruturas internas.

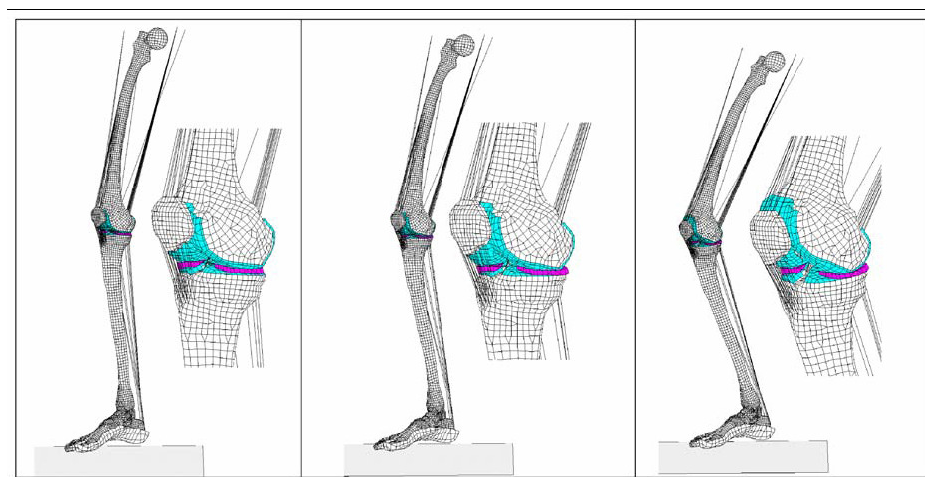


Figura 3.9 – Modelos de estruturas internas de juntas feitas por BEILLAS(2004).

BÜCHLER e FARRON (2004) avaliaram os benefícios de uma reconstrução anatômica da cabeça humeral depois da artroplastia de ombro, usando o Método dos Elementos Finitos.

CRISTOFOLINI (2004) usou parte experimental e método de Elementos Finitos para investigar as características da transferência de carga de 2 tipos de substituição de quadris cimentados com uma camada de tecido fibroso.

Avaliar a efetividade de usar os dados da tomografia computadorizada quantitativa periférica para computar precisamente a rigidez de flexão do osso foi a pesquisa de MARTIN et al (2004).

TANAKA et al (2004) avaliaram as diferenças de distribuição de tensão no disco da junta temporomandibular (TMJ) durante a abertura da mandíbula entre os temas com e sem o desarranjo interno da TMJ (TMJ- DJ).

No estudo de LIN et al (2004), foi empregada análise não-linear de contato de elementos finitos para estudar a reação biomecânica do deslizamento do toco com particular atenção para os efeitos da rigidez de forro da prótese transtibial.

Apresentou-se uma técnica baseada em moldes para gerar semi-automaticamente malhas de EF. Isto é aplicável a estudos prospectivos de pacientes individuais em cujas malhas precisam ser geradas de escaneamentos da mesma estrutura tomadas em diferentes pontos no tempo. O objetivo foi estudar os efeitos da progressão/ regressão de doenças, na pesquisa de BAGHDADI (2005).

LIN et al (2005) estudou a biomecânica de projetos de retentores múltiplos posteriores e sua interação usando análise tridimensional de Elementos Finitos.

RAMANIRAKA et al (2005) reconstruiu a malha 3 D de EF de uma junta de joelho através de tomografia computadorizada e imagens de ressonância magnética. Os ligamentos foram considerados como materiais hiperelásticos. As juntas tíbio-femoral e patelo-femoral foram modeladas com elementos de contato com grande escorregamento.

SIMSEK et al (2006), em sua proposta, avaliaram os efeitos de diferentes distancias inter-implante na distribuição de tensões no osso ao redor dos implantes de titânio sob cargas vertical, oblíqua e horizontal na mandíbula posterior por análise de EF 3 D.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção encontra-se dividida em duas partes. Na primeira, resume-se o trabalho experimental de DEKON (2004), sendo a segunda dedicada à elaboração da modelagem computacional através do método dos Elementos Finitos, simulando a primeira parte, ou seja, reproduzindo através de software os resultados obtidos com o teste de flexão por três pontos na estrutura óssea, representada pela tíbia de coelhos.

5.1 Descrição do método experimental

No trabalho experimental de DEKON (2004), foram utilizados 20 coelhos machos da raça Nova Zelândia, selecionados durante a fase de desmame da Faculdade de Medicina Veterinária (UNESP). Transferidos para o biotério da USP em Bauru, os animais passaram a receber a atenção e cuidados dos tratadores daquele setor. Após 6 meses de tratamento no biotério, quando a massa corporal individual era superior a 3,5 kg, tomou-se inicialmente o par composto pelo animal mais leve e o mais pesado, para se constituir um primeiro grupo; com o par seguinte, semelhante ao anterior, começou a constituição de um segundo grupo; este ciclo foi repetido, até que cada um dos grupos tivesse 10 animais.

Os animais do primeiro grupo foram submetidos a um procedimento cirúrgico de fixação de implante em uma das tíbias, aguardando-se sua respectiva osseointegração; este conjunto foi denominado grupo com implante osseointegrado (GO). Os coelhos do segundo grupo, previamente sacrificados, também foram submetidos ao procedimento cirúrgico já referido obviamente não havendo possibilidade alguma para a ocorrência de osseointegração; este outro conjunto foi denominado grupo com implante não osseointegrado (GNO).

Para um primeiro coelho, tomado ao acaso dentre os componentes do GO, foi escolhido fixar o implante na tíbia da perna direita. Na fase cirúrgica propriamente dita, a face ventral da perna do animal, na região relativa à articulação tíbio/femural, sofreu um processo de anti-sepsia. Para um segundo coelho, igualmente escolhido ao acaso dentro do referido grupo, o implante foi inserido na tíbia esquerda. A repetição deste ciclo, para os demais animais do grupo, teve o objetivo de evitar vícios de procedimentos na amostra.

A área cirúrgica tricotomizada, já com a aplicação tópica do PVPI, recebeu para finalidade de redução de sangramento por infiltração, uma solução anestésica contida em tubetes.

Na área infiltrada com anestésico era então efetuada uma incisão, estendendo-se desde um ponto localizado na região mais distal da tuberosidade anterior da tíbia até 6 cm em direção à diáfise distal. Uma incisão semelhante era então efetuada no plano muscular, até atingir o periósteo subjacente. Em seguida, era feito o descolamento dos tecidos. A Figura 4.1 evidencia a região assim exposta; o descolador comum que nela aparece tem o objetivo de apenas apontar a referida porção distal da tuberosidade, visto que ela futuramente serviria de ponto de referência para a fixação do implante.



Figura 4.1 - Área exposta cirurgicamente do tecido ósseo

Houve um especial cuidado para se padronizar o local de fixação do implante, sempre a 5 mm da parte mais distal da tuberosidade anterior, no centro da superfície ventral da tíbia exposta, como será ilustrado mais adiante.

O protocolo obedecido, para instalação das fixações, foi aquele preconizado por BRANEMARK *et al* (1977), o qual incluiu a execução de rigorosa assepsia cirúrgica, com todos os instrumentos e materiais esterilizados.

Para o preparo do nicho ósseo, foi utilizado um aparelho apropriado (Control Unit EC 602, Branemark System, fabricado por Nobel Biocare), constituído de uma caixa de comandos, na qual podia ser conectado um cabo elétrico, o qual, em sua outra extremidade, já se encontrava originalmente unido a uma caneta. Na extremidade desta caneta, podia ser acoplada uma peça, denominada contra-ângulo. Dentre os mecanismos de controle existentes no citado aparelho (o qual é apresentado na Figura 4.2), podia ser variada a velocidade de rotação e o torque da broca que viesse a ser acoplada no citado contra-ângulo.



Figura 4.2 - Aparelho para preparo dos nichos ósseos, com a caixa de comandos e sua caneta, à qual está acoplado o contra-ângulo

A perfuração no tecido ósseo foi iniciada com uma broca esférica própria, a primeira de um conjunto de brocas. Esta era posicionada no centro da face ventral da tíbia, e de maneira a ficar perpendicular a qualquer linha do plano desta, apenas sob controle visual, no local anteriormente descrito; a lâmina de bisturi tinha 5 mm de largura e servia como um guia para padronizar o estabelecimento do local adequado.

Com os cuidados de posicionamento e inclinações já referidos, a broca esférica era acionada a uma velocidade de 2000 rpm. Toda esta tarefa era efetuada sempre sob intensa irrigação.

Na Figura 4.3, está ilustrada a situação existente no momento em que tal perfuração havia acabado de ser realizada.

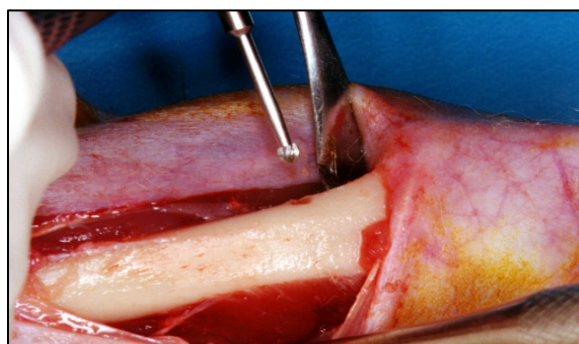


Figura 4.3 - Ilustração do quadro existente no momento imediatamente após a perfuração com broca esférica ter sido concluída

A seguir, na mesma rotação de 2000 rpm, era usada uma broca cuja ponta cortante cilíndrica/espirlada apresentava 2,0 mm de diâmetro por 15,0 mm de comprimento, para confeccionar o nicho em toda sua extensão, agora até ultrapassar a

cortical oposta, sob as mesmas condições de velocidade e irrigação. Na Figura 4.4, está ilustrada a situação existente no momento em que tal perfuração havia acabado de ser realizada.

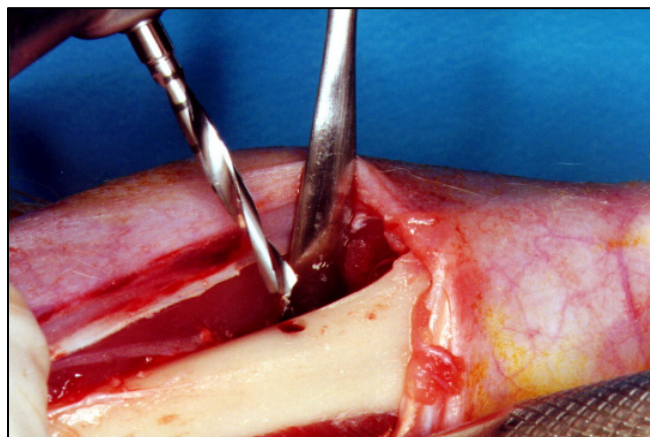


Figura 4.4 - Ilustração do quadro existente no momento imediatamente após a perfuração com broca cilíndrica ter sido concluída

Na seqüência, o diâmetro do orifício ósseo era alargado de 2,0 para 3,0 mm, por meio da utilização da terceira broca do conjunto da Nobel Biocare, denominada broca-piloto. Mostrada na Figura 4.5, esta apresentava sua porção útil composta por um primeiro trecho cilíndrico, não cortante e um segundo trecho cilíndrico, agora cortante.

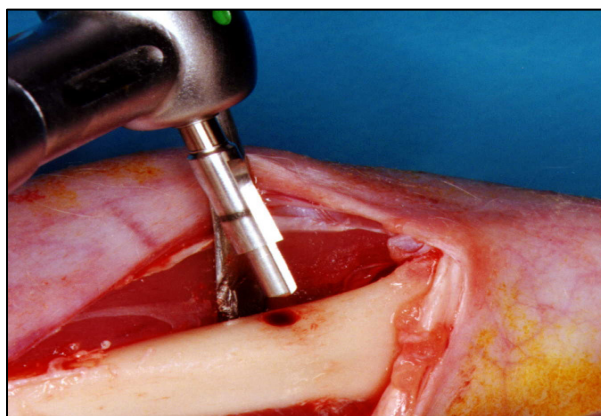


Figura 4.5 - Broca-piloto usada para alargar o orifício ósseo de 2,0 para 3,0 mm

Uma outra broca cilíndrica era então usada para promover o alargamento do orifício ósseo, ainda na velocidade de 2000 rpm e sob irrigação constante. Na Figura

4.6, tal broca pode ser observada no momento de sua remoção, imediatamente após seu uso.

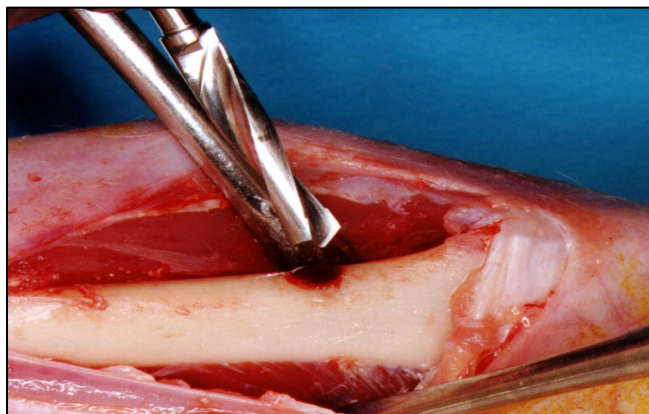


Figura 4.6 - Vista da broca cilíndrica de 3,0 mm de diâmetro, no momento imediatamente após sua remoção do orifício

Em seguida, era utilizada uma broca escareadora, ainda sob irrigação, para promover um aumento da embocadura do canal ósseo. Isto se torna possível pelo fato da referida broca apresentar, após sua extremidade-guia, uma porção cônica. Na Figura 4.7, é mostrada esta broca, após o escareamento.

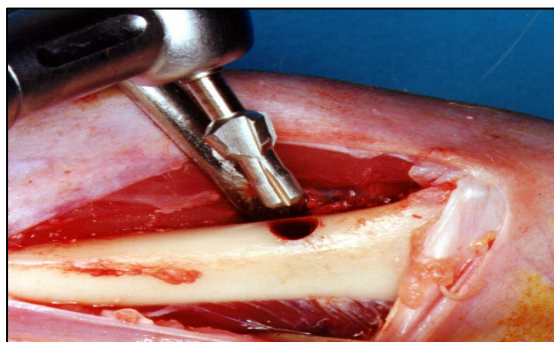


Figura 4.7 - Aspecto da broca escareadora, imediatamente após o seu uso

Para confeccionar roscas internas, visando facilitar o subsequente rosqueamento do implante, era utilizada uma broca denominada macho de tarraxa. Ela é mostrada na Figura 4.8, quando prestes a ser aplicada no nicho ósseo.

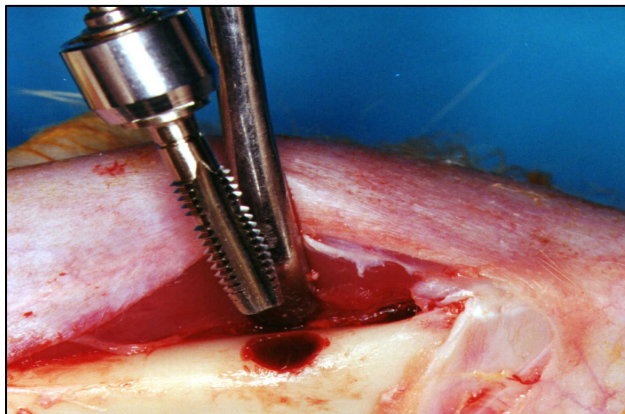


Figura 4.8 - Broca macho de tarraxa, antes de seu uso

O implante de titânio utilizado foi o Titanium Fix/Implant Cylinder, (fabricado por AS Technology Componentes Especiais Ltda., São José dos Campos- SP) o qual basicamente é um cilindro oco, fechado em sua extremidade apical, de 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento, com roscas externas e sem tratamento de superfície. Na Figura 4.9 é exibida a embalagem de um destes implantes.



Figura 4.9 - Embalagem do implante utilizado nesta pesquisa e logomarca do respectivo fabricante

O implante era inicialmente conectado a uma peça cilíndrica denominada montador de implante, e a este fixado, através do parafuso próprio. O citado montador era conectado no contra-ângulo do aparelho preparador de nicho ósseo, para que então o implante fosse rosqueado no nicho já preparado, com o respectivo motor regulado para desenvolver uma velocidade lenta e com torque suave (20 Ncm).

Rotineiramente, após tal rosqueamento, a cabeça do implante não ficava completamente embutida na porção cônica do nicho ósseo. Por tal razão, a peça-de-mão

era desconectada do montador e um dispositivo denominado chave de catraca manual, era então utilizado para manualmente se promover o aperto final do implante.

Nesta região da tíbia dos coelhos, no sentido dorso-ventral, a espessura variou predominantemente entre 8,0 a 9,0 mm . Portanto, em função do embutimento completo da cabeça do implante, sua extremidade apical vinha a ultrapassar a cortical óssea inferior, numa extensão de 2,0 a 1,0 mm, o que caracteriza uma transfixação; obviamente, existiu o referido caso da tíbia de espessura menor que as demais, onde a referida extremidade apical ultrapassou em cerca de 3,0 mm. Para constatar que a adequada transfixação do implante tivesse acontecido, era efetuado um maior descolamento tecidual. Então, o montador era desconectado do implante, ficando este como está ilustrado pela Figura 4.10, ocasião na qual se constatava o correto embutimento de sua cabeça no osso.

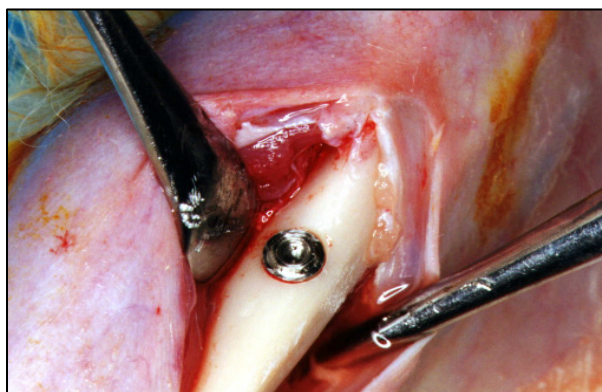


Figura 4.10- Aspecto do implante adequadamente embutido, após dele removido o montador

Através de uma chave manual própria, um parafuso de cobertura era adequadamente rosqueado na cabeça do implante.

