

ESTUDO E SIMULAÇÃO DA ADAPTAÇÃO ÓSSEA DO FÉMUR A UMA ARTROPLASTIA DE *HIP RESURFACING*

***Inês Ferreira, **Maria Carolina Moreira, ***Maria João Cabral**

*78121, e-mail: ines.j.ferreira@tecnico.ulisboa.pt

**78607, e-mail: carolina.moreira@tecnico.ulisboa.pt

***79492, e-mail: mariajoaocabral@tecnico.ulisboa.pt

Palavras-chave: ABAQUS, MATLAB, Modelo de Huiskes, *hip resurfacing*, fémur, prótese, adaptação e remodelação óssea.

Resumo

O osso é o principal constituinte do esqueleto humano sendo responsável por diversas tarefas. Este encontra-se em constante remodelação e adaptação para que o equilíbrio seja mantido. Deste modo, torna-se essencial a modelação e estudo computacional do sistema esquelético para prever a reação biomecânica do organismo, assim como melhorar diversas questões de biocompatibilidade e de design de próteses.

O presente trabalho procura assim, através dos softwares ABAQUS e MATLAB - onde foi implementado o modelo de remodelação óssea de Huiskes - simular e estudar os processos de adaptação óssea na situação simples, sem inserção de prótese, e de artroplastia de *hip resurfacing* não cimentada. Deste modo, pretendeu-se obter uma previsão da distribuição da massa óssea no fémur. Considerando que o implante se encontra totalmente osteointegrado é também estudada e verificada a reabsorção óssea, assim como a influência do material da prótese nos resultados da adaptação óssea.

Os resultados obtidos mostram que quando é introduzida uma prótese com um módulo de elasticidade superior ao do osso, esta irá absorver grande parte da carga, causando diminuição da acumulação de tensões em certas regiões do mesmo.

1. INTRODUÇÃO

Sendo o osso o principal constituinte do esqueleto humano, este tem sem dúvida um papel determinante no nosso organismo. É o principal responsável pela sustentação e manutenção da posição ortostática, locomoção e movimento dos diversos segmentos anatómicos, e ainda pela proteção de alguns órgãos internos. Contudo, este encontra-se em constante remodelação e adaptação, para que tanto o seu desenvolvimento como a sua manutenção se mantenham em equilíbrio. No entanto, com o passar dos anos este equilíbrio facilmente poderá deixar de existir, aumentando assim a probabilidade de fratura. Para que estas situações não aconteçam e para que a biomecânica do nosso sistema ósseo e articular se mantenha, aplicam-se as chamadas próteses. As próteses da anca, por exemplo, têm vindo a ser cada vez mais utilizadas, e estima-se que o número de intervenções deste tipo continue ainda a aumentar com o passar dos anos.

A ideia de proteger e preservar tanto o colo femoral como os níveis ósseos através de artroplastias não é de todo um conceito novo. Desde muito cedo, mais precisamente desde 1923, que se produzem próteses do quadril que utilizam este princípio e que o têm também como principal objetivo^[1]. A artroplastia de *resurfacing* tem vindo a demonstrar resultados cada vez mais satisfatórios, em diversos centros mundiais. O alívio da dor, o restauro e o melhoramento da função óssea e articular, e essencialmente o melhoramento da qualidade de vida dos pacientes, são algumas das provas dadas por este tipo de intervenção^[2].

Torna-se então essencial a modelação e o estudo computacional do sistema esquelético, para que seja possível não só prever a reação biomecânica do nosso organismo na presença de uma prótese, mas também melhorar diversas questões de biocompatibilidade e de *design* da mesma. O presente trabalho procura assim simular e testar os processos de adaptação óssea na situação de artroplastia de *hip resurfacing* não cimentada. Considerando que o implante se encontra totalmente osteointegrado, isto é, totalmente ligado ao osso, pretende-se avaliar e verificar diversos aspectos, entre eles, a reabsorção óssea existente e a influência do material da prótese nos resultados da adaptação óssea. De forma a proceder a esta análise, foi implementada uma simulação computacional baseada no Modelo de Huiskes e no Método dos Elementos Finitos, através dos quais foi possível verificar a evolução das tensões aplicadas e da densidade óssea.

1.1 Adaptação Óssea^[3]

Os ossos desempenham diversas funções no nosso organismo, de entre as quais se destacam o facto de: suportar os tecidos e fornecer pontos de ligação para a maioria dos músculos esqueléticos; proteger alguns órgãos internos; permitir a locomoção juntamente com a contração muscular; manter a homeostasia mineral, servindo de reservatórios de minerais como o fósforo e o cálcio; produzir as células sanguíneas; e por fim, armazenar triglicéridos. Estes dividem-se em quatro grandes categorias: os ossos longos, curtos, chatos, e irregulares. Sendo o femúr o osso em estudo no presente trabalho, vamos focar-nos apenas na categoria ao qual este pertence, a dos ossos longos.

O osso não é totalmente sólido, uma vez que existem pequenos espaços entre as células e os diversos componentes da matriz extra-celular, por onde passam os vasos sanguíneos e também onde se encontra armazenada a medula óssea vermelha. Consoante o tamanho e a

distribuição destes espaços, as regiões do osso podem ser classificadas como tecido compacto ou cortical, que representa cerca de 80% da massa total do osso, ou como tecido esponjoso ou trabecular, que representa os restantes 20%.

