

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ESTUDO NUMÉRICO DO FENÔNOMO DE REMODELAMENTO ÓSSEO EM PRÓTESES DE
QUADRIL COM DIFERENTES CARACTERÍSTICAS

por

Frederico Lagemann

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, julho 2012



Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

ESTUDO NUMÉRICO DO FENÔMENO DE REMODELAMENTO ÓSSEO EM PRÓTESES DE
QUADRIL COM DIFERENTES CARACTERÍSTICAS

por

Frederico Lagemann

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Dr. Arnaldo Ruben Gonzales
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. Dr. Jakson Manfredini Vassoler

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Letícia Fleck Fadel Miguel

Prof. Dr. Jun Sérgio Ono Fonseca

Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Porto Alegre, 02 de julho de 2012.

LAGEMANN, F. **ESTUDO NUMÉRICO DO FENÔMENO DE REMODELAMENTO ÓSSEO EM PRÓTESES DE QUADRIL COM DIFERENTES CARACTERÍSTICAS**. 2012. 24 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

RESUMO

A falha mais comum em prótese de quadril é a mecânica. Esta falha está associada ao fenômeno de reabsorção óssea. Dos modelos encontrados na literatura foi escolhido o Modelo Isotrópico de Stanford para correlacionar o esforço mecânico e a distribuição de densidades. Com este modelo foi analisado o remodelamento interno, em um modelo bidimensional e tridimensional. O modelo bidimensional encontrou boa correlação com outros estudos desenvolvidos e foi utilizado para avaliar a influência dos parâmetros na resposta do modelo. O modelo tridimensional foi utilizado para comparar a distribuição de densidades, entre um modelo com prótese maciça e outra vazada. Com o modelo tridimensional foi verificado que a reabsorção óssea foi menor na prótese vazada. Nos dois casos tridimensionais foi observado além da descalcificação na região proximal, a formação de um pedestal abaixo da prótese. As tensões encontradas na prótese vazada foram significativamente maiores do que as encontradas na prótese maciça. A prótese vazada apresentou melhor desempenho considerando as simplificações e método utilizado.

PALAVRAS-CHAVE: Remodelamento ósseo, prótese de quadril, reabsorção óssea

LAGEMANN, F. **NUMERICAL STUDY OF THE BONE REMODELING PHENOMENA IN HIP PROSTHESIS WITH DIFFERENT FEATURES**. 2012. 24 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

ABSTRACT

The most common hip prosthesis failure is mechanic. This is associated to the stress-shielding phenomenon and bone resorption. Based on literature the Stanford Isotropic Model was selected to correlate the mechanical aspect and density distribution. With this model the internal remodeling was analyzed in a two-dimensional and three-dimensional study. The two-dimensional study found good relation with previous studies and was used to evaluate the model parameters. The three-dimensional study was used to compare the density distribution, between a model with a solid and hollow prosthesis. With the tridimensional model was verified less bone resorption in the hollow prosthesis. In both three-dimensional studies was observed the proximal decalcification and a pedestal formation below the prosthesis. The stress found in the hollow prosthesis was significantly higher than the stress found in the solid prosthesis. The hollow prosthesis performance was better, considering the simplifications and the utilizes method.

KEYWORDS: Bone remodeling, hip prosthesis, stress-shielding

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	1
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	2
3.1	TECIDO ÓSSEO	2
3.2	REMODELAMENTO ÓSSEO	3
3.3	MODELOS NUMÉRICOS	4
4	METODOLOGIA	5
4.1	MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD	5
4.2	IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD	8
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	8
5.1	ESTUDO BIDIMENSIONAL	9
5.2	MODELAMENTO TRIDIMENSIONAL	10
6	CONCLUSÃO	14
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	15
8	APÊNDICE I - ALGORITMO DE IMPLEMENTAÇÃO	16
9	APÊNDICE II - ANÁLISE DE MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD	17
10	APÊNDICE III - CRITÉRIO ADICIONAL DE CONVERGÊNCIA	19

1 INTRODUÇÃO

A busca por uma melhor qualidade de vida está diretamente associada com o cuidado e com a manutenção da saúde. O avanço no desenvolvimento de técnicas e materiais possibilitaram melhor controle sobre intervenções médicas reparatórias, que aumentam a cada ano. Um procedimento cirúrgico frequente é a artroplastia total do quadril (THA), ultrapassando mais de 800.000 cirurgias por ano no mundo (Gross, 2001) e 200.000 cirurgias apenas nos Estados Unidos no ano de 2003 (Ratner et al., 2004). No Brasil este tipo de procedimento ultrapassa a marca de 57,000 cirurgias por ano (SBOT, 2012). Este tipo de procedimento busca recuperar as funções cinemáticas e estruturais básicas de um quadril com disfunções, sem que se incorra em dores (Ebramzadeh, 2003). Os pacientes tradicionalmente se caracterizam por serem de idade avançada, embora seja notável o crescimento do número de pacientes mais jovens (Pawlikowski, 2003). Infelizmente, mesmo com o constante desenvolvimento de técnicas de THA, o crescimento em números deste tipo de cirurgia acarreta em um aumento proporcional nos procedimentos de revisão devido à falha da prótese (Lee, 2009).

A causa mais comum de falha pós-operatória é a falta de fixação mecânica entre a prótese, cimento e o tecido ósseo (Ebramzadeh, 2003), principalmente quando avaliadas em longos períodos após a cirurgia (Weinans, 1992b). A resposta do tecido ósseo à perturbação no seu estado de tensões é devida a sua natureza adaptativa funcional. Este pode se adaptar sofrendo processos de absorção ou deposição óssea segundo o nível de solicitações que está submetido. Este processo também é conhecido como remodelamento ósseo. Se o tecido ósseo é excitado frequentemente, este tende a aumentar a sua densidade óssea. Se a solicitação for reduzida com o passar do tempo este tende a sofrer um processo de absorção óssea, diminuindo sua densidade (Cowin, 2007).

Com intuito de melhorar o projeto de próteses de quadril, inúmeros modelos foram desenvolvidos para tentar prever o comportamento do tecido ósseo e suas interações com as próteses. Porém, apesar dos avanços conseguidos nas últimas décadas, até o presente momento não existe um consenso de projeto de próteses.

A principal motivação deste trabalho é o fato que a ancoragem de uma prótese de quadril é um problema que ainda está em estudo. A partir de modelos numéricos de remodelamento ósseo pode-se estudar e entender melhor a resposta do tecido ósseo para então desenvolver melhores próteses. A prévia análise numérica da inserção de uma prótese de quadril no fêmur de um indivíduo pode guiar de forma adequada o projeto da prótese afim de reduzir o número de falhas observadas nas revisões cirúrgicas.

2 OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho é estudar e avaliar o fenômeno de remodelamento ósseo que ocorre em um fêmur devido à inserção de diferentes tipos de próteses na intervenção de artroplastia total de quadril. Neste trabalho preliminar, é investigada a utilização de duas geometrias de próteses, uma maciça e outra vazada, submetidas ao mesmo estado de carregamento ao longo de alguns dias. Assim, pretende-se identificar possíveis vantagens da escolha de uma prótese vazada frente a uma prótese sólida (geometria mais utilizada comercialmente). Por simplicidade a avaliação destas duas próteses é realizada utilizando uma geometria do osso cilíndrica, considerando apenas o fenômeno de remodelamento ósseo interno. Este tipo de simplificação não representa bem a região epifisiária, porém pode ser utilizado para representar a região diafisiária.

Para compreender o problema a ser representado numericamente primeiro é realizado um estudo do comportamento mecânico do osso bem como do fenômeno de reabsorção óssea. Uma vez compreendido o fenômeno, é realizado um estudo de modelos numéricos de reabsorção óssea disponíveis em literatura capazes de correlacionar adequadamente uma lei de crescimento ósseo com um estímulo mecânico que está sendo submetido. Não faz parte deste trabalho analisar os mecanismos orgânicos (celulares) do processo de reabsorção e

calcificação no fêmur ou interações entre as superfícies de contato (prótese-cimento e cimento-osso).

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção serão brevemente apresentadas as principais características do tecido ósseo. Na sequência serão discutidos teorias de remodelamento e modelos.

3.1 TECIDO ÓSSEO

O osso é um tecido funcional, que assim como outros tecidos presentes em animais invertebrados e plantas, possui a capacidade de adaptar-se para melhor desempenhar alguma função específica (Frost, 1994 apud Cowin, 2007). As principais funções do tecido ósseo podem ser descritas como: proporcionar apoio para os músculos esqueléticos (funcionalidade estrutural); alojamento para a medula óssea; fazer parte de um sistema que suporta e amplia as forças oriundas da contração muscular; proteger órgãos vitais; ser utilizado como depósito de certos íons como cálcio e fosfato; e ainda auxiliar na liberação ou absorção destes íons para manter o equilíbrio dos mesmos nos líquidos corporais (Junqueira, 2004). Além de adaptar-se para uma função específica, o tecido ósseo está em transição ao longo de toda sua vida; ao mesmo tempo em que deposita novas camadas de tecido reabsorve porções de tecidos antigos, alterando a sua forma e a sua estrutura continuamente (Cowin, 2007).