Depois de novamente irrigar com soro fisiológico a área cirúrgica, o tecido muscular era suturado com fio reabsorvível, fio este constituído por uma substância denominada poliglactina 910.

Na Figura 4.11, está ilustrado um momento da execução da referida sutura muscular.

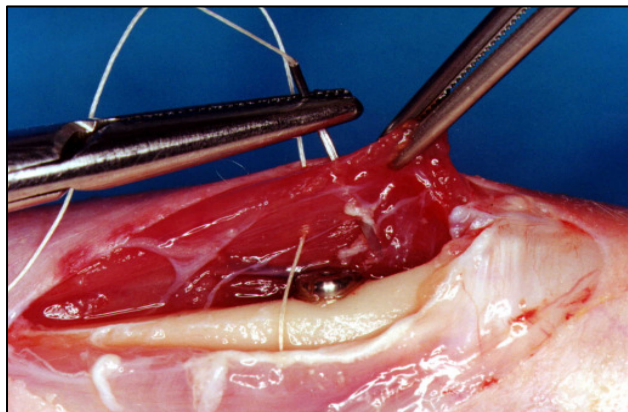


Figura 4.11 - Aspecto da sutura muscular sendo efetuada com fio de poliglactina 910

Terminada a sutura do plano muscular, efetuava-se então a do tecido cutâneo, usando fio próprio de Nylon®. O aspecto da área cirúrgica, depois de completada esta sutura final, pode ser visto na Figura 4.12.

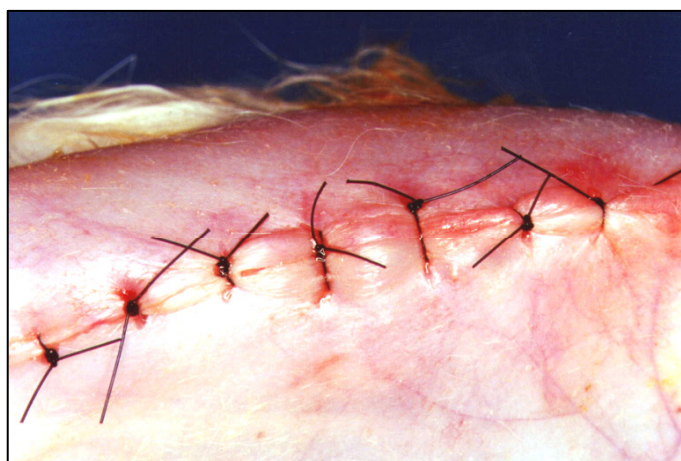


Figura 4.12 - Aspecto do tecido cutâneo, já suturado

Na orelha direita de cada coelho do GO, para identificação adequada, era então tatuado um número que variava desde 11 até 20, indicativo da ordem seqüencial de efetuação das cirurgias. As figuras até aqui utilizadas para ilustrar as fases cirúrgicas realizadas neste experimento são referentes ao coelho de número 17.

Todos os 10 animais deste grupo foram operados no mesmo dia, 5 deles no período da manhã e os demais à tarde.

Decorridos 5 dias após a cirurgia ter sido realizada, cada animal era novamente sedado, do modo anteriormente referido, para que fosse efetuada a remoção dos

“pontos” de sutura encontrados na pele. Nesta ocasião, também era administrada nova dose de antibiótico.

Os dez espécimes operados do GO continuaram a ser confinados em gaiolas individuais, por mais 6 meses, juntamente com os demais coelhos do GNO (estes já identificados com os números de 1 a 10 mas ainda não operados), recebendo todos a mesma alimentação e os mesmos cuidados.

Ao final deste período, foi obedecido um rigoroso plano de trabalho, com o objetivo de num mesmo dia efetuar consecutivamente o sacrifício dos 10 animais já operados, remover as respectivas tíbias e prepará-las, para o mais prontamente possível efetuar o ensaio de resistência das peças, na forma futuramente explicada. Os procedimentos que foram realizados envolveram três técnicos do citado biotério, um técnico de laboratório de prótese e o dr Aparício F. C. Dekon, juntamente com seus dois auxiliares.

No período da manhã, cada animal foi sacrificado, e teve as tíbias removidas; estas, após terem sido limpas de quaisquer tecidos moles, foram acondicionadas num saco plástico próprio para conservação de alimentos. O invólucro era mantido em caixa térmica até a tarde.

Na Figura 4.13, é mostrada a tíbia direita do coelho número 17, a qual portava o implante já osseointegrado.

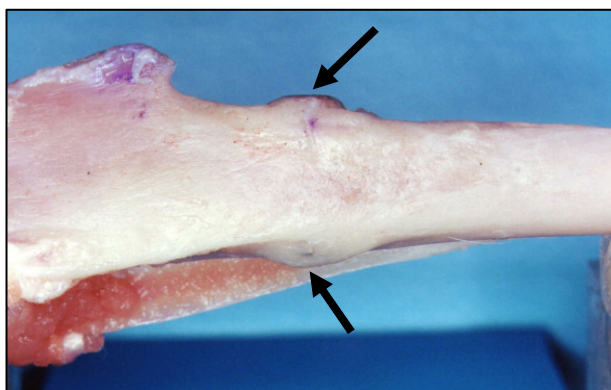


Figura 4.13 - Aspecto da tíbia referida no texto, com as setas indicando as calosidades ósseas exuberantes

Todas as tíbias, com e sem implante, foram radiografadas, antes de serem fraturadas no ensaio. Assim, o aspecto radiográfico da tíbia mostrada na figura 4.13 é apresentado na Figura 4.14.

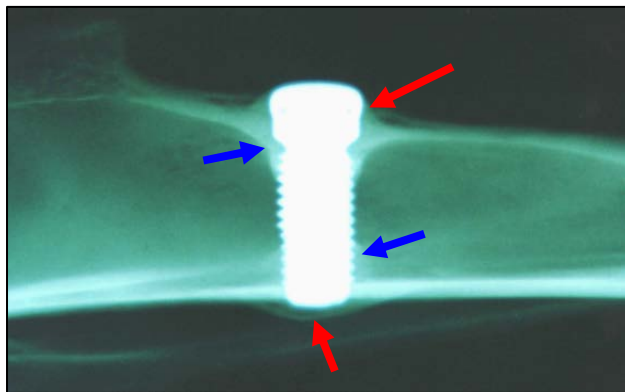


Figura 4.14 - Aspecto radiográfico da tíbia, com osso neoformado, indicado pelas setas

A aparência da tíbia esquerda hígida, ainda do coelho de número 17, está apresentada na Figura 4.15. A mesma depois de radiografada é mostrada na figura 4.16.



Figura 4.15 - Tíbia esquerda hígida do coelho nº 17, com a demarcação efetuada com lápis-cópia, na forma referida no texto

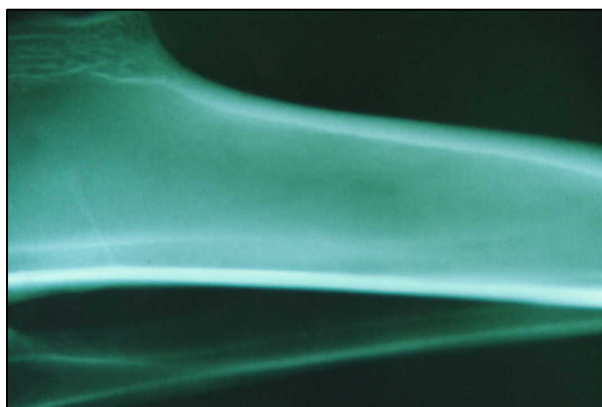


Figura 4.16 - Imagem radiográfica da peça mostrada na figura anterior

Para a realização dos testes de resistência à fratura por flexão, foi necessário construir um dispositivo que mantivesse cada tíbia posicionada em condições adequadas.

Este suporte foi confeccionado em resina acrílica quimicamente polimerizável, consistindo de uma base que apresentava duas hastes verticais, em cujas faces superiores de suas extremidades livres seria posicionado cada osso, nas condições que serão descritas a seguir.

O esquema deste suporte é apresentado na Figura 4.17. No centro da face superior da haste mais baixa, existia um entalhe que permitia a acomodação da diáfise óssea proximal, a porção mais larga, correspondente à região da articulação tíbio-femural. No centro da face superior da outra haste, existia uma elevação, cuja concavidade permitia a acomodação da região mediana da tíbia.

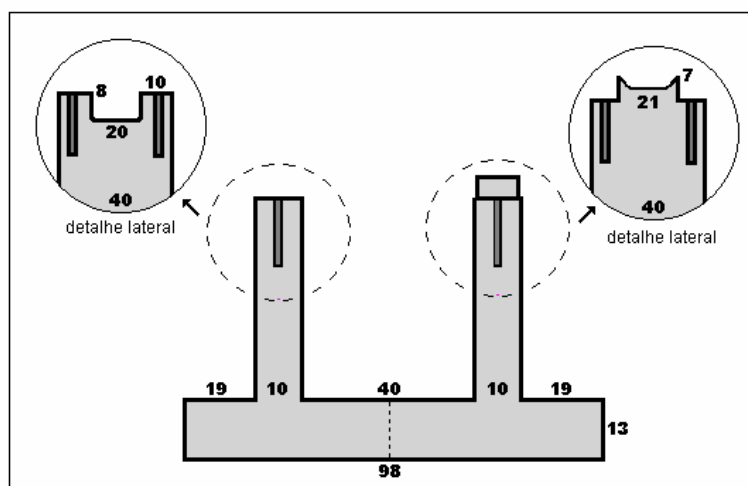


Figura 4.17 - Esquema do suporte das tíbias

O referido suporte pode ser visto na Figura 4.18, com detalhes apresentados de forma análoga a de seu esquema.

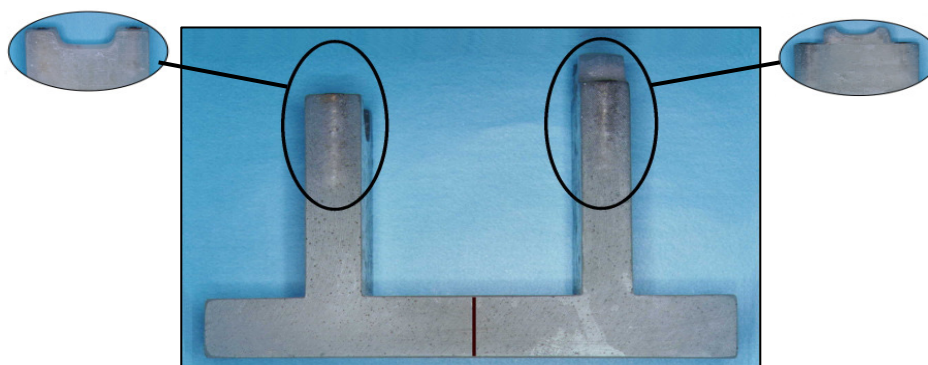


Figura 4.18 - Vista frontal do suporte das tíbias em cuja base foi traçada a linha média de simetria

As referidas características do suporte possibilitavam que a face ventral de uma tíbia nele colocada viesse a ficar paralela à superfície da base, com o implante localizado entre as duas hastes, na mesma direção da marca da linha média, como está ilustrado pela Figura 4.19. No caso de uma tíbia sem implante, o traço nela demarcado com lápis-cópia era colocado na direção da citada marca de referência.

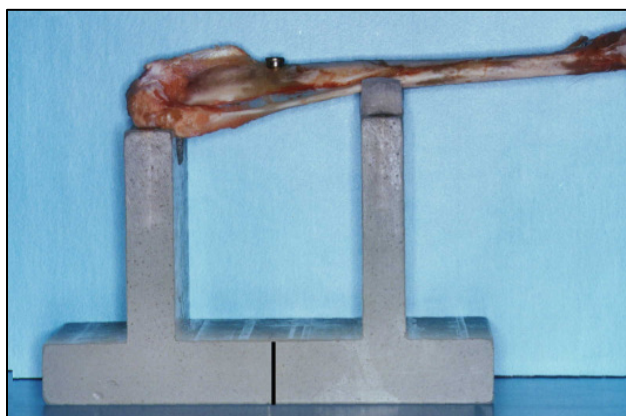


Figura 4.19 - Uma tíbia com implante, posicionada no suporte

Para determinar a resistência óssea à fratura, a máquina universal de ensaios utilizada (modelo K500/ 2000, fabricada por Dinamômetros Kratos Ltda., São Paulo – SP), munida da célula de carga de 100kgf, foi regulada, para efetuar a força de compressão, deslocando-se numa velocidade de 0,5 mm/min. Na face inferior da célula de carga pode ser rosqueada uma ponteira que tem a função de transmitir ao osso sob ensaio a força desenvolvida pela máquina.

O esquema desta ponteira, basicamente uma haste cilíndrica confeccionada em aço inoxidável, pode ser visto na Figura 4.20. A face de sua extremidade inferior é feita para incidir sobre o osso.

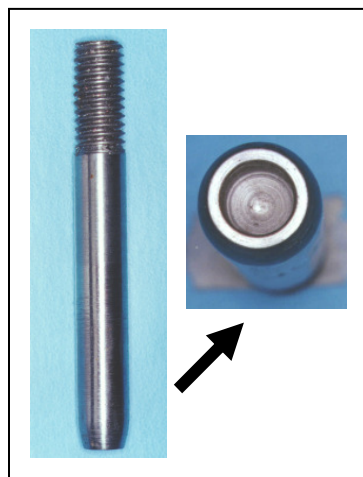


Figura 4.20 - Vista da ponteira, com o detalhe da concavidade em sua extremidade

Era necessário que a posição do osso fosse mantida, durante o ensaio. Para isso, resina acrílica de polimerização química (Duralay, de cor vermelha, fabricada por Reliance Dental Mfg. Co., EUA) era aplicada, tanto no entalhe da haste menor, como na porção elevada da outra haste, locais onde a tíbia era apoiada, na forma ilustrada pela Figura 4.21, aguardando-se sua polimerização por 15 minutos.

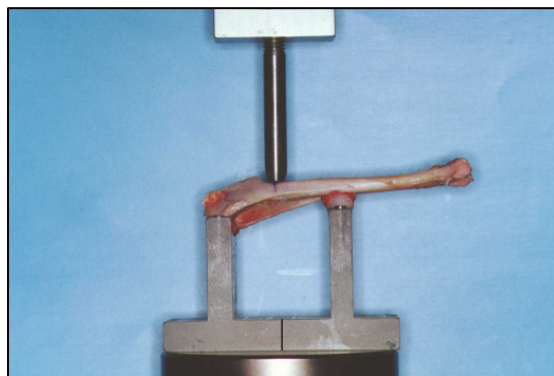


Figura 4.21 - Uma tíbia hígida sobre o suporte, pronta para ser ensaiada

Estando a tíbia posicionada e estabilizada, a máquina de ensaios era acionada, promovendo inicialmente a flexão do osso, até a ocorrência da fratura do espécime. O valor da carga, no momento da fratura, ficava registrado na memória do computador acoplado à máquina e podia ser expresso de várias maneiras possíveis. Neste experimento, os valores foram expressos em quilogramas-força(kgf), tanto nos gráficos individuais de cada tíbia, como nas tabelas que serão futuramente apresentadas.

Para cada coelho do GO, eram ensaiadas consecutivamente ambas as tíbias, mas primeiramente a com implante. A título ilustrativo, na Figura 4.22 é mostrada a tíbia com implante do coelho número 17, momentos antes do início do ensaio.



Figura 4.22 - Tíbia direita, com implante osseointegrado, do coelho nº 17, antes de seu ensaio

Assim, foram ensaiadas todas as tíbias de todos os animais do GO.

No dia seguinte, todos os procedimentos já descritos foram repetidos, para os ensaios referentes aos animais do GNO.

Neste grupo, os ensaios seriam executados após o implante ter sido fixado, porém sem que ocorresse osseointegração. Por isso, no período da manhã, cada um dos 10 animais foi primeiramente sacrificado, as tíbias eram retiradas e limpas e o implante fixado numa delas para que, à tarde, ambas (com e sem implante) fossem submetidas aos respectivos ensaios.

Estes coelhos foram igualmente numerados de 1 a 10, com os respectivos pares de ossos embalados da forma anteriormente descrita. Para cada coelho deste grupo, a tibia escolhida para receber o implante precisou ser imobilizada, por ter sido removida do animal. Para tal imobilização, foi utilizado o já referido suporte, porém agora acrescido de presilhas, colocadas nas extremidades de suas hastes, na forma ilustrada pela Figura 4.23.



Figura 4.23 - Tibia esquerda do coelho nº 2, imobilizada no suporte de acrílico pelas presilhas, com o implante já fixado

Todos os cuidados de posicionamento do implante já relatados foram mantidos, como pode ser observado em maior detalhe na Figura 4.24, quanto à distância de 5mm entre a tuberosidade anterior da tibia e o local de implantação.



Figura 4.24 - Detalhe da figura anterior, mostrando o local de inserção do implante

No período da tarde, todos os espécimes foram igualmente ensaiados.

Para fins ilustrativos, nas Figuras 4.25 e 4.26 são respectivamente apresentadas as tíbias de coelho número 2, a esquerda com implante não osseointegrado e a direita hígida, já prontas para ser executado o ensaio de compressão.

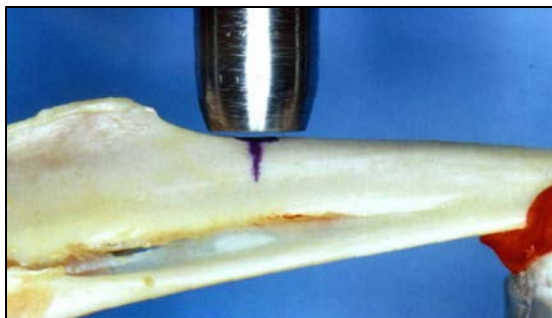


Figura 4.25 - Aspecto da tíbia esquerda do coelho nº 2 já posicionada para o ensaio



Figura 4.26 - Aspecto da tíbia direita do coelho nº 2 já posicionada para o ensaio

5 Descrição da Modelagem Computacional

Geração do modelo geométrico tridimensional da estrutura óssea no software Ansys

5.1 Definição da geometria

Na geração do modelo tridimensional foram tomadas medidas reais com um paquímetro, na escala de 1:1. Partindo-se do implante, adotado como marco zero, caminhou-se 5 mm tanto à esquerda como à direita ao longo do comprimento da estrutura óssea por meio do eixo longitudinal.