O tecido compacto é formado por unidades que se repetem, denominadas ósteos, que afetam as propriedades mecânicas deste tipo de osso, aumentando a sua porosidade, e alterando a orientação das fibras de colagénio. As propriedades deste tipo de osso são assim maioritariamente influenciadas: pela porosidade, pelo grau de mineralização, e finalmente pela orientação das fibras de colagénio. Observa-se que, nas zonas em que o osso cortical se encontra sob a ação de forças de tração, as fibras se encontram direcionadas longitudinalmente, enquanto que nas zonas à compressão, as fibras se encontram direcionadas transversalmente. Sendo este um material anisotrópico, o Módulo de Young difere consoante a direção seja longitudinal ou transversal, tomando os valores de: 17,0 GPa e 11,5 GPa, respectivamente. O tecido compacto fornece assim proteção e suporte, ajudando a resistir às tensões produzidas pelo peso e movimento do corpo.

O tecido esponjoso localiza-se nas epífises dos ossos longos, e não apresenta ósteos, mas sim trabéculas, preenchidas muitas vezes com medula óssea vermelha. Relativamente às propriedades mecânicas, são agora influenciadas pela porosidade, pela orientação das trabéculas e pelas propriedades individuais de cada trabecula. O Módulo de Young deste tipo de osso é bastante inferior ao do osso compacto.

O tecido ósseo é formado por quatro tipos essenciais de células: as células osteogénicas (células estaminais do osso); os osteoblastos, que são as construtoras do tecido ósseo, isto é, sintetizam e segregam fibras de colagénio e outros componentes orgânicos necessários à construção da matriz óssea; os osteócitos, que são as células maduras do osso e responsáveis por manter o metabolismo diário do osso; e os osteoclastos responsáveis pela absorção do óssea. A formação de osso só ocorre em alturas específicas do desenvolvimento, no entanto, durante toda a vida de um indivíduo, o osso formado é continuamente renovado segundo um processo a que se chama de remodelação óssea. Durante a remodelação óssea ocorre a deposição e absorção de osso. Na deposição, ou formação do osso, os osteoblastos são as células que se encontram em atividade. Durante a reabsorção os osteoblastos dissolvem a matriz óssea pela acção de enzimas e ácidos.

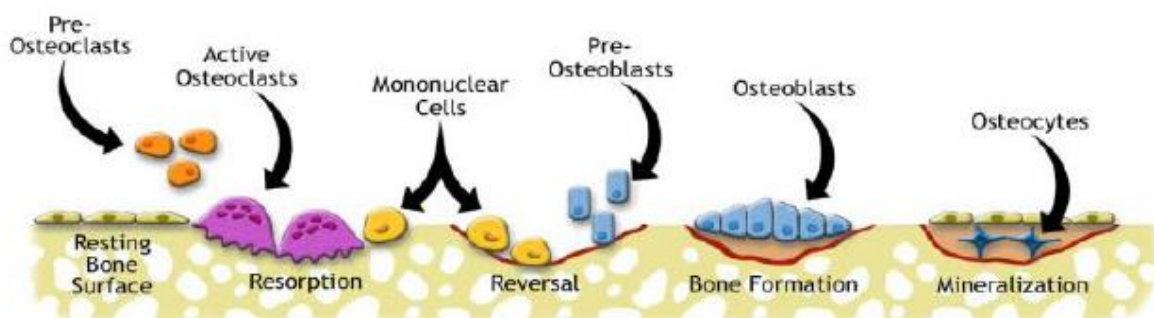


Figura 1: Representação esquemática do processo de remodelação óssea.^[3]

1.2 Artroplastia de *Hip Resurfacing*

As primeiras próteses do quadril utilizavam o princípio da preservação dos níveis ósseos, substituindo apenas a cabeça femoral. No entanto, estas acabaram por não se demonstrar muito bem sucedidas. A taça de Smith-Petersen, um médico norueguês, foi implantada pela primeira vez em 1923. Por ser feita de vidro, esta era bastante frágil, tendo sido por isso substituída por Pyrex, e só mais tarde, em 1938, por metal (vitallium).^[1]

Nos anos 70, diversos cirurgiões dedicaram-se ao desenvolvimento das próteses de superfície, onde o colo do fémur se mantinha intacto, e apenas a sua superfície era substituída por outra metálica, que articulava com um componente acetabular. Contudo, por ser utilizada uma grande cabeça metálica e um acetábulo de polietileno cimentado, os resultados voltaram a ser insatisfatórios.^[1] Ocorria a separação e desgaste prematuro da prótese, levando ao abandono deste estudo. Apesar dos variados desenhos de implantes que foram sendo utilizados desde os anos 30, foi durante os anos 70 que este tipo de próteses acabou por cair em desuso, devido às elevadas taxas de osteólise e deslocamento em próteses de interface metal-polietileno.^[4]

Com o aparecimento de novos implantes e da interface metal-metal, surge um novo entusiasmo na sua utilização. Os defensores desta técnica alegam uma maior preservação de osso, uma transferência de carga para o fémur proximal mais fisiológica, uma menor taxa de luxação, e ainda uma melhor cinestesia (maior capacidade de reconhecimento da localização espacial da prótese no corpo). As taxas de desgaste encontram-se também reduzidas devido aos materiais utilizados.^[4] Apesar de todas as vantagens referidas, esta técnica apresenta também algumas desvantagens. Esta não é de todo a mais apropriada para casos de perda óssea, e leva por vezes à fractura do colo do fémur, sendo esta uma complicação típica das próteses de superfície, ocorrendo em 0-4% dos casos. Contudo, mais de 90% das artroplastias são consideradas casos de sucesso, livres de dor e sem complicações nos 10-15 anos após a cirurgia.