A principal distinção do tecido ósseo frente a outros tecidos biológicos é a sua elevada resistência mecânica, devido à existência de uma matriz óssea calcificada associada às suas células. Cerca de 50% da matriz óssea é representada por uma porção inorgânica, sendo esta uma combinação de íons de cálcio e fosfato na forma da hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). A porção orgânica da matriz óssea é composta principalmente por fibras colágenas (95%). Através da interação das fibras colágenas com a hidroxiapatita são obtidas a dureza e resistência do tecido ósseo. Através de certas técnicas é possível remover uma das porções do tecido ósseo deixando a outra intacta. Através destas análises foi observado que sem a porção inorgânica a estrutura óssea permanece intacta, porém flexível como um tendão. Removendo a porção orgânica a estrutura também não se alterada, embora se torne tão quebradiça que dificilmente pode ser manipulada (Junqueira, 2004).

O tecido ósseo é composto por três tipos principais de células (osteócitos, osteoblastos e osteoclastos) que podem ser divididos (classificados) histologicamente em; tecido ósseo primário e tecido ósseo secundário (ou lamelar); e macroscopicamente em: tecido cortical e trabecular (Junqueira, 2004). Neste trabalho será seguida a divisão macroscópica dos tecidos, pois nesta divisão as propriedades mecânicas são melhores representadas, apesar de ambos tecidos possuírem a mesma estrutura histológica básica (ver Figura 3.1).

Especificamente no caso do fêmur, entre outros ossos longos, apenas uma fina camada de osso cortical reveste as epífises (extremidades do osso) enquanto que o osso trabecular ocupa o restante do espaço (Cowin, 2007). Já na diáfise (centro do osso de formato cilíndrico) o tecido cortical ocorre em grandes quantidades na forma de um anel externo, como limite do canal medular (Junqueira, 2004).

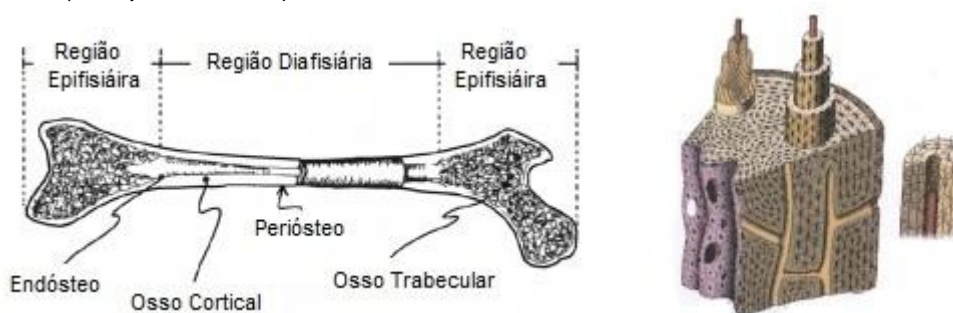


Figura 3.1 - (E) Divisão macroscópica do tecido ósseo (Cowin, 2007). (D) Subestruturas do tecido cortical (Junqueira, 2004)

O tecido cortical ou compacto (osso cortical) é um material denso, aproximadamente 2 gramas por centímetro cúbico, que forma a casca exterior de espessura variável do osso (Cowin, 2007). Dentro do tecido cortical adulto ainda podem ser vistas duas estruturas distintas: o tecido lamelar e os ósteons. Dentro de cada lâmina do tecido lamelar são encontradas três regiões: uma região onde o tecido está altamente organizado e denso, ocupando cerca de um terço da lâmina; uma segunda região de osso pobremente organizada, ocupando também um terço da lâmina; e uma região chamada de "bright line", que representa a fronteira entre as redes de vasos sanguíneos. As outras estruturas que compõem o tecido cortical são chamadas de ósteons ou Canais de Havers (Junqueira, 2004). Os ósteons estão localizados entre as duas porções de tecido lamelar citadas anteriormente. Em adultos, ósteons são camadas de tecido (aproximadamente 20) dispostas de forma concêntrica a vasos sanguíneos e nervos. A conexão entre os Canais de Havers se dá através de Canais de Volkman. As lâminas depositadas nos ósteons tem a sua orientação dada por fibras colágenas que compõem o tecido, de forma que a o ângulo de orientação entre lâminas adjacentes é cerca de 90° (Cowin, 2007). Esta organização do tecido cortical fornece alta rigidez e resistência mecânica. Esta subdivisão do tecido cortical pode ser visto na Figura 3.1.

O tecido trabecular é encontrado praticamente sempre dentro dos limites estabelecidos pelo tecido cortical. Sua estrutura é formada por trabéculas que são pequenas estruturas de formato similar a cilindros. Através da conexão destas estruturas é formado o tecido trabecular, também chamado de esponjoso, devido a aparência resultante da conexão das trabéculas (Cowin, 2007). Na Figura 3.2 podem ser vistos os tecido trabecular e cortical, onde observa-se na região epifísial a porosidade e orientação das trabéculas e logo abaixo o aumento da espessura do tecido cortical e o início da formação do canal medular.



Figura 3.2 - (E) Osso drenado. (D) Detalhe tecido trabecular

3.2 REMODELAMENTO ÓSSEO

Por ser um tecido vivo, o osso é um material que busca seu equilíbrio através de um processo conhecido como adaptação funcional. Ao ser implantada uma prótese em um tecido ósseo ocorre a perturbação do estado de equilíbrio em diferentes níveis, de maneira que o osso necessita adaptar-se para encontrar uma nova condição de equilíbrio (Pawlikoski, 2003). Em quase todos os casos de implantes de próteses de quadril metálicas é observada redução localizada da densidade de tecido ósseo. Em certos casos esta diminuição pode chegar a 50% em períodos de quatro a sete anos após a artroplastia (Spittlehouse, 1998). Na Figura 3.3 é apresentado o fenômeno de reabsorção óssea em um fêmur após THA, onde é possível ver a evolução da alteração localizada de densidades, principalmente no trocanter maior e menor. Com o passar do tempo, estas regiões tendem a diminuir a quantidade de tecido ósseo, caracterizando a reabsorção óssea.

Basicamente existem dois tipos de remodelamento ósseo, o superficial e interno. O remodelamento superficial permite modificar o material ósseo externo promovendo seu crescimento ou decréscimo (exemplo calo ósseo). O remodelamento interno por sua vez promove a mudança de propriedade mecânica localizada, como a mudança da densidade do tecido ósseo (Cowin, 2007). Ao ser estimulado o osso tende a aumentar a deposição de cálcio, enquanto que ao não ser estimulado, o osso tende a reabsorver. Para que o tecido ósseo possa regular o processo de absorção ou deposição óssea, é necessário que exista algum tipo de "sensor" para detectar alterações nas solicitações internas, e algum tipo de "transdutor" para

enviar sinais para as células do tecido (Weinans, 1992a). Este fenômeno não está completamente compreendido ainda.

Embora seja conhecido que exista interação entre as características mecânicas e biológicas, tanto da prótese quanto do tecido ósseo (Achour, 2009), muitos modelos numéricos por simplicidade separam estas duas características. Desta maneira, faz-se uma análise do fenômeno mecânico (distribuição de tensões ou deformações no tecido ósseo) e esta é correlacionada com o fenômeno biológico (deposição ou absorção óssea).



Figura 3.3 – Fêmur logo após THA e depois com 18, 21 e 33 meses (Sporer et al. 1999).

3.3 MODELOS NUMÉRICOS

Com intuito de melhorar o projeto de próteses de quadril, inúmeros modelos foram desenvolvidos para tentar prever o comportamento do tecido ósseo e suas interações com as próteses. Para permitir uma análise mecânica do comportamento adaptativo do osso, assume-se que os esforços mecânicos internos estão relacionados com a morfologia do mesmo, ou seja, os esforços internos estimulam a absorção ou deposição óssea. Geralmente se usa um único parâmetro matemático para avaliar a absorção ou deposição óssea: a densidade local do tecido ósseo (remodelamento ósseo interno). Desta maneira, uma alteração nas solicitações sobre o tecido ósseo devido à inserção de um implante metálico se traduz na alteração da distribuição de densidades do mesmo. Existem algumas comparações que demonstram o comportamento geral do tecido ósseo. Em tradução livre: "Estudos comparativos demonstram que comparando às tensões de um fêmur intacto, com um fêmur em que uma haste metálica é implantada, as tensões no osso perto da ponta distal da haste aumentam, enquanto as tensões proximais do osso, perto do pescoço femoral diminuem (Ebramzadeh et al, 2003)". Esta diminuição de solicitação interna, comumente chamada de "stress-shielding", leva à reabsorção óssea proximal. À medida que aumenta a rigidez da prótese, aumenta, também, o efeito de "stress-shielding", já que menos carregamento é transferido para a porção proximal do osso.