Encontra-se na Figura 5.1 as tíbias de coelho, podendo-se notar as demarcações a lápis a cada 5 milímetros.



Figuras 5.1 - Foto das tíbias demarcadas a cada 5 milímetros.

O comprimento da estrutura óssea analisada foi de aproximadamente 12 cm, considerando a extremidade superior (“cabeça” do osso).

5.1.1 Criação da geometria no software Ansys

Para a criação das linhas do modelo geométrico foi necessária uma série de medidas das seções transversais ao longo do comprimento do osso. O objetivo foi tentar reproduzir as seções como se fossem realizadas por uma tomografia computadorizada.

Na tomografia, uma série ordenada de seções é executada pelo equipamento (tomógrafo) e a partir dessas seções é feita a reconstrução por imagens do modelo sólido.

Como citado anteriormente, partindo do implante, marco zero, e caminhando-se a cada 5 milímetros tanto à esquerda como à direita, procedeu-se à medição da estrutura óssea por meio de paquímetro. Foram tomados pontos sempre seguindo um mesmo padrão de medição. Os pontos foram ordenados numa sequência.

Assim, os pontos de um mesmo plano vertical constituíram aproximadamente uma semi-elipse, criando a área de uma seção transversal. A base da seção transversal pode ser aproximada por um segmento de reta. As seções transversais estavam constituídas, sendo espaçadas de 5 milímetros ao longo do eixo de medição.

Após a criação das áreas, procedeu-se à união das mesmas para geração do volume geométrico tridimensional. Foram unidas duas a duas as áreas de seções transversais por meio de comandos do software, formando um sólido extrudado, como visto na Figura 5.28. A área da primeira seção escolhida uniu-se à da segunda seção por meio da junção de pontos e de linhas previamente selecionados. A segunda área uniu-se a terceira área, e assim por diante, até a criação final do volume.

A última seção do volume à esquerda do implante representa a extremidade superior da estrutura óssea e é percebida pela proeminência em relação às demais seções volumétricas. Nota-se também pela Figura 5.2, que a extremidade inferior da estrutura óssea apresenta um comportamento linear, ou seja, a área da seção transversal não se altera.

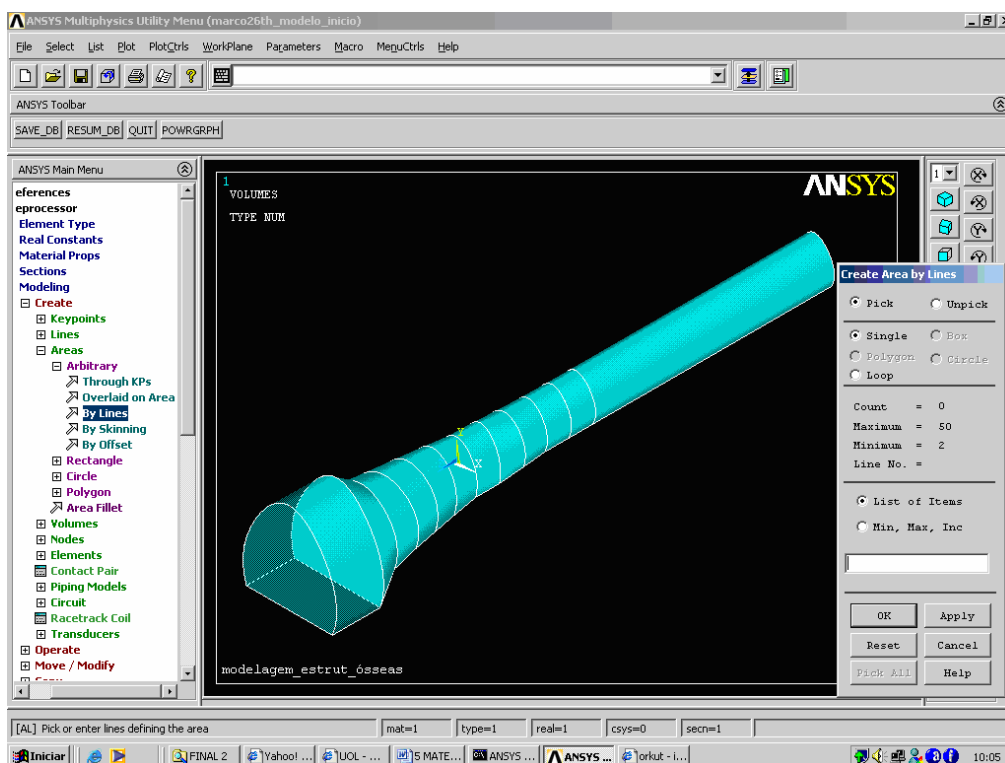


Figura 5.2 – Modelagem de estruturas ósseas, criação da geometria

A região de osseointegração foi adotada como sendo uma esfera de raio 4,5mm com centro coincidente com o centro de gravidade do implante. Podemos aproximar a região de osseointegração visto que a estrutura óssea real se aproxima de uma esfera.

Na Figura 5.3 pode-se notar a região osseointegrada devido à presença do implante de titânio, constituindo uma calosidade óssea ao redor do mesmo.



Figura 5.3 – Região de osseointegração na estrutura óssea

Assim o esboço do modelo foi construído ao longo do comprimento.

Na Figura 5.4, encontra-se o modelo geométrico final da estrutura não-osseointegrada com áreas e volumes gerados. As diferentes cores representam cada seção volumétrica constituída através dos comandos computacionais.

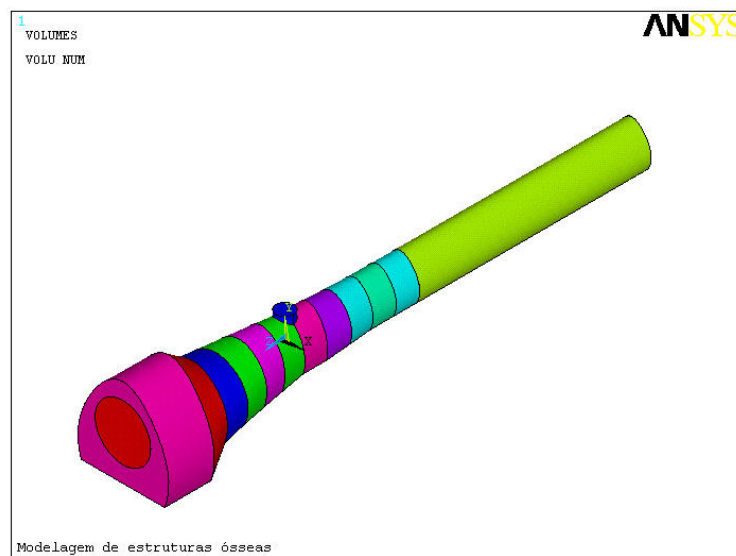


Figura 5.4 - Modelo com áreas e volumes gerados

5.1.1.1 Geometria sem implante

Nesta etapa da modelagem, gerou-se o furo por onde traspassaria o implante de titânio, adotado como cilíndrico. Assim, a geometria ficou construída, conforme figura 5.5.

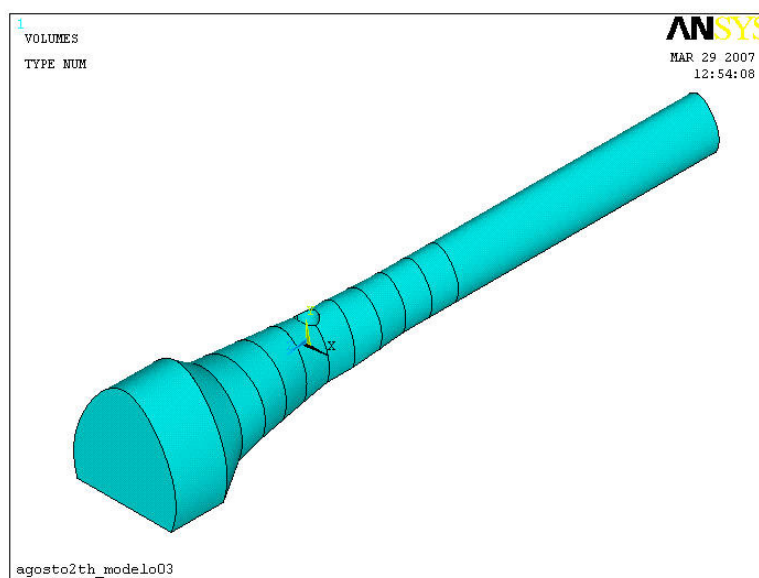


Figura 5.5 – Geometria do modelo sem implante.

5.1.1.2 Geometria com implante não-osseointegrado

Nesta modelagem, gerou-se o implante de titânio cilíndrico com diâmetro de 3.75 mm e 10 m de altura. Em cor roxa, a representação do osso medular. Assim, a geometria da estrutura óssea foi construída conforme figura 5.6.

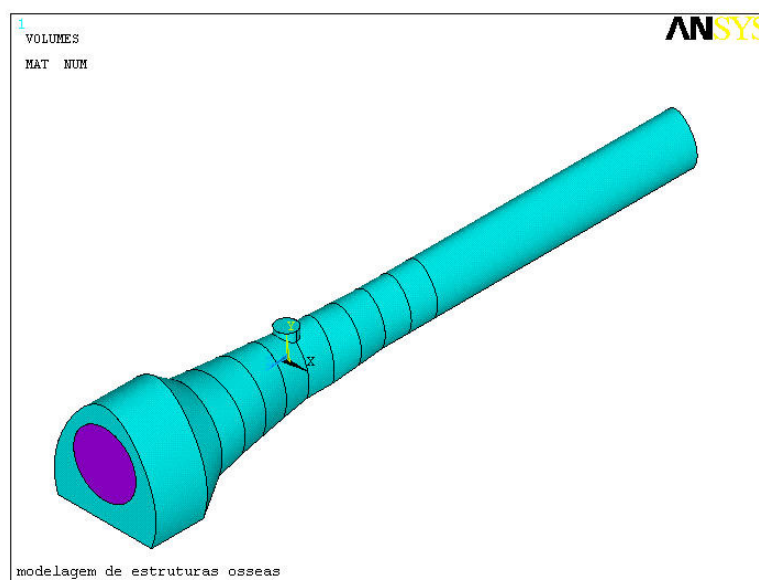


Figura 5.6 – Geometria do modelo com implante não osseointegrado.

5.1.1.3 Geometria com implante osseointegrado

Neste estágio da modelagem, após a geração do implante cilíndrico, gerou-se a região de osseointegração, representada neste caso por uma esfera maciça com centro de gravidade coincidente com o do implante cilíndrico. Em cor vermelha, a representação do implante cilíndrico e em roxo, o osso medular. Assim, a geometria do modelo da estrutura óssea foi construída de acordo com a Figura 5.7.

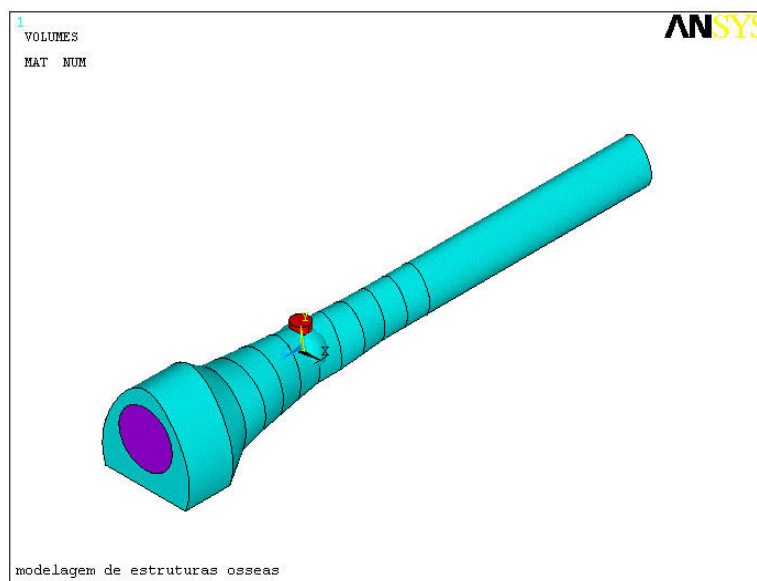


Figura 5.7 – Geometria do modelo com implante osseointegrado.

5.2 Definição das propriedades do material

Encontra-se na Tabela 1 todas as propriedades materiais utilizadas no experimento. O módulo de elasticidade do osso cortical encontrado foi de 20 GPa, e o módulo de elasticidade do osso trabecular foi de 5 GPa, ao passo que o módulo de elasticidade do implante, feito de titânio foi de 110 GPa segundo SIMON et al (2003). A razão de Poisson utilizada foi a mesma para todos os componentes da estrutura óssea. O módulo de elasticidade usado para a região osseointegrada foi adotado como sendo de 20 GPa.

Tabela 1 – Propriedades dos materiais aplicados no modelo numérico

	Módulo de elasticidade	Razão de Poisson
Osso cortical	20 GPa	0.3
Osso medular	5 GPa	0.3
Implante	110 GPa	0.3
Osseointegração	20 GPa	0.3

As estruturas ósseas foram modeladas no software Ansys versão 10.0 da Ansys Inc., como sendo material de características estrutural, linear, elástico e isotrópico.

5.2.1 Modelo sem implante

Neste caso do modelo sem implante, pode-se dizer que foram utilizados somente os materiais do osso cortical, mais rígido, e do osso medular, menos rígido.

5.2.2 Modelo com implante não osseointegrado

Neste caso foram utilizados como materiais, o osso cortical, osso medular e o implante de titânio.

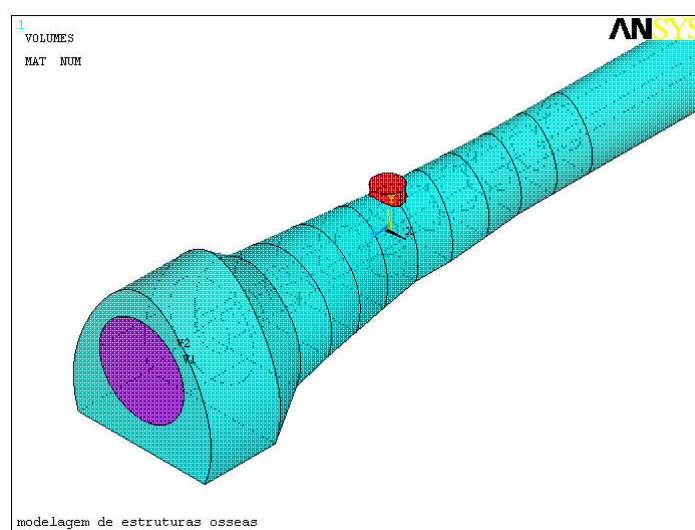


Figura 5.8 – Modelo mostrando a distinção de materiais (osso cortical-verde, osso medular-roxo, implante-vermelho)

5.2.3 Modelo com implante osseointegrado

Neste último caso, utilizou-se como materiais o osso cortical, medular, implante de titânio e por fim a região de osseointegração.

Na figura 5.9, é apresentado o gráfico de seleção de materiais através do comando de translucidez do Ansys, onde se podem notar os vários tipos de materiais com cores próprias no modelo com implante osseointegrado.

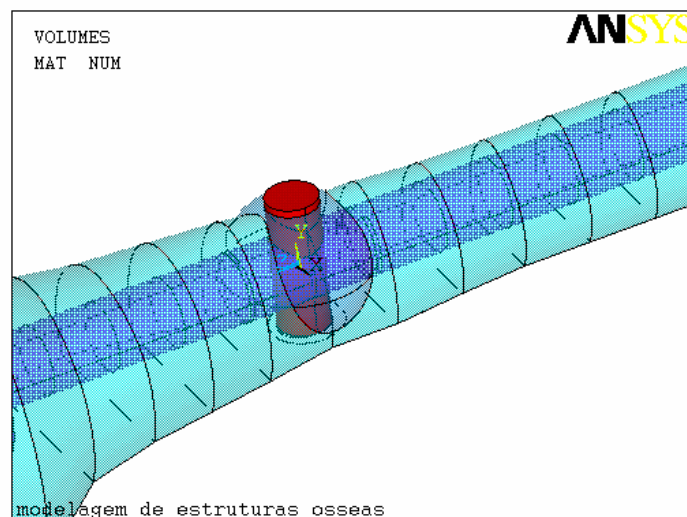


Figura 5.9 – Modelo mostrando a distinção de materiais (osso cortical-verde, osso medular-azul, implante-vermelho, osseointegração-esfera-verde)

5.3 Definição das malhas de elementos finitos

Na construção da malha do modelo geométrico, foram utilizados 47516 elementos tetraédricos de 10 nós do tipo SOLID 92. A malha utilizada foi do tipo livre-FREE MESH.

Descrição do elemento SOLID 92

SOLID 92 tem um comportamento quadrático de deslocamentos e é apropriado para modelar formas irregulares. O elemento é definido por 10 nós tendo três graus de liberdade para cada nó: translações nas direções nodais x,y e z, e é mostrado na Figura 5.10.

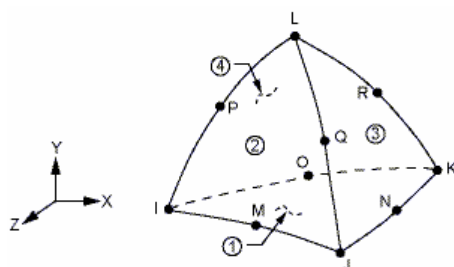


Figura 5.10- Elemento Solid 92 de 10 nós

Abaixo, seguem-se as figuras 5.11, 5.12 e 5.13 das malhas para os 3 casos (Grupos GSI, GNO e GO).