As próteses metal-metal de *resurfacing*, são então relativamente recentes, tendo recebido aprovação para comercialização nos EUA apenas em 2006, com monitoramento pós-comercialização em estudos controlados.^[2]



Figura 2: Prótese metal-metal de *hip resurfacing*.

2. MODELAÇÃO COMPUTACIONAL

Este trabalho centra-se na aplicação de um modelo computacional para o estudo do fenómeno de adaptação óssea. A análise baseou-se num modelo bidimensional da região proximal do fémur, na ausência e na presença de uma prótese de *hip resurfacing*. A análise das tensões foi feita através do software ABAQUS, e o fenómeno de adaptação óssea foi simulado com base no modelo de Huiskes implementado em MATLAB. Recorrendo à lei das potências foi possível relacionar a densidade óssea permanente com o módulo de elasticidade em cada ponto.

2.1 Método dos Elementos Finitos^[5]

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método numérico utilizado para resolver problemas na área da engenharia, da matemática e da física. Problemas esses que, para a sua resolução, necessitam da solução aproximada de equações diferenciais parciais, tendo em conta as respetivas condições fronteira.

Tipicamente, a aplicação do MEF envolve dois passos principais. O primeiro passo consiste em dividir o domínio do problema (um corpo ou uma estrutura em estudo) num conjunto de subdomínios mais simples, chamados elementos finitos. Estes são depois representados através de equações, também essas mais simples, que farão parte do problema original e que descreverão o seu comportamento físico. Estes subdomínios poderão ter diversas formas geométricas (triângulos, quadrados ou hexaedros), desde que, no final permitam a computação da solução ou a sua aproximação em pontos seleccionados, designados por nós. O conjunto dos nós com os elementos finitos origina uma malha. Depois de obtida a derivação das funções interpoladoras dos elementos finitos (geralmente, polinomiais), e aproximada a solução de cada elemento em termos dos valores nodais, segue-se o segundo passo principal deste método. Este consiste agora em recombinar sistematicamente todos os conjuntos de equações obtidas, num só sistema global, e em resolvê-lo a partir dos valores iniciais. Este sistema global é gerado através de uma transformação de coordenadas dos nós locais dos subdomínios para os nós globais do domínio inicial. A sua resolução requer ainda a imposição prévia de continuidade inter-elementos (através das chamadas condições de fronteira).

Através da implementação deste método é assim possível, de uma forma sistemática, acessível e válida: representar geometrias complexas de forma precisa; incluir propriedades distintas em diferentes partes de um material heterogéneo; identificar efeitos de tensões e cargas localizadas; e ainda representar facilmente a solução geral ou total.

2.2 Modelo de Huiskes^[6]

É hoje sabido que o osso sofre diversos processos de adaptação (tanto internos como externos) ao longo da vida, e que estes processos dependem essencialmente da função que este desempenha. Esta adaptação reflete-se não só em termos de densidade ou orientação trabecular, mas também a nível das suas propriedades mecânicas. Desde muito cedo que estas alterações ósseas, e os respetivos mecanismos fisiológicos envolvidos, têm sido observadas e estudadas em detalhe. Começou-se por fazer experiências in-vitro onde se observavam os tecidos em diferentes estados de desenvolvimento. Mais tarde, em 1976, foi desenvolvido o primeiro

modelo matemático que explicava o processo de adaptação óssea, baseando-se nas leis da mecânica. Dez anos depois foi desenvolvido um segundo modelo, mas agora assumido como um *self optimization model*, e não como um modelo simplesmente evolutivo. Este trata o osso como um material isotrópico, sendo as suas propriedades explicadas através da lei das potências:

$$E = E_0 * \rho^n \quad (1)$$

sendo E o Módulo de Young do osso para uma densidade aparente ρ , E_0 um parâmetro medido experimentalmente, e n um expoente que pode variar entre 2 e 3.

Baseado nas observações e modelos anteriores, Huiskes desenvolveu, em 1987, e em colaboração com outros investigadores, um novo modelo que veio complementar o trabalho desenvolvido até ao momento. Este introduz agora o método dos elementos finitos e considera como estímulo mecânico a densidade de energia elástica, dada por:

$$U = \frac{1}{2} \epsilon_{ij} \sigma_{ij} \quad (2)$$

onde ϵ_{ij} é o tensor de deformações, e σ_{ij} é o tensor de tensões local. É então a diferença entre o valor de U num determinado local e um valor de equilíbrio, U_n , nesse mesmo local, que se assume como sendo a força que induz a atividade de adaptação óssea. A partir do momento em que esta diferença se torna negativa, o osso entra num processo de reabsorção óssea, enquanto que para uma diferença positiva se dá o processo contrário, o de formação óssea.^[7]

O Modelo de Huiskes tem em conta tanto a adaptação interna do osso como a adaptação externa, no entanto, a mais utilizada é a interna, sendo descrita matematicamente pelo seguinte sistema:

$$\frac{d\rho}{dt} = \begin{cases} B \left(\frac{U}{\rho} - (1-s)k \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} < (1-s)k \\ 0, & \text{caso contrário} \\ B \left(\frac{U}{\rho} - (1+s)k \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} > (1+s)k \end{cases} \quad (3)$$

$\frac{d\rho}{dt}$ dá-nos a velocidade de remodelação óssea, B é um parâmetro ou uma constante de tempo que regula a taxa do processo de adaptação, s e k são valores de referência que definem o *plateau* que se observa na **Figura 2**.