Na grande maioria dos modelos é assumido que existe um estímulo mecânico de referência, ao qual o osso tenta equiparar-se. Em alguns modelos, como Weinans (1992a) o estímulo mecânico considerado é dependente da posição do tecido ósseo que está sendo analisado. Em outros modelos, como o modelo de Stanford (Beaupré 1990, apud Corso 2006 e Beaupré 1990 apud Menegoni and Ponthot 2010), o estímulo mecânico considerado independe da posição de análise do tecido ósseo. Existem ainda alguns estudos que fundamentam sua análise através da otimização topológica, neste caso buscando-se o minimizar o estímulo mecânico (Jang, 2008). Os objetivos dos modelos que fizeram parte deste estudo são basicamente três: determinar a perturbação na distribuição de densidades devido à introdução de um implante, determinar esforços na interface osso-cimento e verificar a propagação de trincas, e determinar técnicas que representem melhor o comportamento ósseo sem perturbações.

Foi observado que independente do modelo escolhido é necessário combinar principalmente a geometria analisada, o carregamento e o estímulo de referência. Não sendo estranho que o estímulo de referência (entre outros parâmetros) seja alterado até ser obtida boa correlação com a realidade ou resultados anteriores devido à influência dos parâmetros mecânicos.

Outra dificuldade encontrada para se escolher um modelo adequado para representar este fenômeno é a determinação das propriedades do tecido ósseo. Enquanto alguns autores sugerem o uso de modelos anisotrópicos para o tecido ósseo, visto que modelos ortotrópicos não apresentam boa correlação com a realidade (Jacobs, 1997), outros autores encontram boa correlação com modelos isotrópicos (Rietbergen, 1992).

Analisando as estruturas ósseas apresentadas na seção anterior, é possível verificar que diferentes porções do tecido ósseo são melhores representadas por diferentes modelos. A correlação entre os osteons e uma representação transversalmente isotrópica é facilmente observada uma vez que se alinhe o eixo de simetria com a direção dos canais de Havers. Já para o tecido lamelar é sugerido que sejam utilizados modelos ortotrópicos. Para o tecido trabecular é sugerido uma abordagem anisotrópica (Cowin, 2007). Já Jang (2008), assume que o tanto o tecido trabecular quanto cortical tenha localmente características isotrópicas, e a representação da anisotrópica trabecular vem da geometria, ou seja, a disposição geométrica das trabéculas. Jacobs (1997) propôs um modelo em que o efeito da porosidade do osso é separado dos possíveis efeitos anisotrópicos. O parâmetro densidade não influencia apenas nas propriedades elásticas do tecido, mas também na sua orientação. Desta maneira combinando as direções principais dos esforços com a densidade do volume de controle é possível construir uma matriz constitutiva anisotrópica para cada volume de análise.

Embora não exista consenso sobre qual modelo é mais adequado, a comparação do desempenho de diferentes próteses utilizando um mesmo método qualquer é viável e pode melhorar o desempenho de uma prótese *in vivo* (Spittlehouse, 1998).

4 METODOLOGIA

Para a avaliação da evolução da densidade no tecido ósseo foi escolhido utilizar um modelo com solução desacoplada através de um método iterativo que correlaciona o esforço mecânico com a alteração da distribuição de densidades. Para isto foi escolhido o modelo isotrópico de Stanford (Beaupré 1990 apud Menegoni and Ponthot 2010). Este mesmo modelo foi utilizado por Corso (2006), e será explorado neste trabalho para avaliar as diferentes próteses. Vale ressaltar que a principal motivação da escolha deste modelo é sua facilidade de implementação frente aos bons resultados relatados em literatura. O algoritmo de adaptação óssea foi implementado no software científico MATLAB para avaliar a evolução da densidade. Estes dados são utilizados para modificar o módulo de elasticidade localmente em cada elemento no cálculo da distribuição dos campos de tensões e deformações, realizado por sua vez no software comercial ANSYS.

4.1 MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD

Neste modelo é considerado que o osso busca um equilíbrio (propriedades do material) devido a uma certa quantidade de estímulo mecânico, que dependente do tempo e de uma condição de remodelamento homeostático. Desta maneira, caso o estímulo mecânico seja maior que a condição de equilíbrio, o tecido ósseo busca aumentar as suas propriedades, caracterizando a deposição de cálcio. Porém, caso o estímulo mecânico seja menor, o tecido ósseo diminui suas propriedades mecânicas, caracterizando a reabsorção. Para que ocorra a situação de equilíbrio é definido que o estímulo tensional diário, a nível de osso, seja igual à condição de equilíbrio:

$$\psi_t = \psi_t^* \quad (4.1.1)$$

onde ψ_t é o estímulo tensional diário a nível de tecido e ψ_t^* é o valor de referência do estímulo tensional, a nível de tecido, ambos em Mpa.

Para avaliar o comprimento da condição homeostática é definido o erro de remodelamento como:

$$e = \psi_t - \psi_t^* \quad (4.1.2)$$

onde ρ é a densidade do tecido ósseo e $\hat{\rho}$ é densidade do tecido ósseo completamente mineralizado.

Supondo-se que o estímulo tensional diário é composto por todos os casos de carga aos quais o osso é submetido, o conjunto destes casos determina a história de carregamento que o osso é submetido em um dia. Assim, determina-se que o estímulo diário é dado por

$$\psi_t = \left(\sum_{i=1}^N n_i \overline{\sigma}_{t_i}^m \right)^{1/m} \quad (4.1.3)$$

onde N é número de diferentes casos de carga, n_i é o número de ciclos por dia do caso de carga, $\overline{\sigma}_{t_i}$ é a tensão efetiva real (tensão equivalente de von Mises) para cada caso de carga (considerando a densidade real do local de estudo com densidade óssea completamente mineralizada) e m é um coeficiente que compara a importância do estado tensional frente ao número de ciclos.

Determinar tensões e deformações ao longo de todo o tempo ou em intervalos de tempo muito pequenos é muito laborioso. Assim são estabelecidos intervalos determinados entre os quais serão avaliados os estados de deformação e tensão. Para tanto são desconsiderados os carregamentos com pouca influência na estrutura óssea e os carregamentos similares são agrupados. Com estas considerações, tensões e deformações instantâneas podem ser substituídas por carregamentos quase estáticos. O estímulo diário (4.1.3) é simplificado, conforme Menegoti (2010):

$$\psi_t = n_c^{1/m} \overline{\sigma}_t \quad (4.1.4)$$

Sendo que desta maneira os carregamentos diários não são considerados simultâneos, porém sequenciais. A tensão aplicada em (4.1.4) considera o volume analisado completamente mineralizado. Supondo-se que existe uma tensão de ruptura para o tecido ósseo que é constante, pode-se relacionar a tensão de ruptura do osso parcialmente mineralizado com o osso completamente mineralizado em função da porosidade n , utilizando:

$$\overline{\sigma}_{ult} = R(n) \overline{\sigma}_{ult_t} \quad (4.1.5)$$

Através de dados experimentais R pode ser determinado (Beaupré, 1990 apud Corso 2006):

$$R(\rho) = \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}} \right)^2 \quad (4.1.6)$$

De forma análoga pode-se escrever a tensão do material poroso:

$$\overline{\sigma} = \left(\frac{\rho}{\hat{\rho}} \right)^2 \overline{\sigma}_t \quad (4.1.7)$$

Substituindo (4.1.7) em (4.1.4):

$$\psi_t = n_c^{1/m} \left(\frac{\hat{\rho}}{\rho} \right)^2 \overline{\sigma} \quad (4.1.8)$$

A tensão efetiva utilizada é proposta por Beaupré (1990), apud Corso (2006):

$$\bar{\sigma} = \sqrt{2UE} \quad (4.1.19)$$

onde E é o módulo de elasticidade médio e U é a densidade de energia de deformação, ambos em MPa.

Como a reabsorção ou deposição acontece através da superfície óssea (Cowin 2007), é definido o remodelamento superficial \dot{r} , como sendo a variável que quantifica a quantidade de osso que se forma na superfície disponível da matriz óssea por unidade de tempo. Esta variável está diretamente ligada ao estímulo mecânico. A forma do remodelamento superficial é dada pela Fig. 4.1.

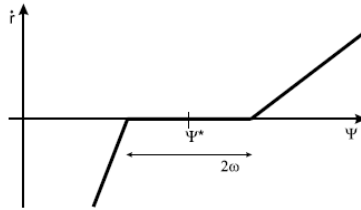


Figura 4.1 - Remodelamento Superficial (Menegoni and Ponthot, 2008) onde ω na figura equivale à W , zona morta

No centro da curva pode-se ver uma zona na qual não ocorre reabsorção nem deposição. Esta região é conhecida como zona morta, e pode variar seu comprimento dependendo do osso em análise. A zona morta quantifica o quão grande deve ser o desvio do estímulo mecânico para causar reabsorção ou deposição de cálcio (Frost, 1964 apud Weinans, 1992). No caso do fêmur temos que:

$$\dot{r} = \begin{cases} c_1((\psi_t + \psi_t^*) + W), & \text{se } (\psi_t - \psi_t^*) < -W \\ 0, & \text{se } -W \leq (\psi_t - \psi_t^*) \leq +W \\ c_2((\psi_t + \psi_t^*) - W), & \text{se } (\psi_t - \psi_t^*) > +W \end{cases} \quad (4.1.10)$$

Também é necessário avaliar que a deposição ou reabsorção de osso irá depender da área superficial disponível. A relação de área superficial disponível é inicialmente relacionada com a porosidade do osso. Entretanto, a partir de uma tomografia de um fêmur, Corso (2006) determina a área superficial disponível em função da densidade do osso. Desta maneira:

$$S_V = -0,07 + 8,1\rho - 7,2\rho^2 + 5,1\rho^3 - 2,1\rho^4 + 0,23\rho^5 \quad (4.11)$$

Onde, S_V é a área superficial disponível com unidade mm^2/mm^3 .