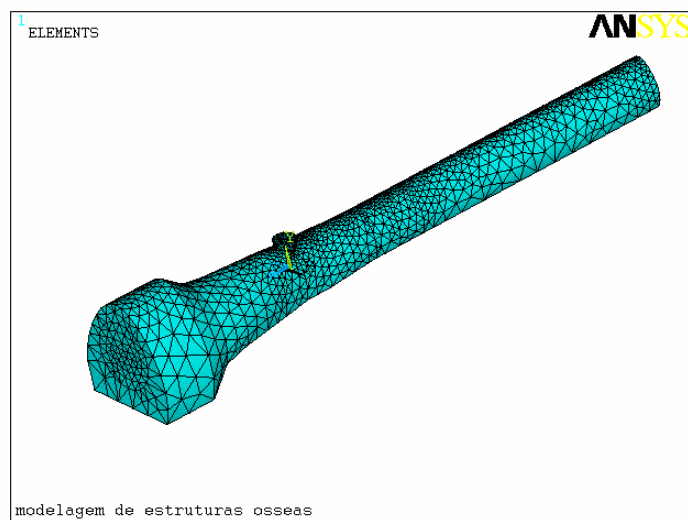


Figura 5.11 - Malha do Grupo GSI

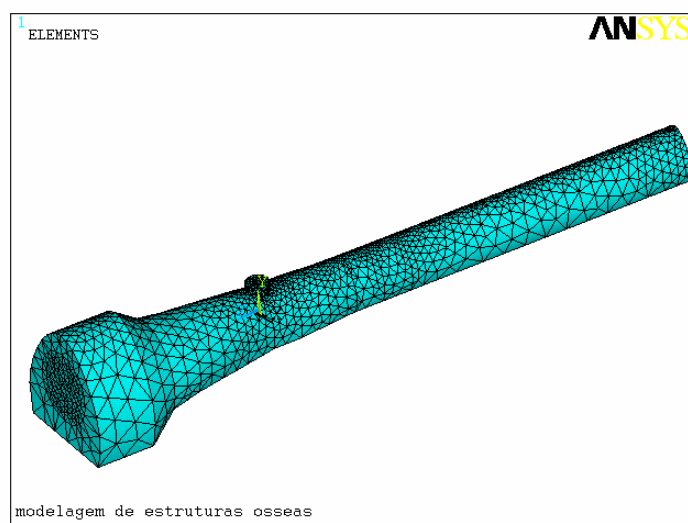


Figura 5.12 - Malha do Grupo GNO

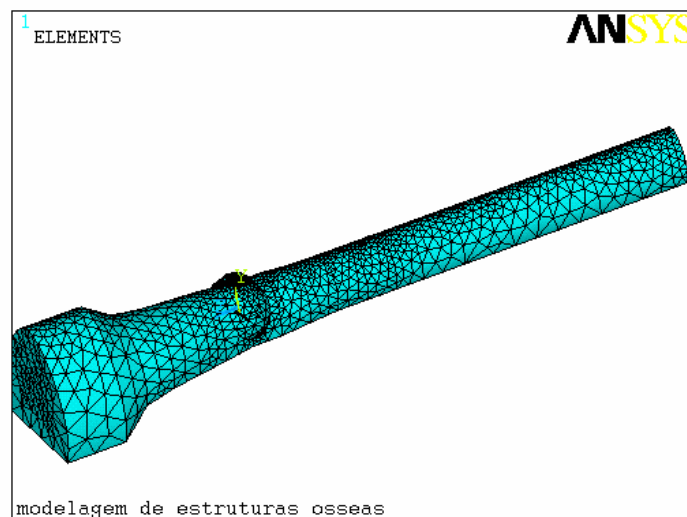


Figura 5.13 - Malha do Grupo GO

Na figura 5.14, nota-se que a malha na região de osseointegração possui maior precisão, ou seja, existe um maior número de elementos do tipo tetraédrico, principalmente na região do implante.

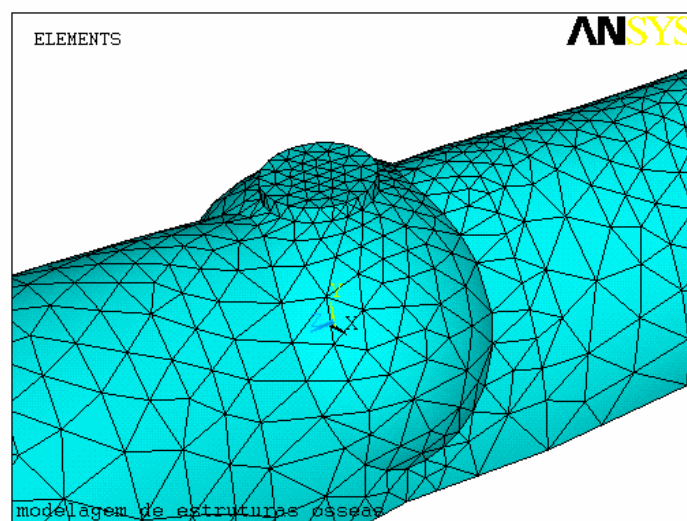


Figura 5.14 - Detalhe da malha do Grupo GO

5.4 Condições de carregamento

As condições de contorno no modelo foram aplicadas a uma distância de 25 mm do implante, tanto à direita como à esquerda, exatamente nas linhas 13 e 21 que compõem o modelo tridimensional.

Segundo os dados da tese de DEKON (2004), seguindo a Tabela 3 do item 6.1, no grupo não-osseointegrado, o valor médio da carga necessária à fratura foi de 37,06 kgf. A Tabela 3 foi reproduzida abaixo também.

Coelho	Peso	Condição	Carga- em kgf	Decréscimo de Resistencia (%)
1	4	sem E/ com D	68,20/36,40	-46,62
2	3,8	sem D/com E	65,75/34,20	-47,98
3	4,3	sem E/com D	61,40/41,95	-31,67
4	4	sem D/com E	60,25/39,80	-33,94
5	4,3	sem E/com D	67,10/44,30	-33,97
6	3,8	sem D/com E	70,10/29,10	-58,48
7	4,4	sem E/com D	50,65/39,65	-21,71
8	4,2	sem D/com E	69,75/38,30	-45,08
9	4,1	sem E/com D	85,95/35,55	-58,63
10	3,8	sem D/com E	61,15/31,40	-48,65
médias	4,07	sem/ com	66,03/ <u>37,06</u>	<u>-43,87</u>
desvio padrão	0,23		9,12/4,69	

$$\text{Área} = \pi \cdot d^2 / 4 = \pi \cdot 3,75^2 / 4 = 11,0443 \text{ mm}^2$$

$$\text{Pressão} = 37,06 / 11,0443 = 3,3555 \text{ kgf/mm}^2 = 33,6 \text{ N/mm}^2 = 33,6 \text{ MPa}$$

Onde d= diâmetro do implante

Por outro lado, a carga necessária à ocorrência da fratura no grupo osseointegrado foi de 67,99 kgf (valor médio), seguindo a Tabela 4 do item 6.1, também reproduzida abaixo.

Coelho	Peso	Condição	Carga - em kgf	Acréscimo de Resistência (%)
11	4,2	sem E/ com D	64,05 /71,45	11,55
12	4	sem D/ com E	56,70 /83,25	46,82
13	4,2	sem E/ com D	64,95 /73,55	13,82
14	4,3	sem D/ com E	52,75 /58,60	11,09
15	4,1	sem E/ com D	54,75 /64,65	18,08
16	3,9	sem D/ com E	34,10 /53,35	56,54
17	3,8	sem E/ com D	58,6 /62,75	7,08
18	4,3	sem D/ com E	54,20 /71,05	31,08
19	4,5	sem E/ com D	50,30 /67,85	34,89
20	3,8	sem D/ com E	57,20 /73,40	28,32
médias	4,11	sem/com	54,76 / <u>67,99</u>	<u>24,16</u>
desvio padrão	0,23		8,60/ 8,53	

$$\text{Pressão} = 67,99 / 11,0443 = 6,1561 \text{ kgf/mm}^2 = 61,6 \text{ N/mm}^2 = 61,6 \text{ MPa}$$

Abaixo, segue-se a tabela 2 contendo os casos analisados com as respectivas cargas aplicadas e pressões calculadas.

Tabela 2 – Carregamento aplicado nos 4 casos

Caso	Carga aplicada kgf	Pressão calculada MPa
GSI F66	66.03	59.8
GNO F37	37.06	33.6
GSI F54	54.76	49.6
GO F68	67.99	61.6

Onde: (GSI= grupo sem implante; GNO= grupo não-osseointegrado; GO= grupo osseointegrado; F=carga aplicada no modelo em Kgf).

Abaixo, seguem os gráficos onde se observam as restrições e os carregamentos para os casos, GSI (Grupo Sem Implante), GNO (Grupo Não Osseointegrado) e GO (Grupo Osseointegrado).

Na Figura 5.15 é apresentado o carregamento para o Grupo GSIF66, cujo valor é de 59.8 MPa, visto na legenda em cor vermelha. Também são apresentadas as condições de contorno, bloqueando o movimento nos três graus de liberdade (x, y e z).

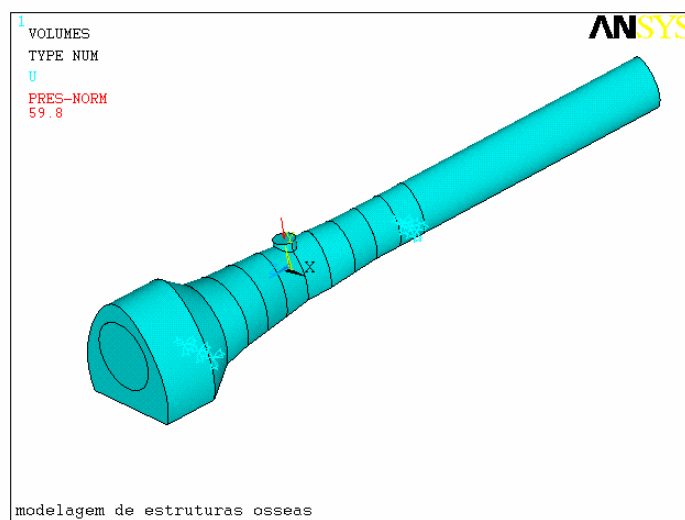


Figura 5.15 - Restrições e carregamento Grupo GSI F66

Analogamente, na Figura 5.16 é apresentado o carregamento em forma de pressão sobre a superfície do implante para o Grupo GNO. O valor de 33.56 MPa está em cor vermelha.

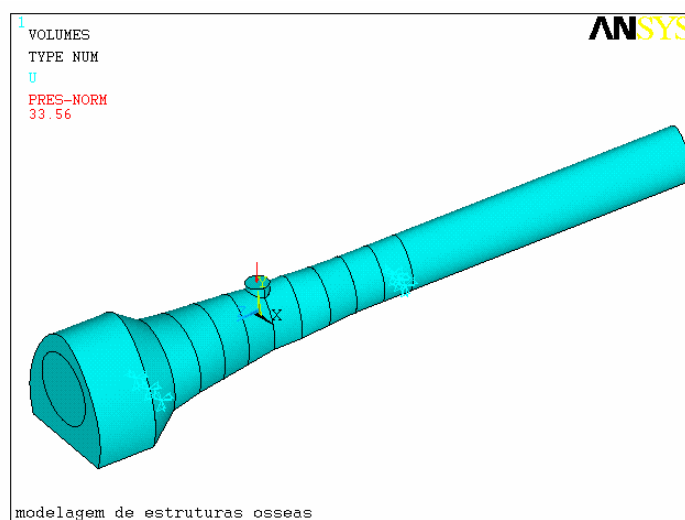


Figura 5.16 - Restrições e carregamento Grupo GNO

Seguindo a mesma linha, as Figuras 5.17 e 5.18 apresentam as restrições e os carregamentos em forma de pressão para os respectivos grupos, GSI F54 e GO.

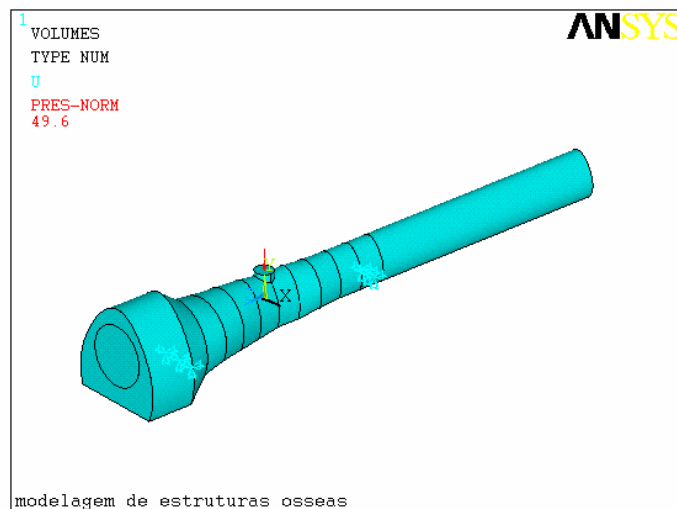


Figura 5.17 - Restrições e carregamento Grupo GSI F54

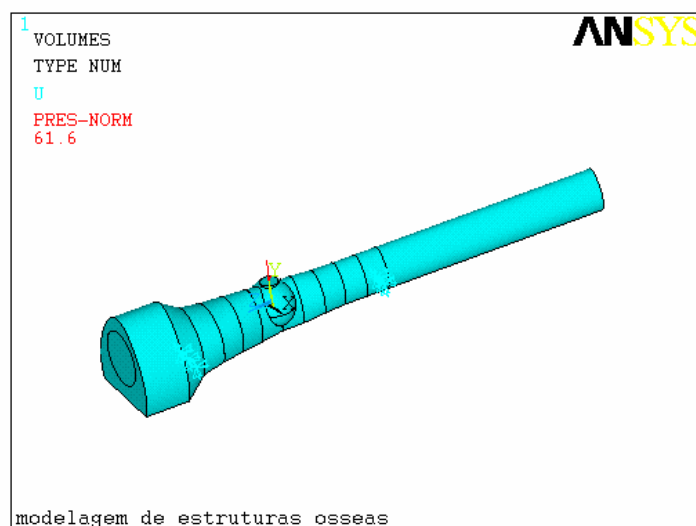


Figura 5.18 - Restrições e carregamento Grupo GO

O carregamento foi aplicado na forma de pressão sobre a superfície do implante utilizando-se o comando (Define Loads>Displacements>Pressure>on Areas), da mesma forma que no experimento realizado por DEKON (2004), em que a célula de carga comprimiu o implante na região de sua superfície superior.

Equipamentos utilizados

O microcomputador utilizado tem um processador Intel Pentium 4 2.4 GHz com memória de 524MB e o software Ansys Release 10.0 da Ansys Incorporated.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste item, vamos dividir as análises em cinco grupos distintos, a saber: Grupo 1, análise dos dados experimentais e resultados numéricos; Grupo 2, comparação entre o grupo GNO versus grupo GO; Grupo 3, análise da estrutura óssea com carga sem implante; Grupo 4, carga sem osseointegração e finalmente Grupo 5, carga com osseointegração.

A tensão de escoamento (Yield stress) encontrada na literatura, segundo RAMASAMY (2006), foi de $70,8 \pm 19,0$ MPa no membro anterior e de $38,0 \pm 11,8$ MPa no membro posterior. Utilizou-se a tensão de escoamento para o membro posterior, que na verdade é muito próxima da tensão de ruptura, pois a fratura é do tipo frágil. Portanto, neste trabalho a tensão de ruptura é equivalente à tensão de escoamento.

6.1 Dados experimentais e resultados numéricos

Neste primeiro grupo, fez-se uma comparação dos resultados da simulação no Ansys com os resultados experimentais obtidos por DEKON (2004).

Foram realizados dois grupos de análise experimental. No primeiro grupo da amostra, foi avaliada a tíbia sem implante e com implante sem osseointegração, onde foi observada a carga máxima que cada grupo atingiu até o rompimento. Já no segundo grupo, foi comparada a tíbia sem implante e implante com osseointegração e também foi observada a carga máxima de ruptura.

6.1.1 Análise do Grupo GSI x Grupo GNO

Na Tabela 3 é mostrado o resultado experimental para o Grupo GSI (Grupo Sem Implante) e Grupo GNO (Grupo Não Osseointegrado). Observa-se que a carga máxima ocorreu na quarta coluna no sentido da esquerda para a direita. O valor médio da carga para o rompimento das tíbias vale para o caso sem implante aproximadamente 66 kgf e para o caso com implante sem osseointegração aproximadamente 37 kgf. A última coluna (esquerda para a direita) mostra a variação da resistência, ou seja, houve uma redução da resistência com a colocação do implante não osseointegrado.

Na terceira coluna da esquerda para a direita, as siglas sem e com significam respectivamente, a ausência e presença de implante, sendo que E representa tibia esquerda e D a tibia direita. Nota-se que houve uma proposital permutação entre a perna em que foi inserido o implante, se no primeiro coelho foi inserido na tibia direita, no segundo coelho o implante era inserido na tibia esquerda, de forma a se evitar vícios na amostra.

Tabela 3 – Grupo com Implante não osseointegrado

Coelho	Peso	Condição	Carga- em kgf	Decréscimo de Resistencia (%)
1	4	sem E/ com D	68,20/36,40	-46,62
2	3,8	sem D/com E	65,75/34,20	-47,98
3	4,3	sem E/com D	61,40/41,95	-31,67
4	4	sem D/com E	60,25/39,80	-33,94
5	4,3	sem E/com D	67,10/44,30	-33,97
6	3,8	sem D/com E	70,10/29,10	-58,48
7	4,4	sem E/com D	50,65/39,65	-21,71
8	4,2	sem D/com E	69,75/38,30	-45,08
9	4,1	sem E/com D	85,95/35,55	-58,63
10	3,8	sem D/com E	61,15/31,40	-48,65
médias	4,07	sem/ com	66,03/ <u>37,06</u>	<u>-43,87</u>
desvio padrão	0,23		9,12/4,69	

Esta mesma condição foi simulada no modelo de Elementos Finitos através do Ansys.

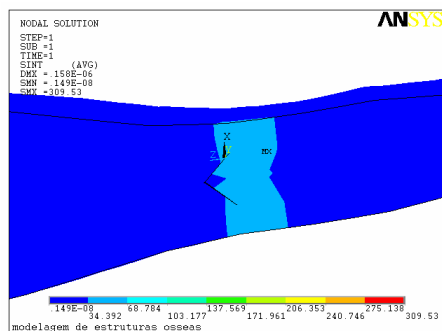


Fig 6.1 Grupo GSI carga 66.03 kgf

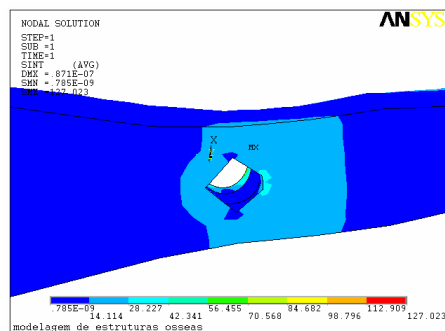


Fig 6.2 Grupo GNO carga 37.06 kgf

Nas figuras 6.1 e 6.2, comparando-se os grupos GSIxGNO, nota-se que tanto o Grupo GSI quanto o Grupo GNO, apresentam valores de tensão superiores ao valor de tensão de ruptura. No grupo GSI o valor encontrado na região do implante foi de 42 MPa, ao passo que no grupo GNO o valor encontrado foi de 40 MPa.