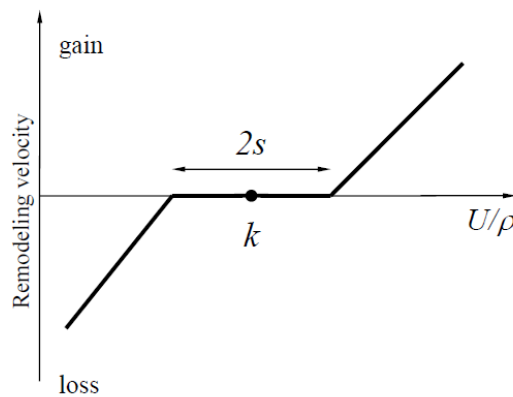


Figura 3: Representação gráfica do Modelo de Huiskes.^[6]

Na **Figura 3**, encontra-se representado graficamente o Modelo de Huiskes. Tal como explicado anteriormente, é a diferença entre U e U_n que define se o osso se encontra em processo de reabsorção ou de formação. Contudo, é necessário definir um valor *threshold* que indique se de facto esta diferença irá ou não induzir a atividade óssea, dando assim origem a uma região de *plateau*, designada de “*lazy zone*” ou “*dead zone*”, onde se assume um estímulo nulo.^[8] É então à volta deste estímulo de referência (k), que o osso não irá sofrer qualquer processo de remodelação. Podemos assim dizer que o valor de k determina a quantidade de massa óssea presente em toda a estrutura, sendo que, quanto menor o seu valor, maior a quantidade. Este parâmetro pode ser determinado a partir da seguinte equação:

$$k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{U_i}{\rho} \quad (4)$$

O valor de k pode ser considerado variável e dependente do local, $k = k(x, y)$, ou simplesmente constante, tendo sido essa a abordagem utilizada no presente trabalho. Note-se ainda que o tamanho do *plateau* da **Figura 3** é definido pelo valor de referência s .

Computacionalmente, o sistema (3) pode ser resolvido recorrendo ao Método de Euler:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \mathcal{K} \Rightarrow \frac{\rho_{t+\Delta t} - \rho_t}{\Delta t} = \mathcal{K} \Rightarrow \rho_{t+\Delta t} = \rho_t + \Delta t \times \mathcal{K} \quad (5)$$

O sistema anterior resulta agora nas seguintes equações:

$$\rho_{t+\Delta t} = \begin{cases} \rho_t + B\Delta t \left(\frac{U}{\rho} - (1-s)k \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} < (1-s)k \\ \rho_t, & \text{caso contrário} \\ \rho_t + B\Delta t \left(\frac{U}{\rho} - (1+s)k \right), & \text{se } \frac{U}{\rho} < (1+s)k \end{cases} \quad (6)$$

A diferença entre U/ρ e k determina a alteração na densidade óssea, sendo que a cada iteração, é determinado um novo valor de U/ρ . A convergência dos resultados é observada a partir do momento em que não se observam mais alterações nos valores da densidade, significando que todos os pontos satisfazem a equação $\rho_{t+\Delta t} = \rho_t$, ou que todos atingiram os valores máximo ou mínimo considerados para a densidade ($\rho \in [0.01; 1.74] \text{ g/cm}^3$). O valor mínimo da densidade representa a reabsorção óssea total, enquanto que o seu valor máximo diz respeito à densidade aparente do osso cortical. De forma a assegurar a estabilidade do processo iterativo o valor do passo, dado por $B\Delta t$, deverá ser o mais adequado.^[7]

3. METODOLOGIA

3.1 Motivação

O problema de adaptação óssea pretende obter a distribuição da massa óssea, ou a sua fracção volumica no fémur, que ocorre numa situação de osso intacto e numa situação com o implante. Para tal são considerados dois tipos de carregamento: andar e subir escadas, de modo a obter resultados mais realísticos. Para além de se estudar as diferenças entre estas duas situações, estudamos também a reabsorção óssea existente na situação com implante, mais especificamente a influência que o material da haste tem nos resultados de adaptação óssea.

3.2 Modelo Computacional

O modelo de elementos finitos bidimensional do fémur foi criado com base nas dimensões reais do osso, sendo selecionado determinados conjuntos de coordenadas que conduziram ao desenho do osso (**Figura 4(a)**). Numa situação real e tridimensional, as duas zonas corticais opostas da diáfise encontram-se em contacto. Neste caso, como é considerado um corte longitudinal do osso as duas partes opostas não estão em contacto. Deste modo, foi adicionado um *side-plate* com as mesmas dimensões da parte cortical do osso, como sugerido por alguns autores^[9]. Esta abordagem permite ter em consideração a integridade estrutural tridimensional do osso, ou seja, ocorre propagação de esforço transversal através do osso cortical pertencente à diáfise. A prótese foi construída com base em modelos reais e adaptada ao osso previamente desenvolvido. Ao conjunto osso e prótese atribui-se uma espessura uniforme de 40mm. Ao *side-plate* foi atribuído uma distribuição não uniforme da espessura da peça. Considerou-se uma espessura de 0.1 na parte mais proximal, de seguida foi considerado 1mm, 3mm e 5mm na parte distal da *side-plate*. Esta variação pretende simular o incremento gradual de espessura na camada cortical da metáfise para a diáfise. De notar que a lei de remodelação óssea foi aplicada apenas no osso. A interação entre o osso e a prótese foi considerado *Tie*, o que implica que estão intrinsecamente ligadas, havendo total transferência de esforços. A mesma interação foi utilizada entre as extremidades corticais do osso e as extremidades exteriores do *side-plate*. O módulo de Young e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no modelo encontram-se resumidos na **Tabela 1**.