Assim, pode-se determinar a lei de evolução da densidade (Menegoni and Ponthot, 2010):

$$\dot{\rho} = k\dot{r}S_V\hat{\rho} \quad (4.12)$$

onde, \dot{r} é a velocidade de remodelamento superficial, S_V é a superfície de osso disponível para deposição ou reabsorção, k é a porcentagem da superfície de osso que está ativa para deposição ou reabsorção e $\hat{\rho}$ é a densidade do osso completamente mineralizado.

Para cada intervalo de dias é feito a contabilização da nova densidade utilizando um algoritmo de integração de Euler explícito:

$$\rho(t + \Delta t) = \rho(t) + \Delta t\dot{\rho}(t) \quad (4.1.13)$$

Para utilizar a formulação apresentada é necessário que as propriedades mecânicas do osso sejam determinadas em função da densidade. Baseado em dados experimentais (Beaupré et al., 1990 e Jacobs, 1994 apud Corso, 2006; e Menegoni and Ponthot, 2010):

Para tecido cortical:

$$\begin{aligned} E_c &= 1763\rho^{2,5} \text{ MPa} \\ \nu_c &= 0.32 \end{aligned} \quad (4.1.14)$$

Para tecido trabecular:

$$\begin{aligned} E_t &= 2014\rho^{2,5} \text{ MPa} \\ \nu_c &= 0.2 \end{aligned} \quad (4.1.15)$$

4.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD

Para a implementação do Modelo Isotrópico de Stanford foi utilizado o software MATLAB e os dados de densidade computados foram transferidos para um modelo em elementos finitos. A vantagem desta metodologia de solução desacoplada para prever o comportamento do tecido ósseo é a facilidade que a densidade, e por consequência as propriedades do material, podem ser alteradas elemento a elemento sem grandes dificuldades de implementação. Como desvantagem tem-se o tempo de solução que é muito superior à de um modelo acoplado. Neste caso, a distribuição pode ser tão suave quanto a malha de elementos permitir. Para resolver o modelo em elementos finitos foi utilizado o software ANSYS. Este apenas lê as linhas de comando previamente geradas e lista os resultados de energia de deformação e número de material para a análise do Modelo Isotrópico de Stanford para cada elemento da malha.

O cálculo de densidades e análise dos critérios de convergência e término do estudo são gerenciados pelo software MATLAB. Uma vez definida a geometria, as condições de contorno e a distribuição de densidades, o MATLAB é utilizado para criar as linhas de comando para o modelo em elementos finitos. Uma vez iniciado o processo, caso o Modelo Isotrópico de Stanford determine que a distribuição de densidades deve ser alterada, o MATLAB inicia uma sub-rotina para alterar as propriedades destes elementos nas linhas de comando do modelo em elementos finitos. Para garantir que a posição dos elementos não varie, a malha é gerada apenas uma vez e armazenada em um arquivo independente. Sempre que o software de elementos finitos é chamado pelo controlador, o arquivo independente é copiado, sobrescrevendo qualquer arquivo anterior, e sobre esta cópia são feitas as alterações das propriedades do elemento. O algoritmo final de cálculo da densidade pode ser vista no Apêndice I.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção são apresentados os resultados numéricos deste trabalho. A análise para os casos em estudo é dividida em 300 dias, já que após este período as alterações de densidade não são significativas (Jacobs, 1997). Devido à simplificação do carregamento diário é possível aplicar apenas um carregamento por dia. Porém, para cumprir a condição de equilíbrio homeostático é necessário avaliar o comportamento do tecido ósseo nos principais (e diferentes) carregamentos aos quais é submetido. Para tanto, ao invés de aplicar simultaneamente os carregamentos diários, devido às simplificações do método, os carregamentos simultâneos são divididos em uma sequência de carregamentos aplicados individualmente, um em cada dia da análise (Jacobs, 1997). Dentro de cada dia é feita a análise de convergência do método, para garantir o equilíbrio. A convergência das iterações diárias foi estabelecida usando um critério em que a alteração máxima da densidade é de 5 g/cc. Baseado no comportamento do modelo em malhas grosseiras, em certas regiões de baixa deformação ocorriam alterações bruscas e cíclicas na densidade. Estas alterações não descaracterizavam o comportamento do modelo, mas impediam a convergência. Desta maneira foi criado um critério de convergência adicional, para diminuir o custo computacional.

Este critério pode ser visto no Apêndice III. Uma vez encontrado o equilíbrio no dia, a análise passa para o próximo caso de carregamento.

É importante resaltar que devido às simplificações feitas no modelo, não é possível validar experimentalmente o mesmo. Desta maneira, através de dados obtidos da literatura serão avaliados alguns casos, que serão correlacionados com os resultados de outros estudos numéricos.

5.1 ESTUDO BIDIMENSIONAL

Nesta seção é proposto um estudo do comportamento numérico do modelo implementado no MATLAB com o objetivo de avaliar a sua capacidade de representar o comportamento de reabsorção óssea esperado. Para isto procurou-se reproduzir estudos similares presentes na literatura a fim de comparar resultados. Assim, foi analisado um modelamento semelhante ao analisado por Corso (2006), no qual a geometria e carregamentos são baseados em um modelo bidimensional de Huiskes (1987), onde a geometria considerada do fêmur é aproximada por um cilindro. Por ser uma análise bidimensional o autor usa uma correlação entre o momento de inércia da seção circular e da seção bidimensional de maneira a simplificar o problema a um caso bidimensional. A geometria analisada pode ser vista na Figura 5.1.1. O carregamento utilizado não busca representar nenhum carregamento real sobre o fêmur, entretanto é usado como referência. Sobre a prótese é aplicado um momento fletor de $1000 Nm$ na sua região proximal. No trabalho de Huiskes, e outros (Weinans 1992a; Gross 2001; Jacobs 1997) a região compreendida pelo canal medular (tecido cortical) é considerada sem massa, ou seja, não participa do processo de remodelamento nem auxilia estruturalmente. Nesta análise esta porção de tecido foi adicionada de forma a comparar dados com o trabalho de Corso (2006), que a utiliza e representa de certa forma um caso mais realista.

Como foi visto em análises preliminares e em literatura, o resultado do modelo é diretamente influenciado pela distribuição inicial de densidade. Então, para evitar problemas de convergência, foi utilizado um gradiente linear para a distribuição inicial de densidades, partindo da densidade máxima no perímetro do tecido ósseo e atingindo a densidade mínima no seu centro, similar a Corso (2006). Foi considerado que todo o tecido ósseo (inclusive o canal medular) segue as propriedades do tecido cortical. O material utilizado para prótese foi uma liga de aço inox ($E = 210 GPa$, $\nu = 0.3$) e para o cimento foi utilizado polimetilmetacrilato (PMMA, $E = 2 GPa$, $\nu = 0.3$). A geometria do modelo implementado pode ser visto na Figura 5.1.1.

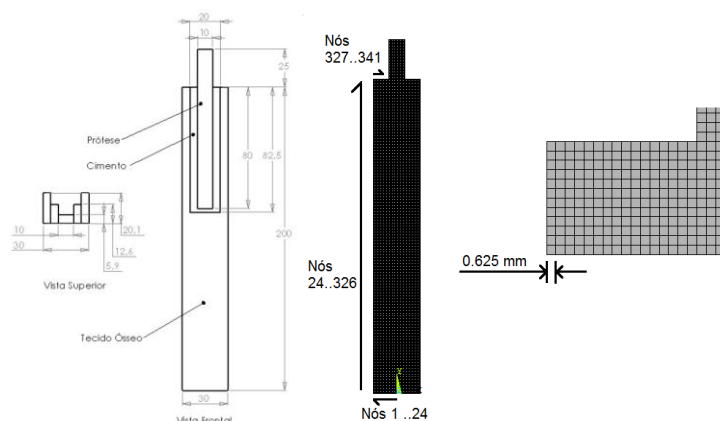


Figura 5.1.1 - Geometria analisada na verificação do modelo (E). Numeração de nós para pós-processamento(C) e detalhe com dimensão da malha (D).

Como o resultado também pode levar a situações com completa absorção ou deposição (irreais) devido ao uso de parâmetros de material inadequados, foram utilizados os seguintes parâmetros obtidos de literatura (Corso, 2006): $\psi_t^* = 50 \frac{MPa}{dia}$; $m = 4$; $c_1 = -c_2 =$

$0.02 \mu\text{m}/\text{dia}$; $W = 5 \frac{\text{MPa}}{\text{dia}}$; $\Delta t = 1 \text{ dia}$ e $k = 1$. Para avaliar a influência de diferentes parâmetros na resposta do tecido ósseo, outras análises foram realizadas. Estas análises podem ser vistas no Apêndice II.