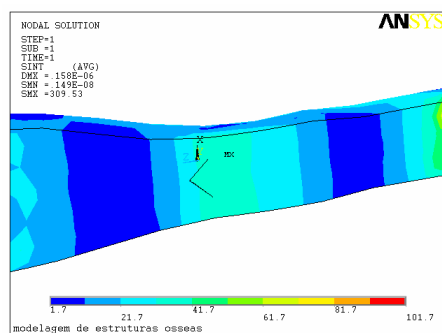


Fig 6.3 Grupo GSI carga 66.03 kgf

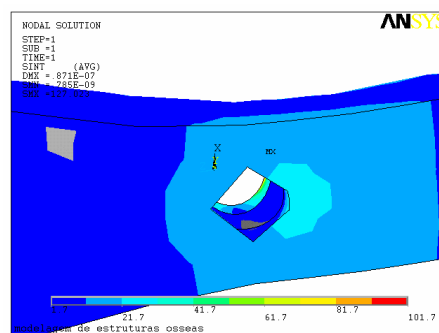


Fig 6.4 Grupo GNO carga 37.06 kgf

Nas figuras 6.3 e 6.4, a ausência de osseointegração (direita) provoca uma redução no nível de tensões comparando-se com o grupo GSI.

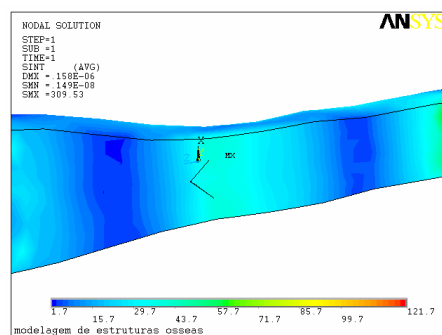


Fig 6.5 Grupo GSI carga 66.03 kgf

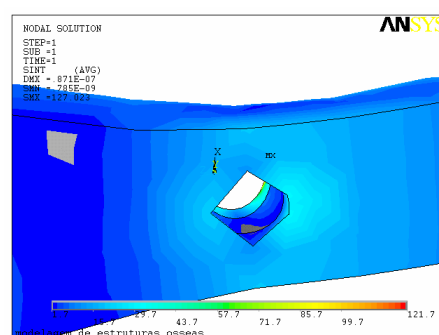


Fig 6.6 Grupo GNO carga 37.06 kgf

Nas figuras 6.5 e 6.6, observa-se a influência da ausência de osseointegração, que gerou uma redução de tensões em relação ao Grupo GSI. Isso é comprovado pelos dados experimentais de DEKON (2004).

6.1.2 Grupo GSI x Grupo GO

Na Tabela 4 é mostrado o resultado experimental para o Grupo GSI (Grupo sem implante) e Grupo GO (Grupo Osseointegrado). Observa-se que a carga máxima

ocorreu na quarta coluna no sentido da esquerda para a direita. Nota-se o valor médio da carga para o rompimento das tíbias. Para o caso sem implante o valor é de aproximadamente 55 kgf. Para o caso com implante osseointegrado o valor é de aproximadamente 68 kgf. A última coluna mostra a variação da resistência, ou seja, houve um aumento da resistência com a colocação do implante osseointegrado.

Tabela 4- Grupo com Implante osseointegrado

Coelho	Peso	Condição	Carga - em kgf	Acréscimo de Resistência (%)
11	4,2	sem E/ com D	64,05 /71,45	11,55
12	4	sem D/ com E	56,70 /83,25	46,82
13	4,2	sem E/ com D	64,95 /73,55	13,82
14	4,3	sem D/ com E	52,75 /58,60	11,09
15	4,1	sem E/ com D	54,75 /64,65	18,08
16	3,9	sem D/ com E	34,10 /53,35	56,54
17	3,8	sem E/ com D	58,6 /62,75	7,08
18	4,3	sem D/ com E	54,20 /71,05	31,08
19	4,5	sem E/ com D	50,30 /67,85	34,89
20	3,8	sem D/ com E	57,20 /73,40	28,32
médias	4,11	sem/com	54,76 / <u>67,99</u>	<u>24,16</u>
desvio padrão	0,23		8,60/ 8,53	

Esta mesma condição foi simulada no modelo de Elementos Finitos.

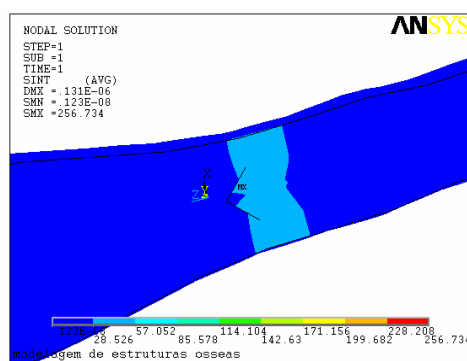


Fig 6.7 Grupo GSI carga 54.76 kgf

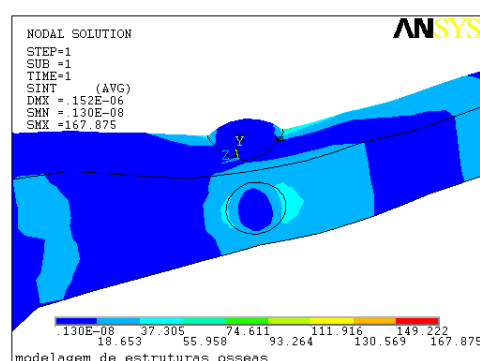


Fig 6.8 Grupo GO carga 67.99 kgf

Nas figuras 6.7 e 6.8, comparando-se os grupos GSIxGO, nota-se que tanto o Grupo GSI quanto o Grupo GO apresentam valores de tensão superiores ao valor de tensão de ruptura. No grupo GSI o valor encontrado na região do implante foi de aproximadamente 43 MPa, ao passo que no grupo GO o valor encontrado foi de 40 MPa.

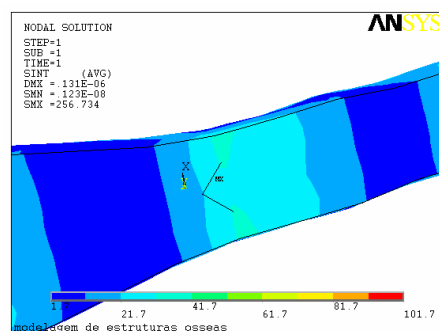


Fig 6.9 GSI carga 54.76 kgf

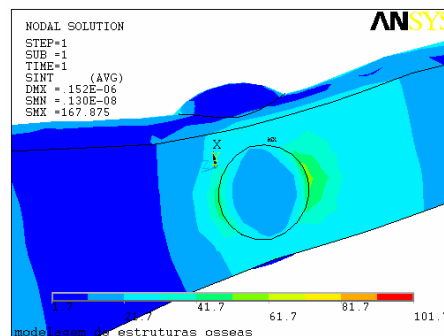


Fig 6.10 GO carga 67.99 kgf

Nas figuras 6.9 e 6.10, analisando comparativamente, nota-se que a presença da osseointegração na figura à direita, contribui para o aumento do nível de tensões.

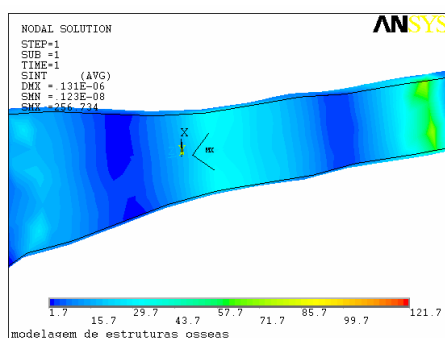


Fig 6.11 GSI carga 54.76 kgf

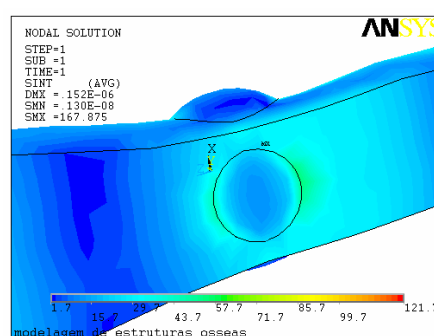


Fig 6.12 GO carga 67.99 kgf

Nas figuras 6.11 e 6.12, nota-se que a osseointegração contribui para o aumento de rigidez da estrutura do grupo GO, analisando comparativamente, isso representa uma redução no nível de tensões.

6.2 Grupo GNO x Grupo GO

Neste grupo de análise foram efetuadas comparações entre GNO (Grupo Não Osseintegrado) e GO (Grupo Osseintegrado). Ainda segundo os dados da Tabela 3 e Tabela 4, respectivamente, foi verificado que a carga máxima para ruptura no GNO foi de aproximadamente 37 kgf (quarta coluna da esquerda para a direita) e no GO, a carga

de ruptura atinge o valor aproximado de 68 kgf (quarta coluna da esquerda para a direita). Lembrando que o período de osseointegração foi de 6 meses após a inserção dos implantes para o grupo GO, no grupo GNO não houve tempo para a ocorrência do fenômeno da osseointegração.

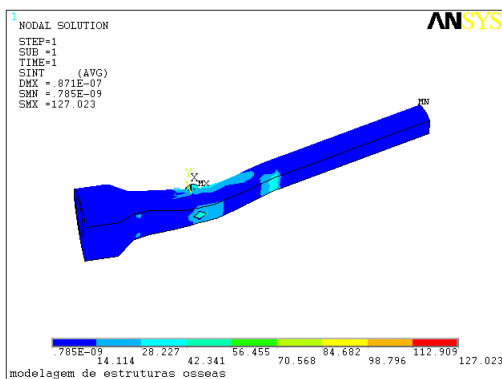


Fig 6.13- GNO estrutura completa

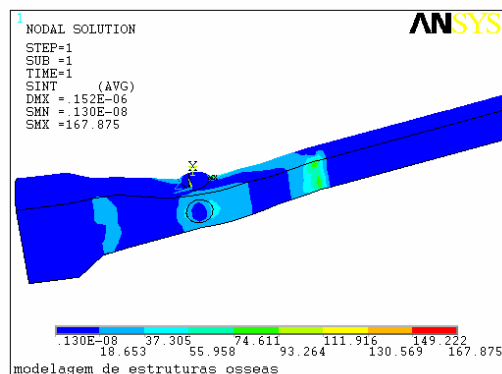


Fig 6.14- GO estrutura completa

Nas figuras 6.13 e 6.14, nota-se a intensidade de tensões no grupo GNO(esquerda) e GO (direita) de uma vista onde se pode visualizar toda a estrutura óssea.

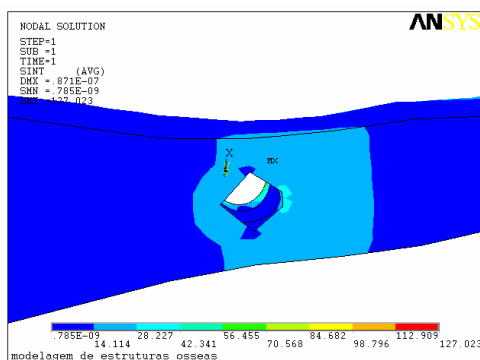


Fig 6.15 GNO Intensidade de tensões

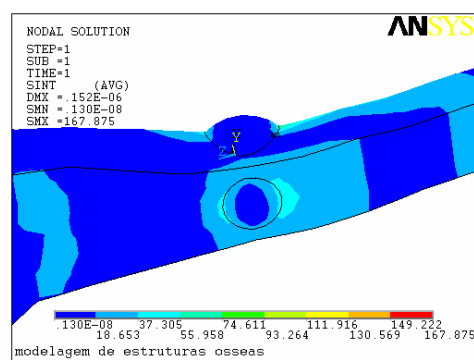


Fig 6.16 GO Intensidade de tensões

Aproximando-se as figuras no modo zoom, 6.15 e 6.16 pode-se avaliar de uma maneira mais precisa a intensidade de tensões em cada caso, GNO (esquerda) e GO (direita). Nota-se que a presença da osseointegração influi diretamente no aumento da resistência mecânica à fratura, portanto nota-se que houve uma diminuição no nível de tensões do grupo GO em relação do grupo GNO.

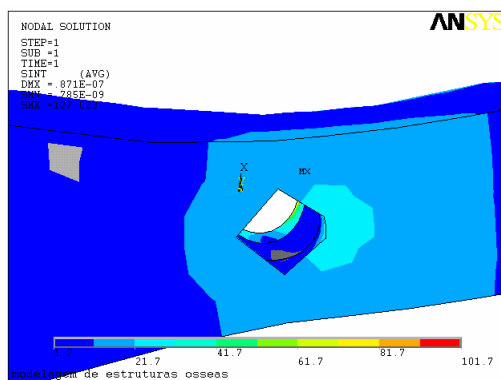


Fig 6.17-GNO Intensidade de tensões

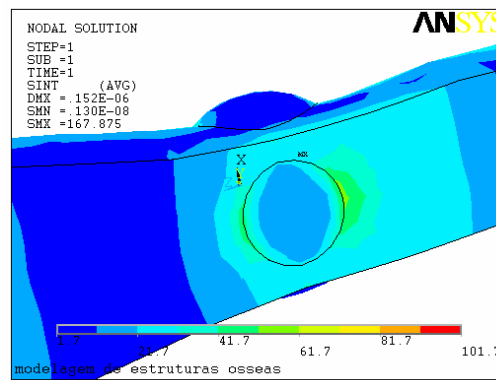


Fig 6.18-GO Intensidade de tensões

Nas figuras 6.17 e 6.18, nota-se pela vista inferior da estrutura, que no GNO (esquerda) a ausência de osseointegração indica um maior nível de tensões do que o grupo GO (direita), pois há uma queda da resistência mecânica em relação à tíbia homóloga. No grupo GO, ocorre a situação inversa, devido ao aumento da resistência mecânica.

Na Figura 6.19, nota-se que a ruptura da tíbia no GO ocorreu transversalmente ao sentido do eixo do osso, ao passo que na Figura 6.20, nota-se que a ruptura ocorreu na região do implante.



Figura 6.19- Fotografia da tíbia do coelho de número 15 do Grupo Osseointegrado e respectiva imagem radiográfica.

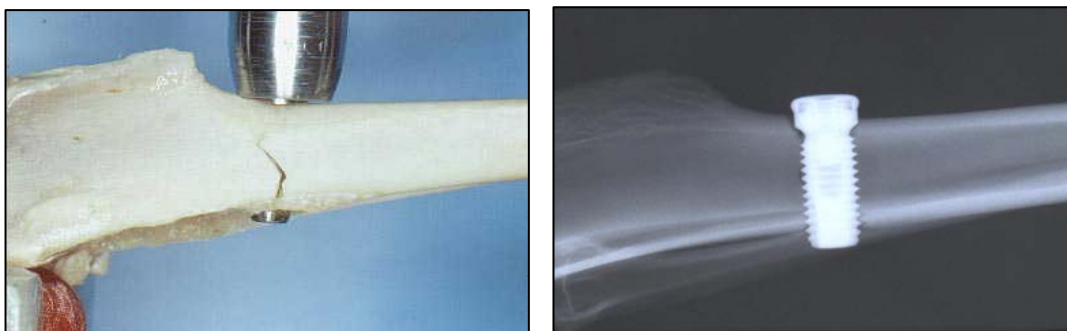


Figura 6.20 – Fotografia da tíbia do coelho de número 6 do Grupo Não-osseointegrado e respectiva imagem radiográfica.

6.3 Análise do Grupo GSI

Neste segundo grupo (Grupo GSI), analisou-se a estrutura óssea sem a presença do implante. A rigidez adotada na região onde estaria o implante foi a mesma do osso cortical.

A Figura 6.21 representa o plot das tensões totais e a Figura 6.22 mostra o plot das tensões de Von Mises.

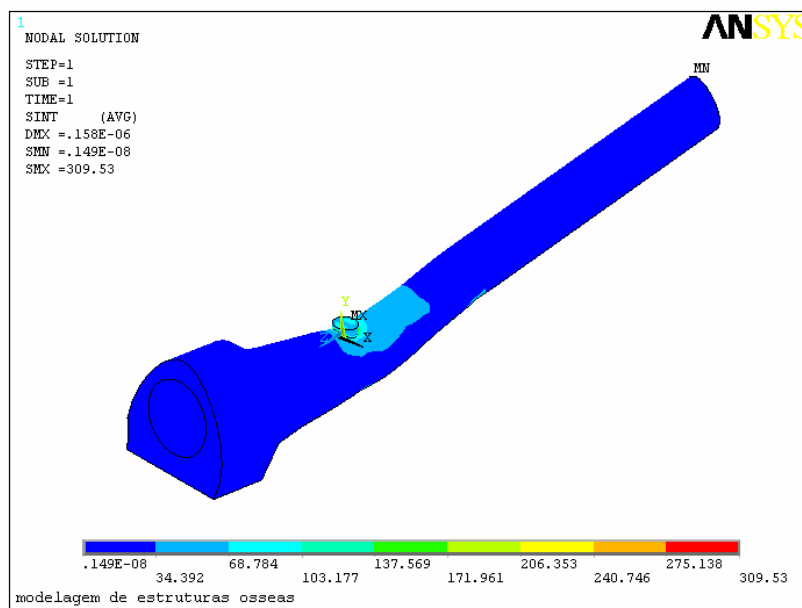


Figura 6.21 - Grupo GSI - Intensidade de tensões

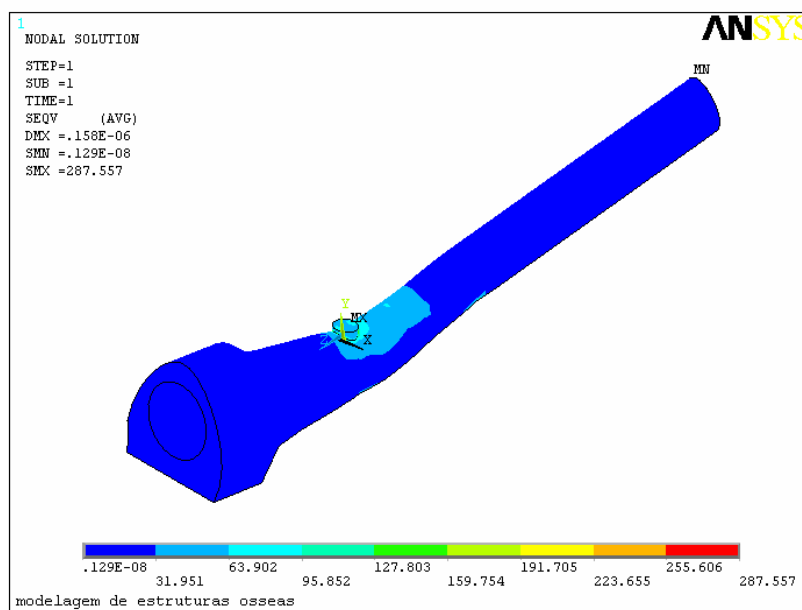


Figura 6.22 - Grupo GSI – Tensões Von Mises

A Figura 6.23 representa o osso cortical, mostrando as tensões equivalentes. Já a Figura 6.24 representa o osso medular.