Tabela 1: Características dos materiais do modelo computacional utilizado.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Tecido Ósseo (Osso compacto)	17	0.3
Haste, Co-Cr	130	0.3
Haste, Material Isso-elástico	17	0.3

Todas as partes do modelo bidimensional utilizado foram analisadas com o mesmo tipo de malha de elementos finitos. Para escolher a malha ideal foi necessário ter em conta determinadas características como a dimensão relativa entre elementos, a razão entre o comprimento e largura dos mesmos e os ângulos formados. Idealmente, os elementos teriam a mesma dimensão, a razão entre o comprimento e largura deveria ser próxima da unidade, e os ângulos muito agudos deveriam ser evitados. Consequentemente, a malha criada que melhor se ajustou ao modelo é constituída por elementos quadrangulares de segunda ordem e de dimensão 1.5. Para a malha foi considerado uma aproximação quadrática e retirado a opção *reduced integration* selecionada por *default* pelo software utilizado. Ao nível das condições de fronteira, considerou-se um encastramento no ponto mais distal do osso, restringindo o movimento em todas as direções impedindo os movimentos de corpo rígido. De seguida, em toda fronteira terminal do osso considerou-se apenas um grau de liberdade na direção medial do corpo. Consideraram-se também dois carregamentos distintos, correspondendo ao movimento de marcha e ao movimento de subir escadas. As cargas foram aplicadas na terminação da prótese (onde estaria a cabeça do fémur, F_h) e no grande trocânter (F_a) (**Figura 4(d)**). F_a corresponde à reação relacionada com os músculos abdutores e F_h é a reação da cabeça do fémur devido ao peso do corpo. A força F_a foi considerada pontual, enquanto que a carga F_h foi aplicada

num *reference point* e distribuída continuamente por uma região em torno da cabeça do fémur. Para simular a distribuição de carga aplicada numa superfície, definiu-se um constrangimento do tipo *coupling* entre o ponto de referência e a respetiva superfície sujeita a carga. Os valores das cargas aplicadas encontram-se na **Tabela 2**, apresentada abaixo.

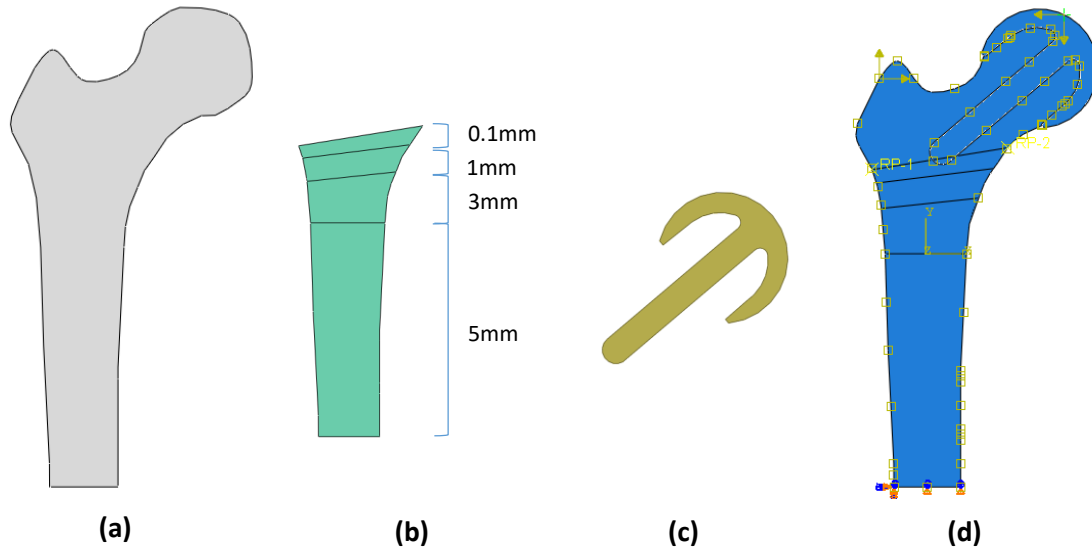


Figura 4: Modelo Bidimensional utilizado e seus componentes. (a) Osso intacto (b) *Side-plate* (c) Prótese *Hip Resurfacing* (d) *Assembly* dos componentes (a), (b) e (c), representação das forças aplicadas, e suas interações.

Tabela 2: Valores das cargas aplicadas para os dois casos de carregamento, andar e subir escadas.