Na resposta obtida para 300 dias de análise foram verificadas as quatro características típicas já esperadas de reabsorção e de acordo com respostas obtidas por outros autores. A distribuição de densidade obtida ao final dos 300 dias pode ser vista na Figura 5.1.2. Os resultados, comparados com outros autores, são:

I) Reabsorção óssea mais intensa na região proximal, Detalhe I na Figura 5.1.2. A densidade atinge seus valores mínimos nestas regiões, onde, em modelos que avaliam o remodelamento externo, é iniciado o processo de alteração de fronteiras devido à total remoção de material (Corso, 2006; Weinans, 1992b)

II) Criação de um gradiente de densidades, Detalhe II na Figura 5.1.2. A densidade ao longo da prótese aumenta à medida que se aproxima da região distal, e também quando se aproxima do periósteo (Weinans, 1992a).

III) Manutenção do canal medular, Detalhe III na Figura 5.1.2. Como em outros modelos em que foi adotada apenas uma relação entre módulo de elasticidade e densidade, a região representada pelo canal medular atinge baixas densidades (Huiskes, 1987).

IV) A convergência da região do periósteo em uma zona de alta densidade está de acordo com estudos analisados (Huiskes, 1987; Jacobs, 1996, Weinans, 1992a e 1992b), Detalhe IV na Figura 5.1.2. Ainda é representado um pequeno gradiente entre endósteo e o canal medular.

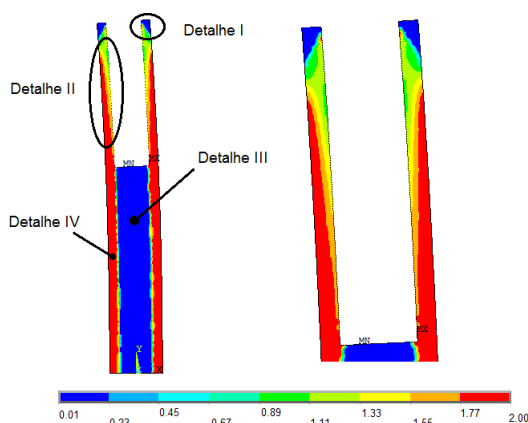


Figura 5.1.2 - Resultado da distribuição de densidades para 300 dias, em g/cc. Prótese e cimento removidos

5.2 MODELAMENTO TRIDIMENSIONAL

Para avaliar o comportamento do tecido ósseo de um fêmur ao inserir uma prótese vazada, principal objetivo deste trabalho, foi utilizado um modelo tridimensional, considerando apenas a região diafisária, simplificando a geometria do fêmur para um cilindro, com dimensões (profundidade de inserção e diâmetros de osso, prótese e cimento) semelhantes ao modelo utilizado na seção 5.1.1. Foram avaliadas duas próteses fixadas com cimento ósseo, uma maciça com diâmetro externo de 10 mm e uma vazada com diâmetro externo de 10 mm e interno de 6 mm . A malha utilizada e um corte transversal de cada prótese pode ser visto na Figura 5.2.1, onde a região roxa representa o tecido ósseo, em amarelo cimento e em verde a prótese. O material utilizado para prótese foi uma liga de titânio ($E = 110 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$) e para o cimento foi utilizado PMMA ($E = 2 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$).

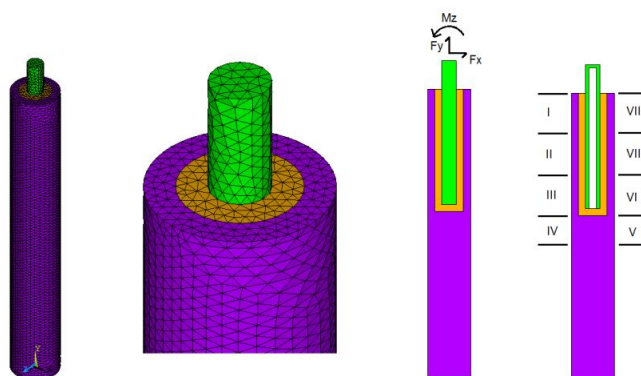


Figura 5.2.1 - Modelo Tridimensional (E), com detalhe da malha (C) e corte transversal de próteses analisadas (D).

Sobre a prótese foi aplicado um carregamento proposto por Jacobs (1997). Como a geometria é baseada na simplificação de Huiskes, o carregamento não pode ser aplicado diretamente sobre a cabeça femoral, nem no trocanter maior. Desta maneira os carregamentos foram transferidos para a região de análise conforme indicado por Huiskes(1987). Os carregamentos propostos por Jacobs podem ser vistos na Figura 5.2.2 e o valor do carregamento proposto por Jacobs e as simplificações de Huiskes podem ser vistas na Tabela 5.2.1. A face inferior (distal) do tecido ósseo foi engastada. Este tipo de condição de contorno não reproduz exatamente o comportamento do fêmur. Porém, considerando o princípio de Saint-Venant, apenas a região próxima ao engaste tem sua distribuição de densidades alterada e deve ser desconsiderada.

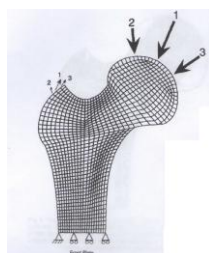


Figura 5.2.2 - Posição dos Carregamentos Propostos por Jacobs (1994)

A malha do tecido ósseo consiste de cerca de 85000 elementos tetraédricos de 4 nós para ambos os casos. Após implementado o modelo foram necessárias cerca de 54 horas para que cada caso de análise fosse processado em um computador com processador multi core de 4 núcleos com 2.0GHz. Para apresentar os resultados de forma compreensível, a avaliação da densidade é feita através de um corte no plano XY. Na Figura 5.2.3 pode-se ver a distribuição de densidades inicial e o resultado suavizado de 300 dias para prótese vazada e para prótese maciça.

Tabela 5.2.1- Carregamentos e orientação dos casos de carga.

Caso	Ciclos por dia	Carregamento de Jacobs				Simplificação Huiskes		
		Reações na Junta		Reações no Abductor		Carregamentos Aplicados na Prótese		
		F_j	$\alpha_j(^{\circ})$	F_a	$\alpha_a(^{\circ})$	F_x (N)	F_y (N)	M_z (Nmm)
1	10 000	2317	24	703	28	-615	-1595	-108579
2	10 000	1158	-15	351	-8	-521	-709	-41965
3	10 000	2317	24	703	28	-615	-1595	-108579
4	10 000	1548	56	468	35	-362	-1030	-74951
5	10 000	2317	24	703	28	-615	-1595	-108579

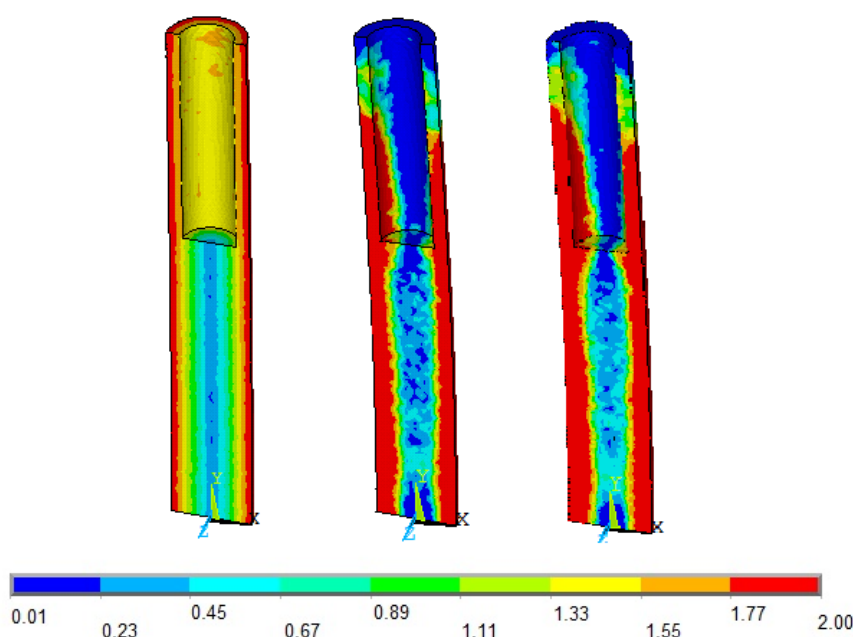


Figura 5.2.3 - Resultado da distribuição de densidades para 300 dias. Distribuição inicial (E), prótese maciça (C) e prótese vazada (D).

A resposta apresentada na Figura 5.2.3 indica principalmente o comportamento da distribuição da densidades nos casos maciço e vazado. Em busca de dados para uma comparação mais consistente foram avaliadas as mudanças percentuais das distribuições de densidade do tecido ósseo em relação à configuração original. Os resultados podem ser vistos na Tabela 5.2.2. As zonas avaliadas podem ser vistas na Figura 5.2.1. Os resultados da Tabela 5.2.2 são significativos do ponto de vista que todas as condições iniciais dos dois casos são as mesmas, exceto a geometria interna de prótese. Desta maneira pode-se avaliar apenas a influência deste parâmetro na resposta do modelo implementado.