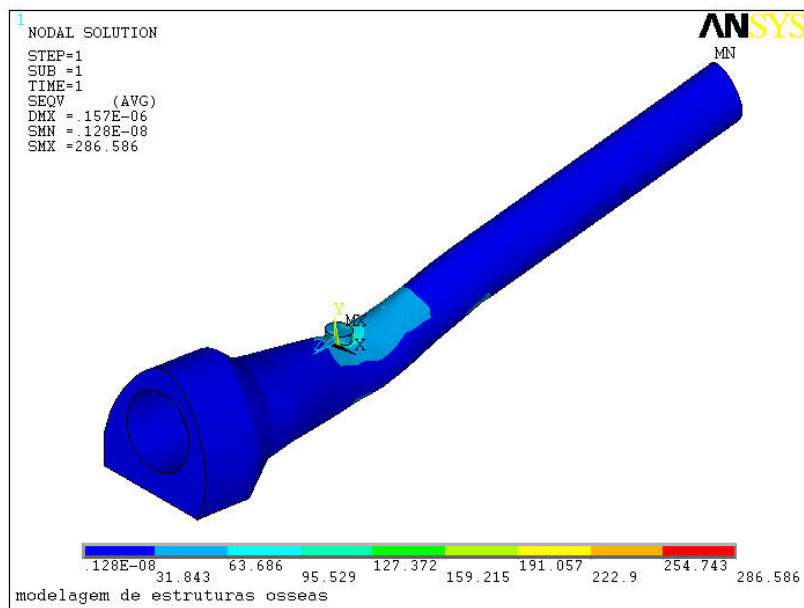


Figura 6.23 - Grupo GSI (Osso cortical) Von Mises

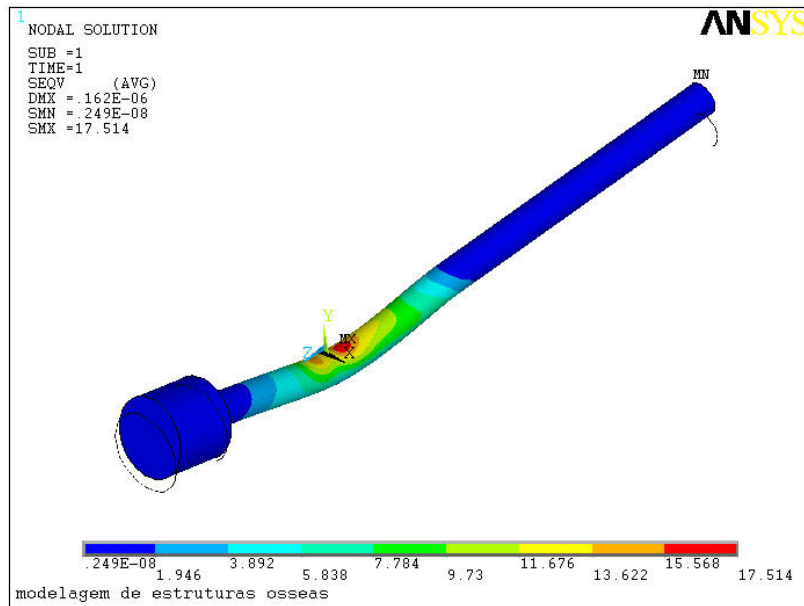


Figura 6.24 – Grupo GSI (Osso medular) Von Mises

A Figura 6.25 apresenta detalhe do osso cortical (região inferior) e a Figura 6.26 apresenta detalhe do osso medular (região inferior).

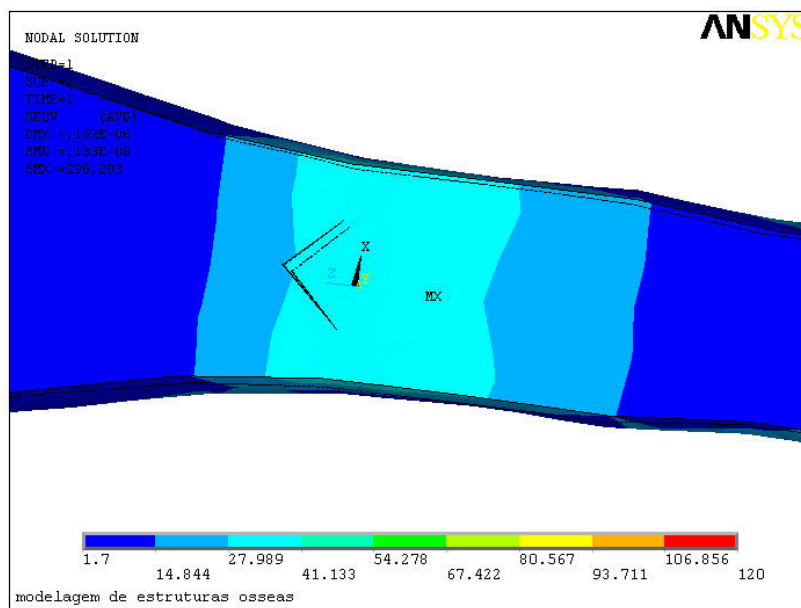


Figura 6.25 - Grupo GSI (detalhe do osso cortical)

A Figura 6.26 apresenta detalhe do osso medular.

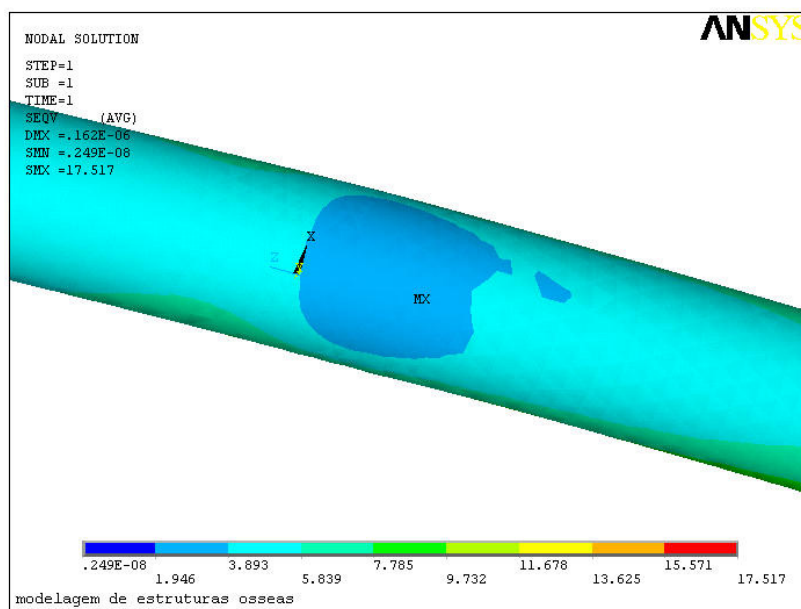


Figura 6.26 – Grupo GSI (detalhe do osso medular)

6.4 Análise do Grupo GNO

Neste terceiro grupo (Grupo GNO), analisou-se a estrutura óssea com a presença do implante, porém sem a osseointegração.

A Figura 6.27 apresenta a intensidade de tensões para o modelo do grupo não-osseointegrado. Já a Figura 6.28 apresenta as tensões de Von Mises para o modelo do grupo não-osseointegrado.

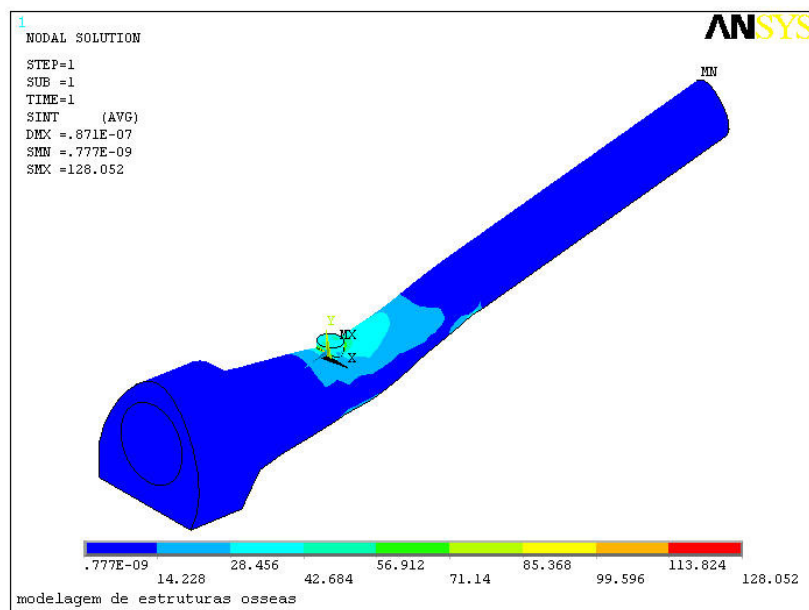


Figura 6.27 - Análise de Tensões - Intensidade (Grupo GNO)

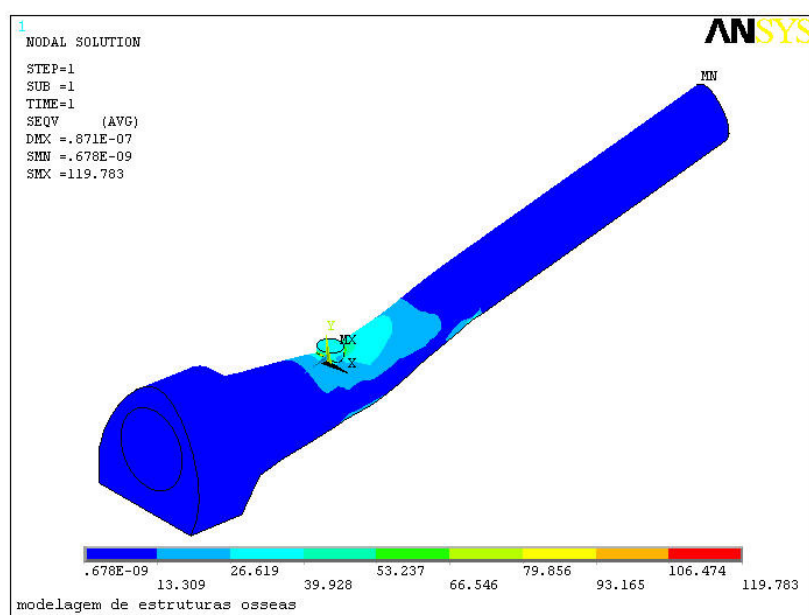


Figura 6.28 - Tensões de Von Mises (Grupo GNO)

A Figura 6.29 representa o osso cortical no grupo não-osseointegrado, plote das tensões de Von Mises, ao passo que a Figura 6.30 representa o osso medular no grupo não-osseointegrado, plote das tensões de Von Mises.

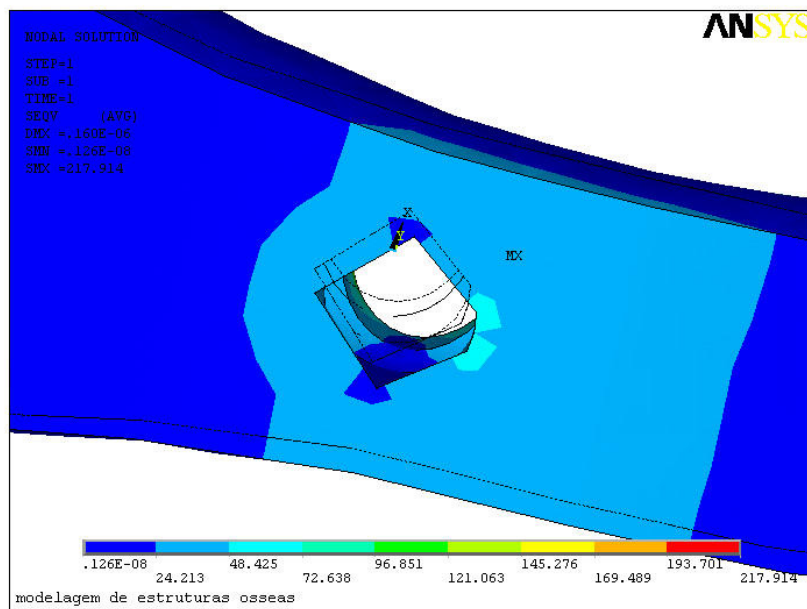


Figura 6.29 – Detalhe da região inferior do osso cortical (Von Mises)

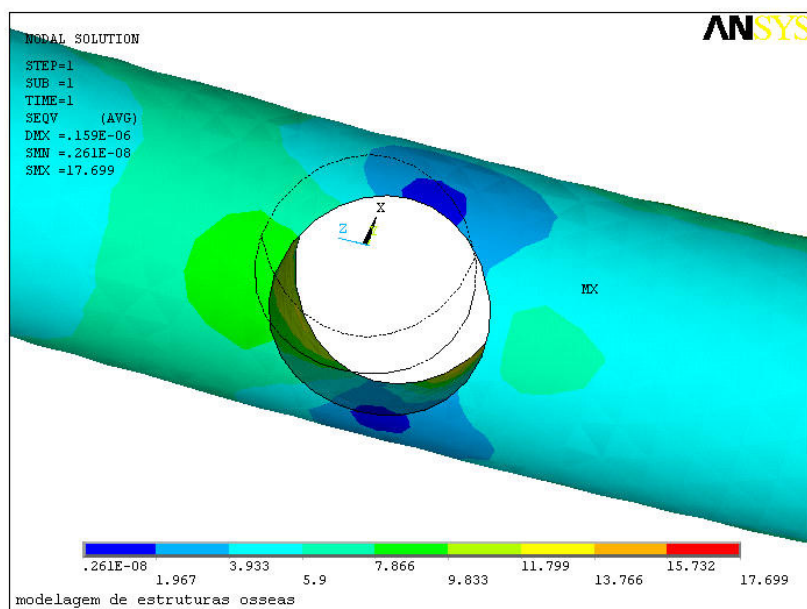


Figura 6.30- Detalhe da região inferior do osso medular (Von Mises)

A Figura 6.31 representa a região do implante no grupo não-osseointegrado, plote das tensões de Von Mises. A Figura 6.32 representa o implante no grupo não-osseointegrado, plote das tensões de Von Mises. O elemento estrutural utilizado foi o SOLID 92 de 10 nós.

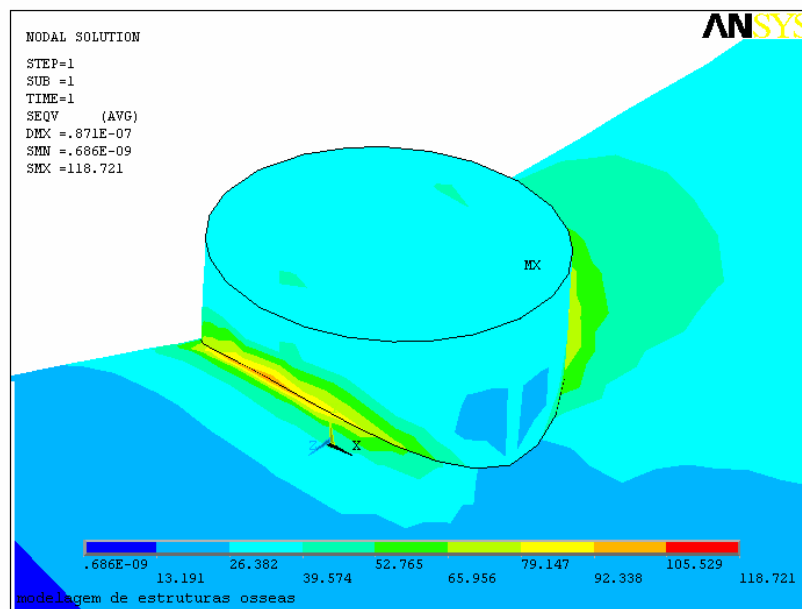


Figura 6.31- Detalhe da região do implante (Von Mises)

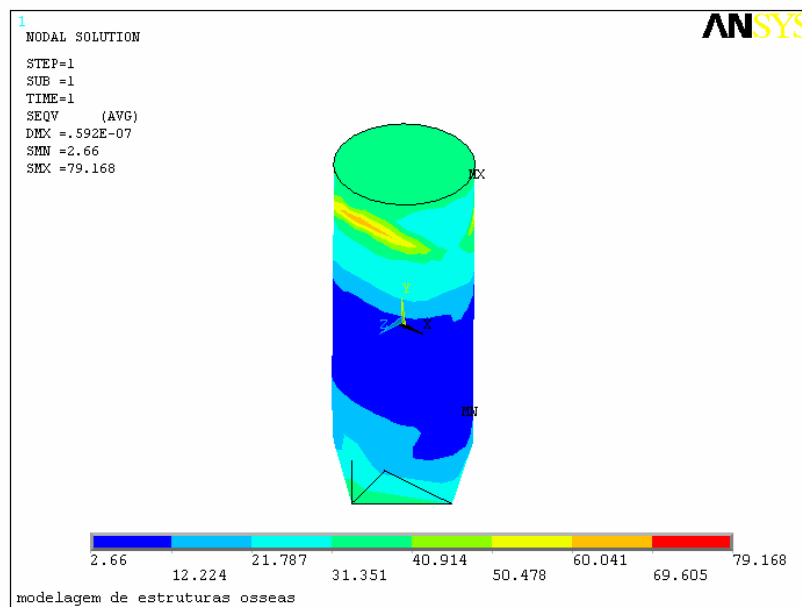


Figura 6.32- Implante (Tensões de Von Mises)

6.5 Análise do Grupo GO

Neste último grupo (Grupo GO), analisou-se a estrutura óssea com a presença do implante osseointegrado. A rigidez adotada na região do implante foi a do material titânio e a adotada na região de osseointegração foi a mesma do osso cortical.