Caso de Carga		F_x (N)	F_y (N)
Andar	F_h	-224	-2246
	F_a	768	1210
Subir Escadas	F_h	457	-1707
	F_a	383	547

3.3 Metodologia Aplicada

Tal como explicado na **Secção 1.1**, é possível distinguir dois tipos de estrutura no osso longo, como o fémur. A massa óssea encontrada na zona da epífise apresenta uma distribuição idêntica à estrutura porosa, isto é, à do osso trabecular, enquanto que na zona da diáfise a estrutura é tubular, sendo o osso do tipo cortical. Estas diferenças na morfologia óssea devem-se em parte, à necessidade de adaptação do osso, quando aplicada uma carga nestas regiões. Recorrendo aos modelos matemáticos apresentados na **Secção 2**, é-nos permitido efetuar diversas simulações destes processos de adaptação óssea, dos quais resultam dois tipos de discontinuidades (como se pode observar nos resultados da literatura apresentados na **Figura 5**). O primeiro tipo de discontinuidade é mais evidente nas zonas próximas da aplicação da carga uniformemente distribuída, onde se observa, entre elementos adjacentes, um padrão alternado das densidades, variando entre os valores limite.^[9] Este padrão é observado nas zonas onde são esperadas distribuições de densidades intermédias, isto é, em regiões de osso trabecular. O segundo tipo de discontinuidade parece ser mais distante da aplicação da carga, sendo caracterizado por regiões de elementos com estruturas “*columnlike*”, que por sua vez se transformam em osso compacto, enquanto que as regiões adjacentes são totalmente reabsorvidas.^[9] Este tipo de

discontinuidade está de acordo com a morfologia e fisiologia do osso, uma vez que resulta no aparecimento do osso cortical nas zonas da diáfise. Assim, o osso cortical, presente nas laterais da diáfise, terá densidade máxima de 1.74 gcm^{-3} , ao passo que o canal medular, e o interior do triângulo de Ward's, deverão apresentar valores de densidade próximos de 0.01 gcm^{-3} . De notar que, por se tratar de um estudo da macroestrutura óssea, isto é, na ordem dos milímetros, a transição dos valores das densidades entre elementos adjacentes nunca será abrupta, mas sim difusa. Para um estudo detalhado dos componentes do tecido ósseo, como as trabéculas, seria necessária uma escala na ordem dos nanómetros, da qual resultariam as tais variações abruptas da densidade.

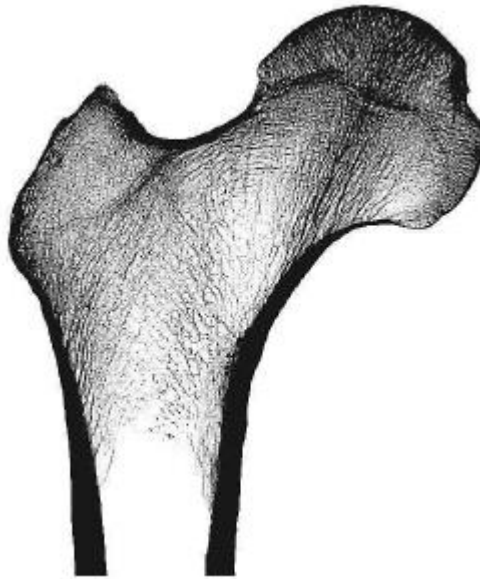


Figura 5: Distribuição das densidades do osso durante o processo de adaptação óssea.^[6] Regiões mais escuras da imagem correspondem a regiões de maior densidade óssea.

Sendo o processo de adaptação óssea dependente dos parâmetros utilizados no Modelo de Huiskes, realizaram-se diversos testes e simulações para diferentes valores de k , s , passo , n e densidade inicial, de forma a aproximar o resultado o mais possível da realidade.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Em cada um dos testes apresentados de seguida, foram consideradas 50 iterações para o Modelo de Huiskes e, dependendo do parâmetro em estudo, foram escolhidos valores fixos para os restantes. Foi utilizada a mesma malha em todos os ensaios, com uma geometria preferencialmente quadrada e uma dimensão de 1.5mm.

4.1 Estudo da variação do parâmetro k

Como referido na **Secção 2.2**, k é uma constante de referência que irá influenciar a distribuição da densidade óssea na estrutura. Deste modo, o valor da constante k deve ser escolhido de modo a obter um equilíbrio entre a reabsorção e a formação óssea. De seguida, são apresentados os resultados obtidos para as diferentes situações, nas quais apenas este parâmetro foi alterado.