Além da visível reabsorção óssea no tecido proximal em ambos os casos foi observado o surgimento do pedestal abaixo da prótese. No caso da prótese vazada o estímulo do tecido ósseo foi maior em todas as porções de tecido ósseo analisado.

Tabela 5.2.2 - Variações da Densidade

Zona	$\Delta\rho$ P. Maciça	$\Delta\rho$ P. Vazada	$\Delta\rho$ P. Vazada - $\Delta\rho$ P. Maciça
I	-62%	-58%	+4%
II	+4%	+13%	+9%
III	+19%	+19%	0%
IV	+45%	+48%	3%
V	+6,7%	+22%	15,3%
VI	+19%	+19%	0%
VII	-13%	-4%	9%
VIII	-79%	-64%	15%

Embora o enfoque do trabalho seja avaliar a reabsorção óssea, ainda é pertinente observar o que acontece no conjunto prótese-cimento. Desta maneira, para efeitos de uma análise de uma tensão equivalente, foram avaliadas as máximas tensões equivalentes de von Mises (Tabela 5.2.3). Para a prótese foram desconsiderados os valores de tensão próximo ao ponto de aplicação de carga. As tensões máximas encontradas na prótese estão localizadas logo acima da inserção da mesma no tecido ósseo, diminuindo à medida em que se aproxima

da região distal. Para o cimento foram desconsiderados os valores de tensão próxima a concentradores de tensões de origem numérica (cantos vivos), visto que este tipo de geometria dificilmente é encontrada em um implante.

Tabela 5.2.3 - Tensões Equivalentes de von Mises Máximas na Prótese e Cimento

Componente	Prótese Maciça	Prótese Vazada
Prótese	307 MPa	410 MPa
Cimento	15 MPa	26 MPa

A análise bidimensional proporciona facilidades para implementação, o que permite que a influência e a compreensão dos parâmetros e da metodologia sejam melhor entendidos. Embora a análise tridimensional necessite de maior custo computacional, pode oferecer resultados com maior qualidade.

Pode-se verificar na Figura 5.2.3 que existe maior reabsorção óssea em um lado do perióstio do que do outro. Esta diferença se dá pela composição das formas aplicadas no trocanter maior e na cabeça femoral. A força perpendicular ao esforço axial além de gerar um esforço cisalhante, cria um momento fletor que aumenta conforme se aproxima do engaste. Desta maneira o gradiente de densidades apresentado na Figura 5.1.2 em torno do cimento é menor no caso tridimensional.

Como o carregamento utilizado no caso tridimensional advém de modelos bidimensionais, este é aplicado apenas em um plano (XY). Desta maneira, nas regiões em que estão fora do plano são muito menos estimuladas, o que se traduz em baixas densidades. Este tipo de comportamento demonstra o funcionamento do modelo, embora não seja condizente com o comportamento real onde os carregamentos têm características tridimensionais. Também é pertinente considerar que o carregamento imposto na junta do quadril não é aplicado exclusivamente na cabeça femoral. Devido a simplificação da geometria do fêmur em um cilindro parte da sensibilidade do modelo ao carregamento foi perdida, já que todos os carregamentos foram concentrados na prótese.

Cada uma destas considerações afasta o resultado numérico de situações reais. Entretanto, devido à natureza deste estudo, não se busca representar fielmente todas as condições às quais um fêmur está submetido, mas sim avaliar o efeito de diferentes próteses em um conjunto de condições de contorno padrão. Vale ressaltar que o presente estudo é baseado em condições reais e correlações estudadas por outros autores, e não busca reproduzir fielmente uma condição real de carregamentos e geometria.

A comparação entre a prótese vazada e maciça foi positiva, visto que foi possível diminuir a reabsorção óssea com a adição de uma cavidade à prótese. Conforme pode ser visto na Tabela 5.2.2 a reabsorção óssea foi menor e a calcificação foi maior ou igual em todas as zonas. Supondo a interface prótese-cimento sem deslizamento, pode-se analisar o aumento da densidade com a diminuição da rigidez da prótese. Uma vez que a prótese é menos rígida, esta transfere mais e maiores esforços, estimulando o tecido ósseo. Alguns autores sugerem que a rigidez ideal pode ser obtida sem ser necessário alterar a geometria, apenas alterando o material das próteses de metais para espumas metálicas (Lorna, 2010). Outra qualidade exaltada das próteses de espumas metálicas reside na sua característica esponjosa que permite o crescimento interno do tecido ósseo na espuma. Este tipo de interação entre prótese-osso constitui a situação ideal para transferência de carregamento.

Ao se considerar próteses cimentadas, a maior transferência de carregamentos da prótese vazada influi diretamente nos esforços internos da prótese e do cimento. De acordo com os dados apresentados na Tabela 5.2.3, pode-se ver que a adição da cavidade na prótese aumenta as tensões tanto na prótese quanto no cimento. Em ambos os casos o aumento de tensões pode ser pertinente. No caso da prótese foi assumido que a mesma era de uma liga com baixo módulo de elasticidade, neste caso uma liga de titânio. Segundo Ratner (2004),

duas ligas de titânio que são aprovadas pelo FDA como biomateriais são ASTM F67 e ASTM 136. As tensões apresentadas não ultrapassam o limite elástico em nenhuma das ligas. A análise do cimento é mais crítica, e Ratner estabelece que a tensão limite a fadiga está entre 19-39 MPa. A tensão gerada no caso de prótese maciça está em um limite abaixo do estabelecido, enquanto que a prótese vazada possui um valor dentro desta faixa. Ainda é necessário considerar que os carregamentos analisados não são exatamente os carregamentos aplicados a uma prótese, e também que constantemente são desenvolvidos novos materiais que buscam melhorar as propriedades mecânicas do cimento. Desta maneira fica claro que com os valores de tensão e a falha do cimento dependem muito da combinação de uma série de fatores (incluindo clínicos), e que os resultados obtidos apenas indicam uma tendência maior de ocorrer a falha em próteses vazadas.

6 CONCLUSÃO

Existem muitas incertezas e opiniões divergentes em relação à modelagem de um tecido funcional. Entretanto, através de uma formulação com escolha de propriedades e distribuição de densidades consistentes, é possível obter resultados em caráter comparativo. Resultados exatos ainda são dificilmente obtidos, pois quanto mais refinada é a análise, mais esta depende de dados que não são trivialmente encontrados. A variabilidade inerente entre seres vivos, o impacto do meio e os diferentes hábitos, são as principais dificuldades na caracterização do comportamento do tecido ósseo.

Porém, com o atual estado da técnica, é possível criar cenários que possuem boa correlação com a realidade (Weinans, 1992a; Weinans, 1992b; Jacobs, 1997; Huiskes, 1987). Como a modelagem apresentada parte da premissa de que pode-se separar o comportamento mecânico e biológico do tecido ósseo, por melhores que sejam os resultados obtidos na análise de um modelo, é necessário a avaliação clínica de longa data. Desta maneira as tendências encontradas de comportamento do conjunto tecido ósseo, prótese e cimento precisam ser verificadas experimentalmente.

Embora a implementação deste tipo de modelo seja acessível, o processamento de geometrias complexas tem um alto custo computacional. Ainda para avaliar-se com maior precisão a evolução do tecido ósseo é necessário recorrer a carregamentos tridimensionais, já que os carregamentos utilizados são muito simplificados, e principalmente consistentes com o modelo aplicado.

A avaliação da influência de uma cavidade na prótese se mostrou positiva, do ponto de vista da reabsorção óssea. O aumento da densidade, principalmente na região proximal, vem da menor resistência mecânica que a prótese vazada possuiu, de certa forma mais próxima da porção de osso removido. Outros estudos devem ser realizados para avaliar a resposta com relação ao cimento, visto que o mesmo teve seu estado de tensões aumentado, o que pode levar a uma falha prematura do implante. O nível de tensões apresentado na prótese vazada deve ser avaliado com maiores detalhes caso seja aplicado a uma geometria de prótese comercial, visando não extrapolar as tensões aceitáveis na mesma. Considerando-se uma prótese não cimentada, a influência de uma cavidade na prótese pode ser maior ou igual, devido a sua geometria tradicionalmente maior que a cimentada.

Como sugestões de estudos futuros tem-se: avaliação da resposta de próteses vazadas para carregamentos tridimensionais, incluindo torção; influência da camada de cimento abaixo da prótese na formação do pedestal; utilizar tomografias como dados de entrada, e a partir destes dados determinar parâmetros como o número de ciclos por dia ou o estímulo diário de referência para garantir o equilíbrio da distribuição de densidades inicial.

Os resultados apresentados neste trabalho não devem ser usados para o desenvolvimento de próteses, devido às simplificações aplicadas e a dificuldade de validar experimentalmente os resultados obtidos. Entretanto, a metodologia apresentada pode ser utilizada e aprimorada para o desenvolvimento e melhoria de próteses, desde que feitas de forma coerente.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Achour, T.; Tabeti, M.S.H.; Bouziane, M.M; Benbarek, S; Bouiadjra, B.B; Mankour, A., **"Finite element analysis of interfacial crack behaviour in cemented total hip arthroplasty"**, Computational Material Science, vol. 47, pp 672-677, 2009.