A Figura 6.33 apresenta a intensidade de tensões para estrutura completa do grupo osseointegrado.

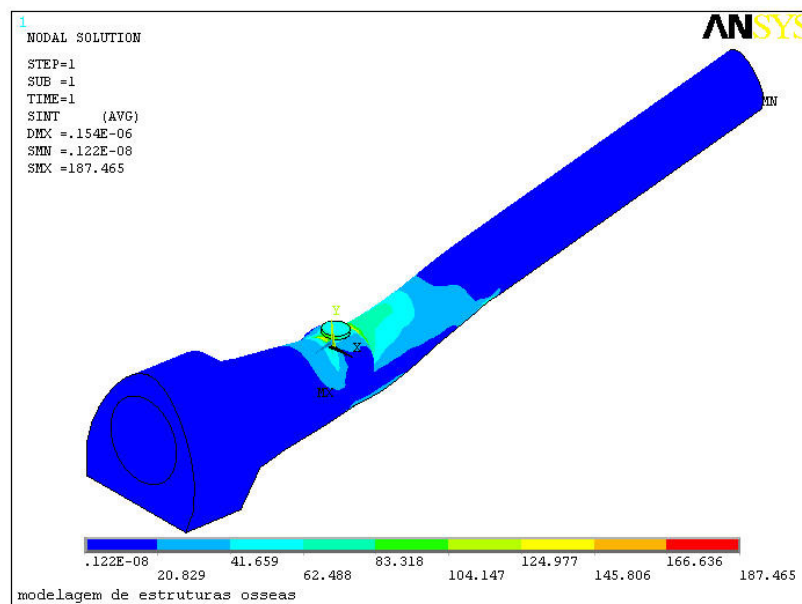


Figura 6.33 – Intensidade de tensões (Grupo GO)

A Figura 6.34 apresenta as tensões de Von Mises para o grupo osseointegrado.

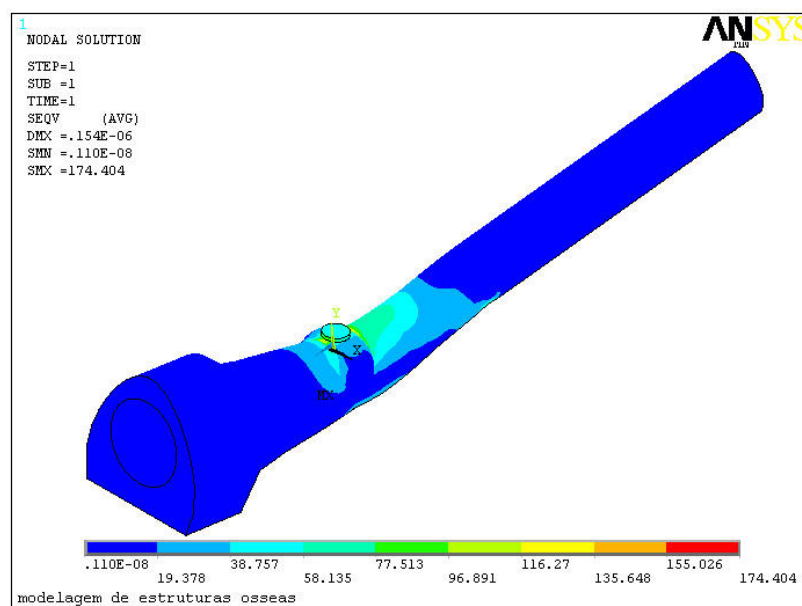


Figura 6.34 - Tensões de Von Mises (Grupo GO)

A Figura 6.35 apresenta o zoom na região de osseointegração.

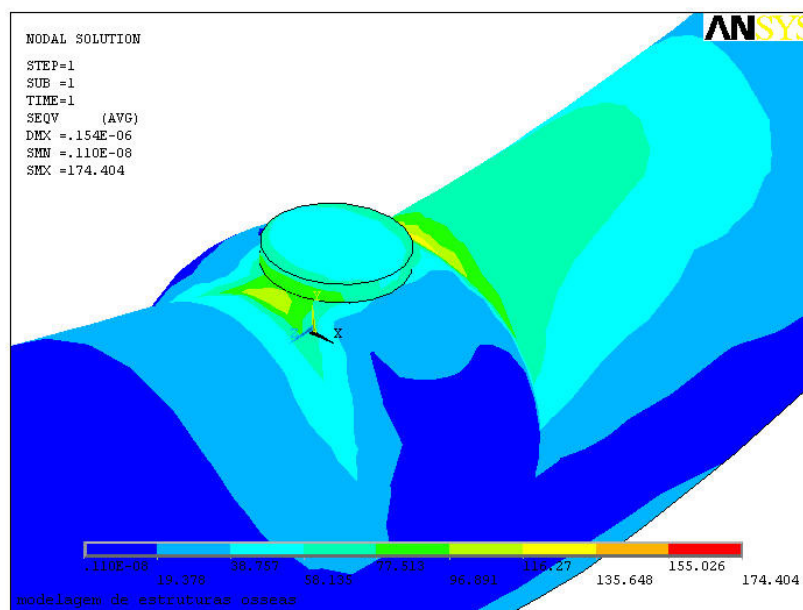


Figura 6.35 - Zoom no modelo do grupo osseointegrado- Intensidade de tensões

A Figura 6.36 mostra a vista inferior da região de osseointegração.

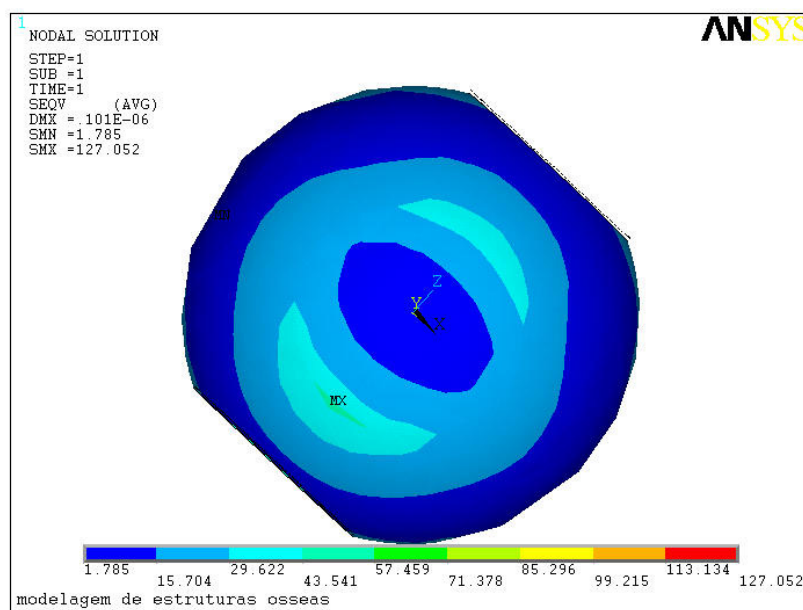


Figura 6.36- Zoom da região de osseointegração (Grupo GO)

Para a região de osseointegração, as tensões (Von Mises) foram de aproximadamente de 40 MPa, o que condiz com o valor teórico de $38 \pm 11,8$ MPa da tensão teórica no membro posterior.

Vale salientar que a tensão de escoamento, para a estrutura óssea, possui um valor bem próximo da tensão de ruptura, apresentando uma fratura do tipo frágil.

A Figura 6.37 mostra as tensões para o osso cortical.

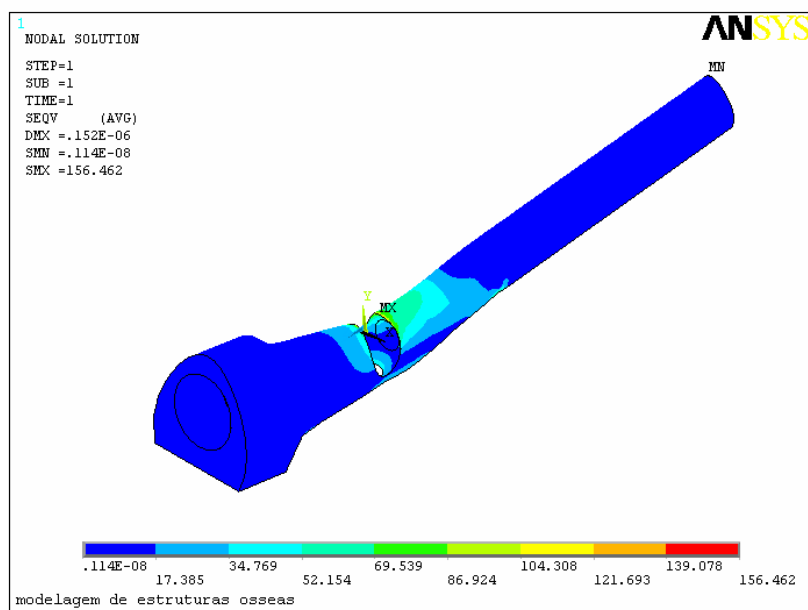


Figura 6.37- Tensões de Von Mises para o osso cortical

As Figuras 6.38 e 6.39 mostram as tensões para o osso medular e o zoom da região inferior do mesmo, respectivamente.

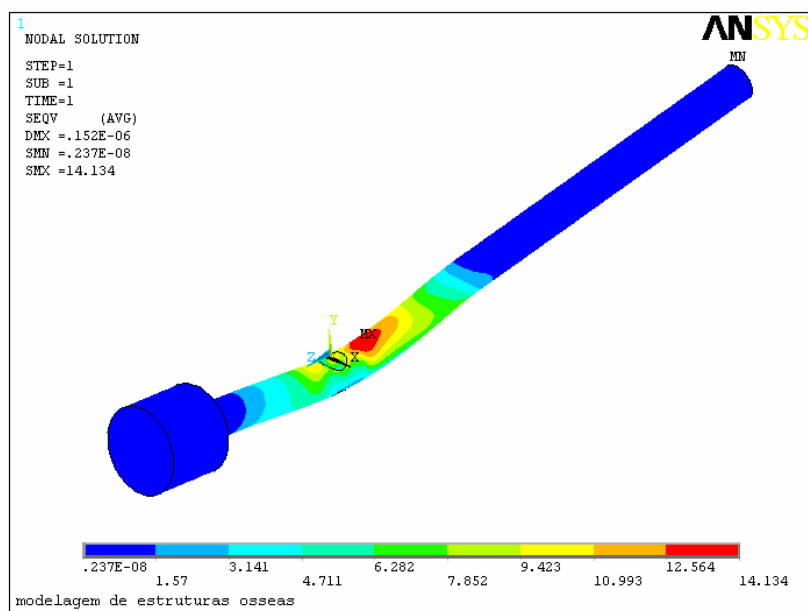


Figura 6.38- Tensões de Von Mises para o osso medular

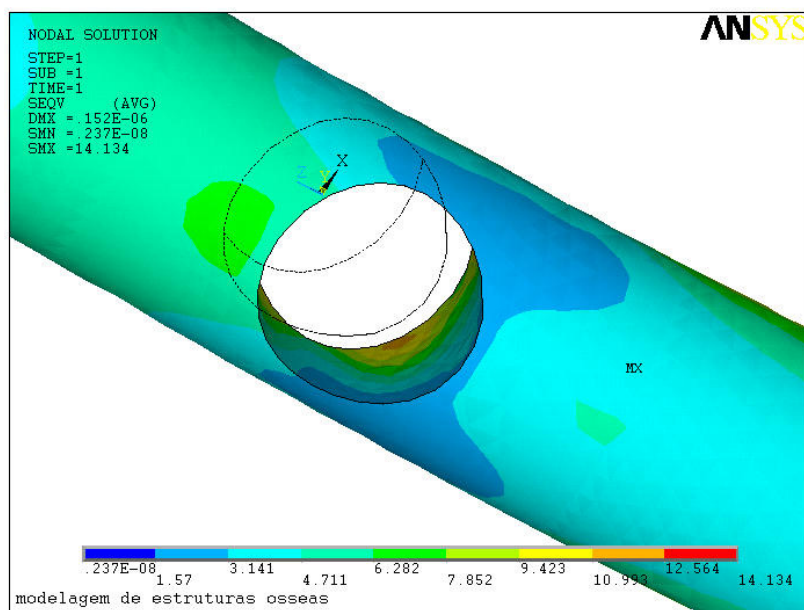


Figura 6.39 – Zoom da região inferior do osso medular (Grupo GO)

A Figura 6.40 mostra a região inferior do osso cortical, em zoom.

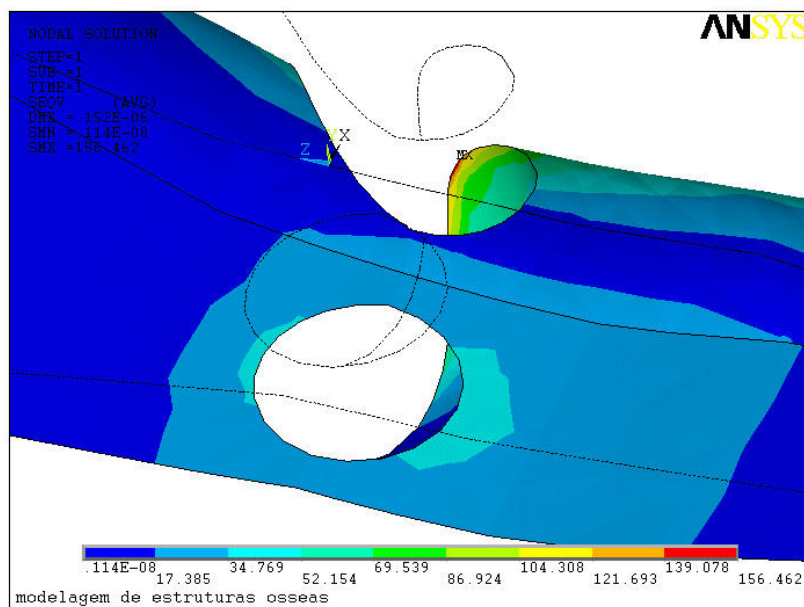


Figura 6.40 - Zoom da região inferior do osso cortical.

Para o osso cortical, as tensões (Von Mises) foram de aproximadamente de 42 MPa na região inferior da estrutura óssea, o que conduz a uma coerência de resultados já que o valor teórico é de $38 \pm 11,8$ MPa no membro posterior.

A Figura 6.41 mostra a região do implante e a Figura 6.42 representa as tensões de Von Mises no implante.

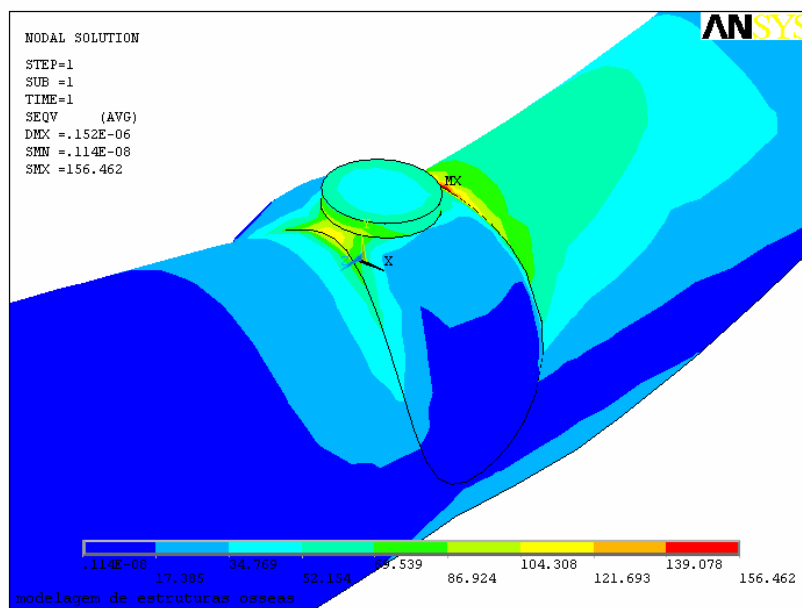


Figura 6.41 – Região do implante (Tensões de Von Mises)

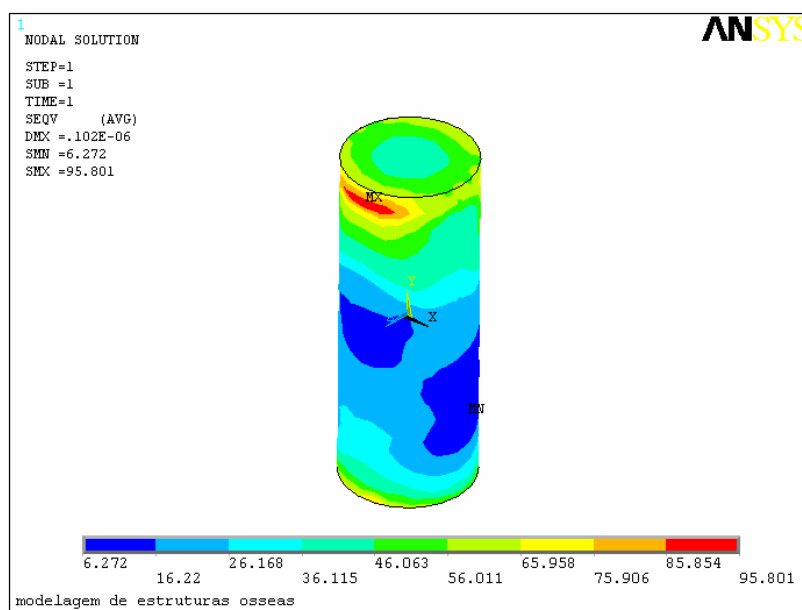


Figura 6.42 - Implante – Tensões de Von Mises

Comentários Gerais

Analisando o modelo tridimensional gerado no software Ansys, e comparando com os resultados da tese de DEKON (2004), pode-se concluir que o modelo proposto

representou com bastante fidelidade (QTO PORCENTO) a fratura das estruturas ósseas, particularmente a tíbia de coelho osseointegrada ou não-osseointegrada.