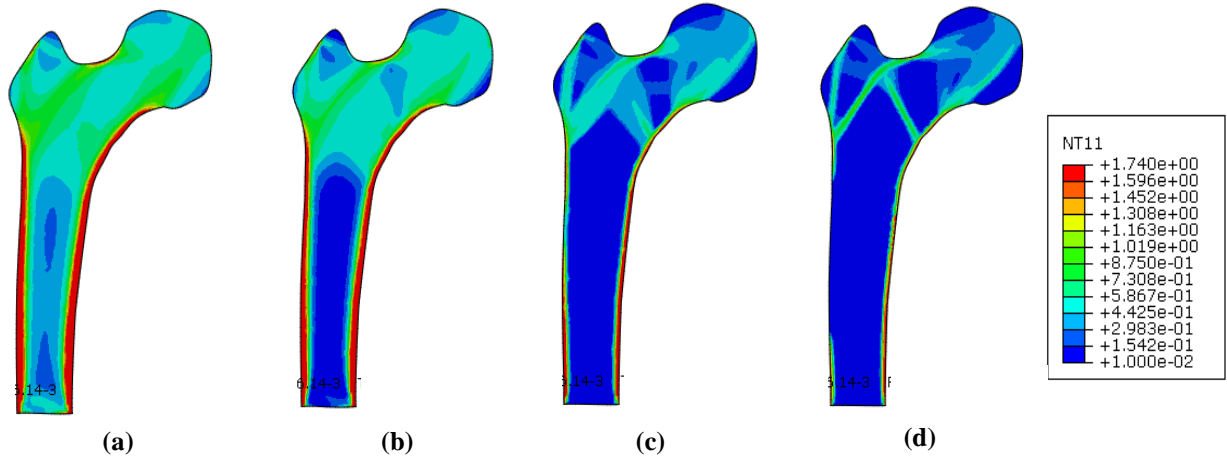


Figura 6: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de k , e $s=0.3$, $passo = 1.5$, $n = 3$, e $\rho_0 = 0.5\text{gcm}^{-3}$. (a) $k = 0.005\text{Jg}^{-1}$, (b) $k = 0.01\text{Jg}^{-1}$, (c) $k = 0.045\text{Jg}^{-1}$, (d) $k = 0.1\text{Jg}^{-1}$

Pelas imagens acima apresentadas, verifica-se que o k é um parâmetro do Modelo de Huiskes com uma grande influência nos resultados obtidos. Para valores desta constante na ordem de 0.1Jg^{-1} verificamos que existe uma excessiva distribuição de baixas densidades ao longo de todo o osso, retratando uma grande reabsorção óssea, não sendo visível o osso cortical na periferia da diáfise. Por outro lado, para baixos valores de k ($k \sim 0.05\text{Jg}^{-1}$), obtém-se novamente uma excessiva distribuição de valores de densidade agora elevados, o que torna as dimensões das diferentes estruturas ósseas incoerentes com o caso real relatado anteriormente na **Secção 3.3**. Deste modo, o valor do parâmetro k escolhido para este modelo computacional foi 0.01, uma vez que este apresenta um equilíbrio entre os diferentes valores de densidade, sendo bem visível o osso cortical em torno do canal medular.

4.2 Estudo da variação do parâmetro s

Outro parâmetro do Modelo de Huiskes aqui estudado é a largura da *dead zone*, caracterizada por s . Este valor influencia a velocidade com que se atinge o valor de referência k , definindo um intervalo para o qual não existe resposta do sistema (*dead zone*). Vários testes foram efetuados para o estudo da influência deste parâmetro no modelo.

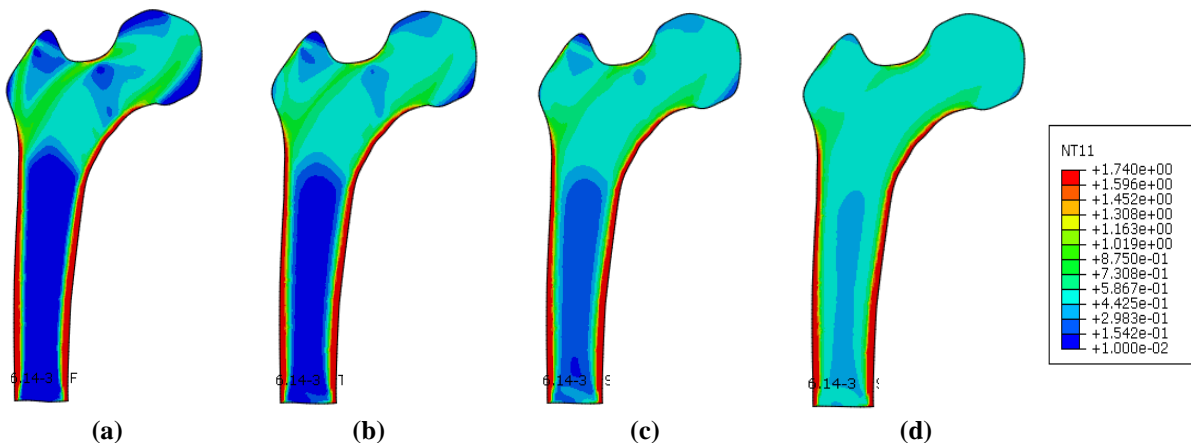


Figura 7: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de s , e $k = 0.01\text{gcm}^{-3}$, $passo = 1.5$, $n = 3$, e $\rho_0 = 0.5\text{gcm}^{-3}$. (a) $s = 0.03$, (b) $s = 0.3$, (c) $s = 0.5$, (d) $s = 0.8$

Pelos testes realizados verifica-se que o valor de s tem pouca influência nos resultados obtidos. Este parâmetro influencia a o espalhamento das densidades ósseas, refletindo uma maior ou menor região de resposta do osso ao estímulo aplicado. O valor escolhido para este parâmetro foi $s = 0.3$, sendo que este reflete uma melhor aproximação dos valores esperados.^[10]

4.3 Estudo da variação do parâmetro *passo*

Como referido na **Secção 2.2**, B é um parâmetro (uma constante de tempo) que regula a taxa de adaptação óssea e se relaciona com o *passo* através da relação, $passo = B\Delta t$. Para a aplicação do Modelo de Huiques, o seu valor deverá ser escolhido de modo a estabilizar o processo iterativo. Essa escolha deve ter em consideração as ordens de grandeza dos valores das densidades distribuídas no osso e das densidade de energia elástica - *strain energies* - (ver **Anexo II**, onde se encontra o código MATLAB implementado). Ao fazer corresponder diferentes valores, de diferentes ordens de grandeza, ao *passo*, é possível verificar a sua influência no modelo.