Corso, L. L., **Aplicação de procedimentos de otimização e remodelamento ósseo na simulação e análise em problemas de biomecânica**", dissertação, 2006.

Cowin, S. C; Doty, S. B.; **"Tissue Mechanics"**, Springer Verlag, 1ª edição, 2007

Ebramzadeh, E.; Normand, P.L; Sangiorgio, S. N.; Llinás, A.; Gruen, T.A.; McKellop. H.A.; Sarmiento, A., **"Long-term radiographic changes in cemented total hip arthroplasty with six designs of femoral components"**, Biomaterials, vol. 24, pp 3351-3365, 2003.

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, Vol. 34, pp 995-1003, 2001.

Huiskes, R.; Weinans, H.; Grootenboer, H.J; Dalstra, M.; Fudala, B.; Sloof, T.J., **"Adaptive Bone-Remodeling Theory Applied to Prosthetic-Design Analysis"**, Journal of Biomechanics, Vol. 20, pp 1135-1150, 1987.

Jacobs, C.R.; Simo, J.C.; Beaupré, G.S.; Carter, D. R., **"Adaptive Bone Remodeling Incorporating Simultaneous Density and Anisotropy Considerations"**, Journal of Biomechanics, Vol. 30, pp 603-613, 1997.

Jang, I. G., Kim, I.Y., **"Computational study of Wolff's law with trabecular architecture in the human proximal femur using topology optimization"**, Journal of Biomechanics, Vol. 41, pp:2352-2361, 2008.

Junqueira, L. C.; Carneiro, J.; **"Histologia básica"**, Guanabara Koogan, 10ª edição, 2004

Lee, S. H.; Ahn, Y.J.; Chung, S.J.; Kim, B.K.; Hwang, J. H., **"The use of allograft prosthesis composite for extensive proximal femoral bone deficiencies"**, The Journal of Arthroplasty, Vol. 24, 2009.

Mengoni M. and Ponthot J.P. **"A continuum damage model for alveolar bone remodeling"**, The Fourth International Conference on Advanced COmputational Methods in ENgineering, ACOMEN 2008, Belgium, 26-28 May 2008

Mengoni M. and Ponthot J.P. **"Isotropic continuum damage/repair model for alveolar bone remodeling"**, Journal of Computational and Applied Mathematics, Vol. 234, pp 2036-2045, 2010.

Pawlikowski, M.; Skalski, K.; Harabuda, M., **"Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon"**, Computer and Structures, Vol. 81, pp 887-893, 2003.

Ratner, B. D.; Hoffman, A.S.; Schoen, F. J.; Lemons, J. E., **"Biomaterial Science: An Introduction to Materials in Medicine"**, Elsevier Academic Press, 2nd edition, 2004.

Rietbergen, B. V.; Huiskes, R.; Weinans, H.; Sumner, D.R.; Turner, T.M.; Galante, J.O., **"The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems"**, J. Biomechanics, Vol. 26, pp369-382, 1993.

SBOT. **"Prótese metálica de quadril é reprovada por estudo britânico"**, <http://www.portalsbot.org.br>, acessado em 31/05/2012.

Spittlehouse, A. J.; Smith, T.W.D.; Eastel, R., **"Bone loss around 2 different types of hip prestheses"**, The Journal of Arthroplasty, Vol. 13, 1998.

Sporer S.M.; Callaghan, J.J.; Olesniczak, J.P.; Goetz, D.D.; Moines, W.D.; Johnston, R.C., **"The Effects of Surface Roughness and Polymethylmethacrylate Precoating on the Radiographic and Clinical Results of the Iowa Hip Prosthesis. A Study of Patients Less Than Fifty Years Old"**, The Journal of Bone & Joint Surgery, Vol. 81, pp 481-492, 1999.

Weinans H.; Huiskes, R.; Grootenboer, H.J., **"The Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling"**, J. of Orthopaedic Research, Vol. 10, pp 845-853, 1992a.

Weinans H.; Huiskes, R.; Grootenboer **"The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models"**, J. Biomechanics, Vol. 25, pp 1425-1441, 1992b.

8 APÊNDICE I - ALGORITMO DE IMPLEMENTAÇÃO

DADOS DE ENTRADA:

Propriedades do material (ξ):

- ψ_t^* - Estímulo Mecânico de Referência
- $\hat{\rho}$ - Densidade do Osso Completamente Calcificado
- c_1 e c_2 - Constantes de Remodelamento Superficial
- W - Meio comprimento da Zona Morta
- k - Porcentagem de Superfície Disponível para Remodelamento
- Δt - Intervalo de tempo entre Carregamentos
- $\Delta \rho_c$ - Vetor de convergência
- n_c - Iterações diárias de convergência
- θ_e - Critério de Convergência mínimo

Carregamentos diários (ψ):

- ψ_n (ciclos diários, forças em x, y e z), $n=1..3$, repetidos a cada n dias
- N - número de dias da análise

Geometria(Ω):

- Volume do sólido analisado
- Malha de elementos

Densidades(D):

- D_N - Distribuição de Densidades no volume em função da malha de elementos.

1 - Cálculo do Módulo de Elasticidade do elemento, $E(D_N)$.

PARA $i=1..N$

$n_c = 0$, Número de iterações para convergência em 1 dia

ENQUANTO $\Delta \rho_c > \Delta \rho_{TOL}$

2 - Energia de Deformação elástica do elemento, $U_E(E, \epsilon) \rightarrow$ CALL ANSYS

MODELO:

3 - Estímulo Mecânico no elemento, $\psi_t(\xi, D_N, U_E) \dot{r}$

4 - Verifica e calcula Remodelamento Superficial, $r(\psi_t, \xi)$

SE $\psi_t - \psi_t^* > W$

$\dot{r} > 0$

OU SE $\psi_t - \psi_t^* < w$

$\dot{r} < 0$

OU

$\dot{r} = 0$

FIM

FIM

5 - Superfície Disponível, $S_V(D_N)$

6 - Calcular Evolução da Densidade, $\rho(S_V, \xi, r)$

7 - Calcular Nova Distribuição de Densidades, D_{N+1}

$$D_{N+1} = D_N + \Delta\rho = D_N + \Delta t\rho$$

8 - Cálculo do Critério de Convergência Adicional

$$SE \ n_c > 5$$

$$\theta_e = \frac{1}{\Delta\rho} \sqrt{\frac{2U_e}{E_e}}$$

$$SE \ \theta_e < \theta$$

$$\Delta\rho_{ce} = 0$$

FIM

OU

$$\Delta\rho_{ce} = \Delta\rho$$

FIM

FIM

FIM

9 APÊNDICE II - ANÁLISE DE MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD

Para avaliar a influência de alguns parâmetros do modelo isotrópico de Stanford na resposta foram alteradas individualmente (a partir do modelo bidimensional) os seguintes itens:

1. Malha com lado 1.25 mm (4000 elementos no domínio prótese/osso)
2. Malha com lado 0.3125 mm (64000 elementos no domínio prótese/osso)
3. Alterando o material da prótese de aço genérico (E = 200GPa) para liga de titânio (E=110 GPa).
4. Removendo a camada de cimento abaixo da prótese.
5. Alterando o estímulo diário de referência para 150 MPa.

Todas estas análises seguiram os mesmo procedimentos do modelo bidimensional. Os resultados das análises podem ser visto a seguir.

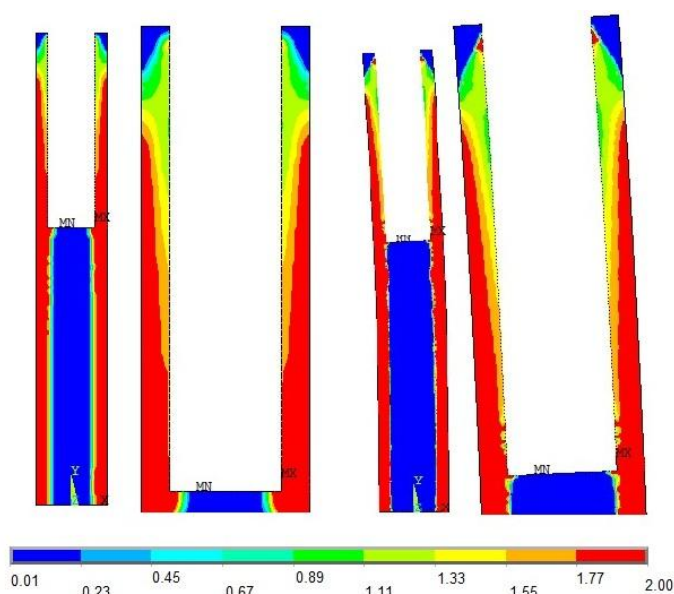


Figura 9.1 - Resultado da Análise 1 (E) e Análise 2 (D). Distribuição de densidades em g/cc