Utilizou-se a tensão de escoamento para o membro posterior, que na verdade é muito próxima da tensão de ruptura, pois a fratura é do tipo frágil. Chega-se a conclusão neste trabalho de que a tensão de ruptura se equivale à tensão de escoamento.

A região onde houve uma grande concentração de tensões foi ao redor do implante, devido ao carregamento ser aplicado diretamente sobre o mesmo sob forma de pressão e as variações de geometria neste local.

No grupo GO, a região de osseointegração agiu como uma camada um tanto mais rígida que o osso cortical, pois ali se constituiu um calo ósseo. A mesma foi aproximada geometricamente por uma esfera com o centro de gravidade coincidente com o do implante.

No Grupo GNO, a ausência de osseointegração teve como consequência a redução de resistência mecânica comparada à tíbia homóloga. No Grupo GO, a presença do fenômeno da osseointegração gerou uma elevação da resistência mecânica, permitindo uma redução no nível de tensões ao redor da mesma.

A fratura da tíbia ocorreu de forma frágil, semelhante à quebra de um giz, visto que o comportamento da estrutura seguiu a teoria de Mohr-Coulomb.

O modelo foi visto como sendo bastante preciso(FAZER OS CALCULOS), isso se torna fundamental numa análise estrutural biomecânica, visto que o comportamento se assemelha ao de uma estrutura mecânica, como uma viga por exemplo.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como principal objetivo analisar o comportamento mecânico da estrutura óssea quando inserido um implante osseointegrável de titânio.

Foi verificada a influência da osseointegração no sistema implantado quando comparada com a tíbia homóloga. Foram analisados os resultados comparativos das estruturas ósseas para os casos osseointegrado e não-osseointegrado.

No caso particular deste trabalho foi feita a análise de tensões de uma estrutura óssea, uma tíbia de animal (coelho), quando submetida a um carregamento transversal sob condições pré-estabelecidas.

Três casos foram analisados para a distribuição de tensões de acordo com a classificação do implante. No primeiro, denominado de GSI, ou grupo sem implante, a estrutura óssea não recebeu qualquer tipo de implante. No segundo grupo, denominado de GNO, ou grupo com implante não osseointegrado, a estrutura óssea recebeu o implante porém não ocorreu a osseointegração pois o animal foi previamente sacrificado. Finalmente o terceiro grupo, GO, ou grupo osseointegrado, recebeu o implante de titânio e neste foi esperado ocorrer a osseointegração, num período de seis meses após a cirurgia de inserção do implante.

Para a validação do modelo computacional no Ansys, foi necessária a comparação com os resultados experimentais e a mais adequada representação do experimento, ou seja, da estrutura óssea, posicionamento das restrições, aplicação da carga, entre outras. Vale lembrar que houve uma série de imposições no modelo para que houvesse simplificações na construção do mesmo. Foram adotadas características estrutural, linear, elástica, isotrópica. Sendo o osso um material anisotrópico e não linear, nota-se que algumas simplificações foram adotadas.

De um ponto de vista da análise estrutural, as tensões segundo critério de Von Mises foram superiores numericamente às tensões de ruptura encontradas na literatura. Para os três casos analisados, Grupo Sem Implante, Grupo Não-Osseointegrado e Grupo Osseointegrado, as tensões de Von Mises encontradas na região circundante ao implante ultrapassaram numericamente os valores literários para o membro posterior da estrutura óssea de coelho.

Portanto, conclui-se que a estrutura biomecânica foi representada com sucesso no modelo computacional de Elementos Finitos através do programa Ansys. Foi

prevista a fratura na região esperada, ou seja, na região próxima ao implante osseointegrável de titânio. A osseointegração foi primordial para a elevação da resistência mecânica, ao passo que no caso não-osseointegrado foi verificado que houve uma redução considerável na resistência mecânica do osso. Com o aumento da resistência mecânica no caso do grupo osseointegrado, houve uma conseqüente redução do nível de tensões aplicadas no osso, observado no modelo numérico através do software.

Considerando as simplificações de construção na geometria do modelo e de propriedades do material admitidas no trabalho, chega-se à conclusão de que a presente pesquisa foi útil no entendimento do estudo da osseointegração e seus efeitos sobre a estrutura óssea de coelho.

Sugerem-se como próximos estudos que a estrutura óssea avaliada neste trabalho, a tíbia, seja incluída num modelo tridimensional onde coexistam os músculos, ligamentos e os demais ossos da perna, tal como o fêmur. Seria realizada uma análise dinâmica do conjunto biomecânico prótese/ estrutura óssea.

Uma segunda sugestão seria a análise estrutural do osso por meio da inclusão de outras formas de carregamentos na estrutura óssea, ou seja, carregamentos dinâmicos, carregamentos com direção inclinada, entre outras.

Uma terceira sugestão é de que os modelos tridimensionais gerados pelos recursos computacionais atualmente existentes podem reproduzir com fidelidade a complexidade de contornos dos órgãos humanos e próteses. Para isso, hoje em dia são utilizados tomografia computadorizada quantitativa(CT), imagens de ressonância magnética(MRI), dos quais são extraídas as informações condizentes para a reprodução do modelo numérico computacional.

Uma última sugestão é de que existam melhorias na geometria, como a definição de contornos da superfície da estrutura óssea de uma forma mais próxima da real, principalmente na extremidade superior do osso e na região de osseointegração. Na incorporação das propriedades ósseas, pode-se citar a anisotropia e o comportamento não linear do osso de coelho.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBREKTSSON, T. et al **Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man.** *Acta orthop. Scand.*, v. 52, n.2, p. 155-170, 1981.

ASGARI, S. A. et al **Finite element modeling of a generic stemless hip implant design in comparison with conventional hip implants** *Finite Elements in Analysis and Design* v. 40 p. 2027-2047, 2004.

AU, A.G. et al **A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses** *Medical Engineering and Physics* v.27 p. 123-134, 2005.

AUSIELLO, P. et al **3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites** *Journal of Biomechanics* v. 34 p. 1269-1277 , 2001.

BAGHDADI , L.; STEINMAN, D. ; LADAK, H. M. **Template-based finite element mesh generation from medical images** *Computer Methods and Programs in Biomedicine* v. 77 p.11-21 , 2005.

BARKER, D. S. et al **Validation of a finite element model of the human metacarpal** *Medical Engineering and Physics* v. 27 p.103-113, 2005.

BEEK,M. et al **Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc** *Journal of Biomechanics* v. 33 p.307-316 , 2000.

BEILLAS, P. et al **A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb** *Journal of Biomechanics* v.37 p. 1019-1030, 2004.

BERNAKIEWICZ, M. ; VICECONTI, M. **The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications** *Journal of Biomechanics* v. 35, p. 61-67 , 2002.

BOROUCHAKI, H. et al **Delaunay mesh generation governed by metric specifications Part I Algorithms** *Finite Elements in Analysis and Design* v.25, p. 61-83 , 1997.

BRANEMARK, P. I. et al **Intra-osseous anchorage of dental prostheses I- Experimental study** *Scand.J.plat. reconstr.Surg.* , v.3, n.2, p.81-100, 1969.

BRANEMARK, P. I. **Osseointegration and its experimental background** *J. prosth. Dent.* ,v.50, n.3, p.399-410, 1983.

BROSH, T. et al **Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months** *Int. J. oral Maxillofac. Implant.*, v.10, n.6, p. 729-735, Nov-Dec, 1995.

BÜCHLER, P.; FARRON, A. **Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during arthroplasty: a finite element analysis** *Clinical Biomechanics* v. 19 p.16-23, 2004.

CLEMENT , R. **Quase-automatic 3-D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament** *Computer Methods and Programs in Biomedicine* v. 73 p. 135-144 , 2004.

CRISTOFOLINI, L. et al **Modelling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods** *Journal of Biomechanics* v. 37 p.13-26 , 2004.

DEKON, A. F. C. **Resistência à fratura por flexão de tíbias de coelho hípidas e transfixadas por implantes osseointegráveis** *Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP* Bauru, 2004.

GARETTO, L. P. et al **Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: a histomorphometric comparison in four species including humans.** *Imp. Dent.* , v.4, n.4, p.235-243,1995.

GROSS, S.; ABEL, E.W. **A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur** *Journal of Biomechanics* v. 34 p.995-1003 , 2001.

JAMSA, T. et al **Comparison of three-point bending test and peripheral quantitative computed tomography analysis in the evaluation of strength of mouse femur and tibia.** *Bone*, v.23 , n.2, p. 155-161, Aug., 1998.

JOHANSSON, C. ; ALBREKTSSON, T. **Integration of screw implants in the rabbit: a one year follow-up of removal torque of titanium implants.** *Int .J. Oral Maxillofac. Impl.*, v.2, n.2, p.69-75, Spring, 1987.

JOSHI, M. G. et al **Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding** *Journal of Biomechanics* v.33 p. 1655-1662 , 2000.

KARAGIANES, M. T. et al **Development and evaluation of porous ceramic and titanium alloy dental anchors implanted in miniature swine** *J. biomed.mater.Res.*, v.8, n. 4(pt II), p.391-399, 1974.

KEYAK, J. H. et al **Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models** *Medical Engineering and Physics* v. 23 p. 657-664, 2001.

KEYAK, J. H.; ROSSI, S.A. **Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress and strain based failure theories** *Journal of Biomechanics* v.33 p.209-214 , 2000.

KEYAK, J. H. ; FALKINSTEIN, Y. **Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load** *Medical Engineering and Physics* v. 25 p.781-787 , 2003.

KONIG JÚNIOR, B. et al **A study of different calcification areas in newly formed bone 8 weeks after insertion of dental implants in rabbit tibias.** *Ann. Anat.*, v.180, n.5, p. 471-475, Oct., 1998.

KUMARESAN, S. ; YOGANANDAN, N. ; PINTAR, F. **Finite element biomechanics of cervical spine interbody fusion** *Proceedings – 19th International Conference IEEE/EMBS* 30 Out-2 Nov, 1997 Chicago, EUA.

LAPEER, R.J.A., PRAGER, R.W. **3D Shape recovery of a newborn skull using thin-plate splines** *Computerized Medical Imaging and Graphics* v.24 p.193-204, 2000.

LAPEER, R. J. ; PRAGER, R. W. **Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour** *Journal of Biomechanics* v. 34 p.1125-1133 , 2001.

LEE, W. C. C. et al **Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket** *Medical Engineering and Physics* v. 26 p. 655-662, 2004.

LIN, C. L. et al **Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar** *Computer Methods and Programs in Biomedicine* v. 59 p.187-195, 1999.

LIN , C. L. **Integration of CT,CAD system and finite element method to investigate interfacial stresses of resin-bonded prosthesis** *Computer Methods and Programs in Biomedicine* v. 72 p. 55-64, 2003.

LIN, C. C. et al **Effects of liner stiffness for trans-tibial prosthesis: a finite element contact model** *Medical Engineering and Physics* v. 26 p.1-9, 2004.

LIN,C. L. ; HSU, K. W. ; WU, C.H. **Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study** *Journal of Dentistry* v. 33 p. 711-720, 2005.

LINDER, L. et al **Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface** *Acta orthop. Scand.*, v.54, n.1, p.45-52, 1983.

LISAUSKAS, J. B. ; SIEBES, M. **Investigation of plaque biomechanics from intravascular ultrasound images using finite element modeling** *Proceedings – 19th International Conference IEEE/EBMS* 30 Out-2 Nov, 1997 Chicago, EUA.

MARTIN, D.E. ; SEVERNS, A. E. ; KABO, J.M. **Determination of mechanical stiffness of bone by pQCT measurements : correlation with non-destructive mechanical four-point bending test data** *Journal of Biomechanics* v. 37 p.1289-1293 ,2004.

MATILLA, P. **Dietary xylitol in the prevention of experimental osteoporosis. Beneficial effects on bone resorption, structure and biomechanics.** *Net, Oulu, Feb2000*. Disponível em: <http://herkules.oulu.fi/isbn951425158X/html/> Acesso em 12.jan.2004.

MÜLLER-KARGER, C. M. ; RANK, E. ; CERROLAZA, M. **P-version of the finite-element method for highly heterogeneous simulation of human bone** *Finite Elements in Analysis and Design* v. 40 p.757-770 ,2004.

NIEBUR, G.L. et al **High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone** *Journal of Biomechanics* v. 33 p.1575-1583 , 2000.

OHNISHI, I. et al **A femoral neck fracture model in rabbits** *Journal of Biomechanics* v. 36 p.431-442 , 2003.

PATZÁK, B.; JIRÁSEK, M. **Numerical aspects of consistent tangent stiffness for nonlocal materials.** *Net, Lausanne, Dec., 2001.* Disponível em: <http://power2.fsv.cvut.cz/oofem/gallery/nlocstiffdemo/node3.html> Acesso em: 8.jan.2003.

PRENDERGAST, P. J. **Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design** *Clinical Biomechanics* v. 12 p. 343-366, 1997.

RAMANIRAKA, N. A . et al **Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint : a finite element analysis** *Clinical Biomechanics* v. 20 p. 434-442 , 2005.

RAMASAMY, J.G. ; AKKUS, O. **Local variations in the micromechanical properties of mouse femur: the involvement of collagen fiber orientation and mineralization** *Journal of Biomechanics* Article in Press, Março 2006.

REZENDE, M. L. R. **Reações a curto prazo do tecido ósseo da tíbia de coelhos à implantação de parafusos de titânio** *Bauru,1991. 152 p. Tese (Doutorado)* – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

RESENDE, L. C. N. **História da implantologia** *Interação biológica: implante – tecido ósseo.* São Paulo, Almed Editora, 1993 p3-6.

SCHMITT, J. ; MEIFORTH, J. ; LENGSELD, M **Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies** *Medical Engineering and Physics* v. 23 p. 529-539, 2001.

SHAHAR, R. ; BANKS-SILLS, L. ; ELIASY, R **Stress and strain distribution in the intact canine femur: finite element analysis** *Medical Engineering and Physics* v. 25 p. 387-395, 2003.

SIMON, U. et al **Influence of the stiffness of bone defect implants on the mechanical conditions at the interface – a finite element analysis with contact** *Journal of Biomechanics* v. 36, p. 1079-1086 , 2003.

SIMSEK, B. et al **Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis** *Medical Engineering and Physics* v. 28 p.199-213 ,2006.

SUL, Y. T. et al **Oxidized titanium screws coated with calcium ions and their performance in rabbit bone.** *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.* , v.17, n.5, p. 625-634, Sept.-Oct., 2002.

SYKARAS, N. et al **Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review.** *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.* , v.15, n. 5, p.675-690, May, 2000.

TALLGREN, A. et al **Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers.** *J. oral Rehabil.* , v.7, n. 1, p.77-94, Jan., 1980.

TANAKA, E. et al **Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening** *Medical Engineering and Physics* v. 26 p. 503-511, 2004.

TAYLOR, M. et al **Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis** *Medical Engineering and Physics* v. 17 p. 544-550 ,1995.

TEO, E.C. ; NG, H.W. **First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method** *Journal of Biomechanics* v. 34 p.13-21 , 2001.

ULRICH, D. et al **Finite element analysis of trabecular bone structure : a comparison of image-based meshing techniques** *Journal of biomechanics* volume 31 p. 1187-1192 , 1998.

VICECONTI, M. et al **Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies** *Journal of Biomechanics* v. 37 p. 1597-1605 , 2004.

ZANNONI, C. et al **Analysis of titanium induced CT artifacts in the development of biomechanical finite element models** *Medical Engineering and Physics* v. 20 p.653-659 , 1998.

9 GLOSSÁRIO

Agenesia= Ausência ou formação incompleta de um órgão.

Aloplástico= Que molda ou é moldado por fatores externos, tais como o ambiente.

Anisotrópico= Que apresenta propriedades (como a velocidade de transmissão da luz, a condutividade de calor ou eletricidade, compressibilidade), com valores diferentes.

Artroplastia= Cirurgia plástica de uma articulação.

Biotério= Lugar onde se conservam animais vivos, para estudos experimentais.

Diáfise= Parte média dos ossos compridos.

Hígida= relativo à saúde; salutar.são, sadio.

Homogêneo= Que consiste em partes ou elementos da mesma natureza.

Isotrópico= Diz-se do corpo que, em todas as direções, apresenta as mesmas propriedades.

Junta temporomandibular= Junta pertencente ou relativa ao temporal e à mandíbula.

Módulo de Young (módulo de elasticidade)= define-se como a inclinação da curva tensão-deformação do material em questão.

Osseointegração= fenômeno que ocorre após um período de tempo do implante ter sido inserido na estrutura óssea e ter interagido com a mesma, formando uma calosidade.

Osso cortical= osso que reveste externamente o osso medular.

Osso medular= osso que pertence ou se refere à medula.

Osteoporose= Absorção do osso, de que resulta uma estrutura porosa.

Osteotomia= Corte cirúrgico de um osso.

Ovariectomizada= aquela cujos ovários foram retirados.

Paquímetro= Instrumento provido de nônio e empregado para medir pequenas espessuras.

Ressonância magnética= Reação de elétrons, átomos, moléculas ou núcleos a várias frequências discretas de radiação como um resultado de quantificação espacial num campo magnético.

Strain-gauge= pequena entidade usada para medir deformações, funciona através da conversão de impulsos elétricos em medida de deformação.

Subsidência= Propriedade de uma massa de ar que baixa, fazendo com que aumente a área de sua superfície, como usualmente acontece no interior de um ciclone.

Superfície oclusal= Diz-se da superfície dos dentes que se encontra com a dos dentes da maxila oposta, quando se fecham os maxilares.

Tensões de Von Mises= tensões equivalentes obtidas num critério de falha usado em Engenharia para analisar tensões.

Tuberosidades= Nome comum a diversas eminências largas em ossos, às quais geralmente se prendem músculos ou ligamentos.

Urdidura= Entrelaçamento

Versão-p do método de elementos finitos= O método-p manipula o nível polinomial (nível-p) das funções de forma dos elementos finitos que são usados para aproximar a solução real. Assim, mais do que aumentar a densidade da malha, o nível-p pode ser aumentado para dar um resultado confiável. Por manter a densidade de malha melhor que grosseira, o tempo computacional pode ser mantido a um mínimo. Isto é a grande vantagem de usar elementos-p sobre elementos-h.

Xilitol= espécie de substância química.