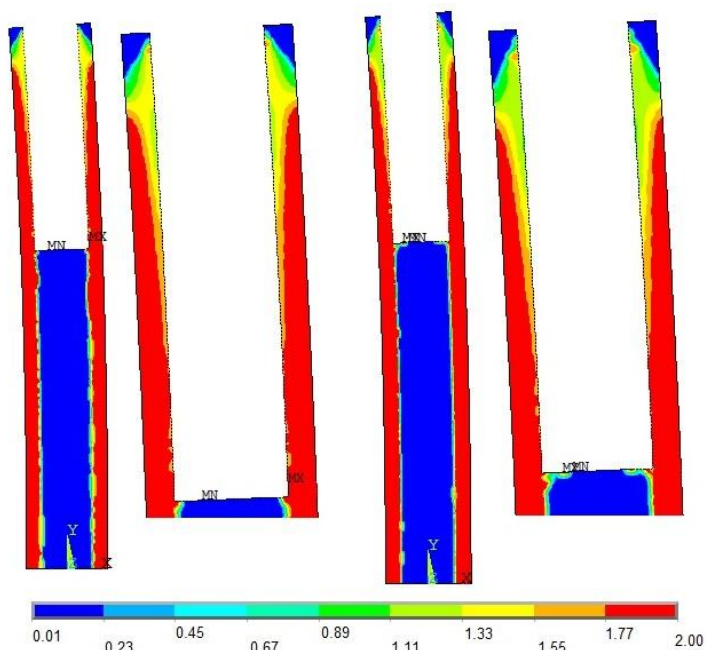


Figura 9.2 - Resultado da Análise 3 (E) e Análise 4 (D). Distribuição de densidades em g/cc

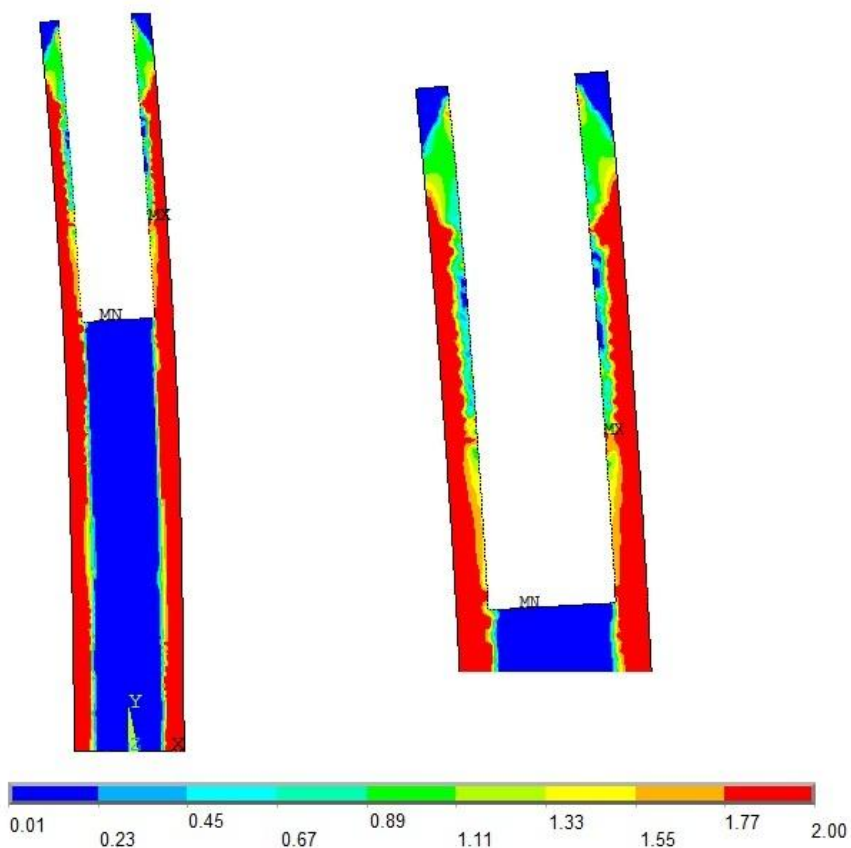


Figura 9.3 - Resultado da Análise 5. Distribuição de densidades em g/cc

Sobre o resultado das simulações relativos ao refino da malha é possível verificar que o problema não é diretamente dependente do refino da malha. A análise 1

apresenta o caso de malha mais grosseira, o modelo bidimensional apresenta uma malha intermediário e a análise 2 apresenta uma malha refinada. Apesar da resposta geral dos três casos ser semelhante, alguns dos gradientes observados na análise 1 são oriundos da suavização da densidade, e não dos resultados por elemento. O resultado da análise 2 é suavizado, porém seu comportamento é parecido ao não suavizado. Também é necessário ressaltar que o custo computacional do caso 2 é muito superior ao caso 1.

O modelo de Huiskes utilizado considera que a prótese é feita de aço inox. Atualmente as próteses mais comuns são de ligas de titânio ou ligas de cromo-cobalto, justamente por possuírem menores módulos de elasticidade. O resultado obtido foi o esperado, pois ao ser introduzida uma prótese com material mais flexível, o efeito de stress-shielding diminuiu. Desta maneira a diminuição da densidade no entorno da prótese foi menor.

A análise 4 foi desenvolvida para avaliar se havia alguma relação entre a espessura de cimento na região distal da prótese e o surgimento de um pedestal. Uma vez removido o cimento ocorreu o aumento da densidade na região abaixo do implante. Era esperado que fosse formado um gradiente maior. Entretanto, a região foi modelada seguindo a lei do tecido cortical e ainda considerando o mesmo isotrópico. Estas suposições diferem bastante da realidade, onde o tecido trabecular é considerado anisotrópico e mais rígido que o cortical. A análise da formação do pedestal, ou o comportamento do tecido trabecular, poderia ser melhor modelado de acordo com Jacobs (1997).

A última análise apresenta a influência do estímulo diário de referência na resposta do modelo. O estímulo diário de referência centra a zona morta, de maneira que aumentando o seu valor, o gráfico apresentado na Figura 4.1 é inteiramente deslocado para direita. Assim, o tecido ósseo que está em equilíbrio perto do limite inferior da zona morta é avaliado como sendo resistente demais à solitação. Este fenômeno é observado quando o estímulo diário é aumentado a partir de 60% do valor do estímulo original. Também conforme aumenta-se o estímulo, aumenta-se a visibilidade dos seus efeitos na descalcificação das zonas adjacentes a prótese.

Dos testes realizados pode-se considerar que o tamanho da zona morta está associado à suavidade do gradiente de densidades em zonas de transição. O estímulo diário de referência está associado diretamente com as regiões que irão sofrer de forma mais acentuada o processo de remodelamento ósseo, enquanto que o número de ciclos por dia está associado com o comportamento geral (aumento e diminuição das zonas de baixas densidades). Novamente o resultado das simulações deve ser apenas considerada em caráter comparativo, visto que desta forma as mesmas incertezas estão aplicadas em todos os casos.

10 APÊNDICE III - CRITÉRIO ADICIONAL DE CONVERGÊNCIA

Foi observado que dentro das iterações de equilíbrio diário ocorria um fenômeno associado ao refino da malha. Em regiões de baixa deformação elementos alteravam sua densidade entre extremos. Depois de um certo número de iterações, foi observado que a convergência da malha não ocorria justamente devido as alterações cíclicas destes elementos. Estes elementos se localizavam em faixas em que iniciavam os gradientes de densidades e não alteravam a resposta global do modelo. À medida que aumentava o refino da malha, estas regiões aumentavam o número de elementos, porém diminuía a área afetada pela faixa. Nos casos de refino máximo da malha analisados estas faixas desapareciam. Para ser possível analisar o problema com um custo computacional menor foi criada uma condição adicional para o critério de convergência. Como este fenômeno ocorria em regiões de pequena deformação e altas variações de densidade foi determinado:

$$\theta^e = \frac{\varepsilon^e}{\rho^e}$$

Onde θ^e é o critério de convergência, ε^e é a deformação equivalente do elemento e ρ^e é a lei de evolução da densidade do elemento.

Caso o valor de θ^e seja menor do que um valor estabelecido previamente, a variação da densidade daquele elemento é desconsiderada no critério de convergência. Como nas primeiras iterações diárias ocorrem grandes alterações de densidade em quase todo o domínio, o critério de convergência está ativo apenas a partir da quinta iteração. De forma geral, em malhas pouco refinadas (cerca de 1000 elementos) a convergência diária acontecia entre cinco e nove iterações (o critério de convergência estava ativo), enquanto que em malhas com muito refino (acima de 240000 elementos) a convergência ocorria em três iterações, ou seja o critério de convergência não estava ativo. Um exemplo da região afetada pelo critério de convergência para uma malha grosseira no dia 300 pode ser visto na Figura 10.1. A variação cíclica da densidade de dois elementos, em vermelho na Figura 10.1, pode ser vista na Tabela 10.1.

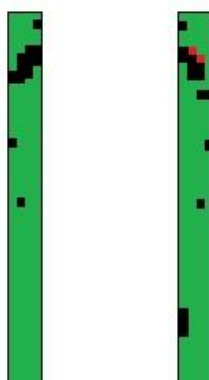


Figura 10.1 - Em preto e vermelho são elementos afetados pelo critério de convergência, resposta da região proximal de malha grosseira em 300 dias.

Tabela 10.1 - Variação de Densidade em elemento afetados pelo critério de convergência

Elemento	Iteração de Equilíbrio Diário									
	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1049	400	300	400	310	400	305	400	304	400	305
1048	400	297	400	293	400	295	400	296	400	295