Pelos estudos efetuados (resultados apresentados no **Anexo I.1**) e pelo conhecimento das ordens de grandeza em que variam as densidades é fácil concluir que o *passo* deverá apresentar um valor próximo da unidade. Contudo, isto também é observável pela análise dos resultados apresentados onde se verifica que a evolução das densidades ao longo das iterações é mais coerente no caso em que o *passo* é 0.5, 1 ou 1.5 (sendo melhor para os últimos dois casos). Através dos resultados obtidos no ABAQUS é possível chegar à conclusão de que o melhor resultado é obtido fazendo corresponder o valor de 1.5 ao *passo*, quando aplicamos os conhecimentos apresentados na **Secção 3.3**.

4.4 Estudo da variação do parâmetro n

Como referido na **Secção 2.2**, o expoente n da fórmula das potências (equação (1)) pode variar entre 2 e 3, para que se obtenha resultados realísticos para o caso do osso. Contudo, para perceber as implicações que tem sobre os resultados foram realizados vários estudos aplicando valores de n variáveis entre 1 e 4. Pela análise da equação compreende-se que quanto maior o valor deste expoente mais abrupta será a variação entre as densidades mínimas e máximas - que estão limitadas entre 0.01gcm^{-3} e 1.74gcm^{-3} .

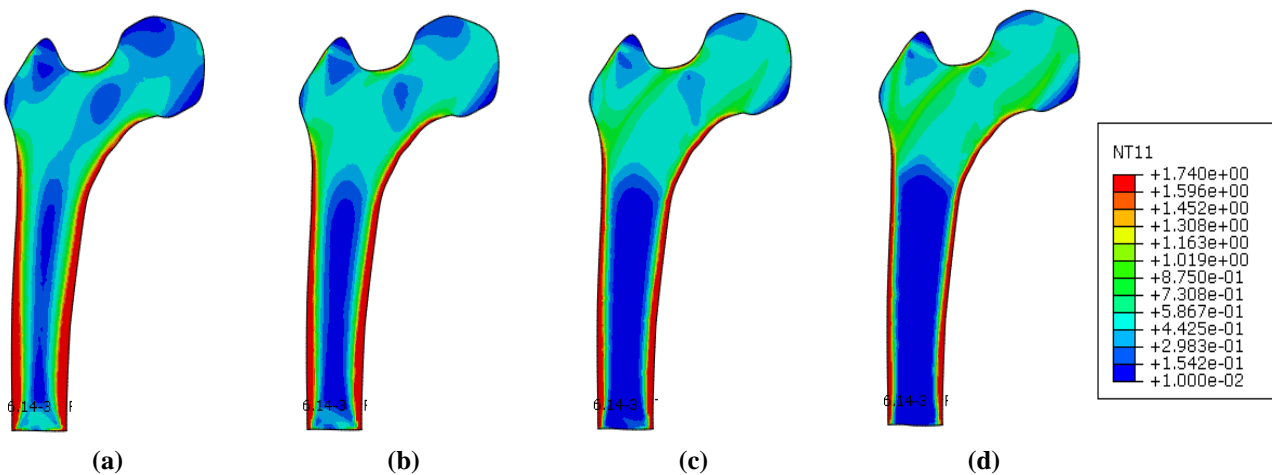


Figura 8: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de n , e $k = 0.01\text{gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $passo = 1.5$ e $\rho_0 = 0.5\text{gcm}^{-3}$. (a) $n = 1$, (b) $n = 2$, (c) $n = 3$, (d) $n = 4$

Através dos resultados obtidos para os vários testes, é possível concluir que o ideal é considerar o valor de n igual a 3, pois é quando o gráfico da distribuição das densidades apresenta, ao longo das iterações, uma evolução no sentido de atingir a estabilização. É também para este valor, que as imagens obtidas no ABAQUS, estão coerentes com a realidade mencionada na **Secção 3.3**.

4.5 Estudo da variação do parâmetro ρ_0 (densidade inicial)

Quando é aplicado o Modelo de Huiskes é necessário atribuir uma densidade inicial ao osso para que, com a aplicação do modelo - que simula a reconstrução óssea - se obtenha uma distribuição de densidades semelhante à realidade. Atribuindo valores diferentes e constantes à densidade inicial do osso, estudou-se o efeito deste parâmetro no Modelo de Huiskes (os resultados obtidos encontram-se no **Anexo I.3**).

Como se pode constatar pela evolução das densidades ao longo das iterações para o caso em que atribuímos uma densidade inicial muito pequena, de 0.1 gcm^{-3} , não existe uma convergência concordante para os valores finais de densidades obtidas para o modelo. Pela imagem obtida no ABAQUS também se percebe que os resultados obtidos não são coerentes com a realidade uma vez que se verifica pouco osso cortical na diáfise, e a região onde deveria ter osso trabecular, zona da epífise, tem um osso mais denso do que seria de esperar.

Ao aplicar uma densidade mais elevada, 1 gcm^{-3} , ao longo das iterações existe uma evolução concordante das densidades. A imagem obtida no ABAQUS com a distribuição das densidades, é mais coerente com a realidade mas neste caso, em contraste com o caso anterior, a região da epífise apresenta densidades demasiado baixas não se relacionando com osso trabecular.

Ao recorrer a uma densidade inicial de 0.5 gcm^{-3} obtiveram-se resultados mais próximos da realidade. As tendências da evolução das densidades aquando da aplicação do modelo de Huiskes ao longo das iterações e a imagem abaqus obtida para a distribuição das densidades calculadas pelo Modelo de Huiskes é a que se encontra mais de acordo com a realidade apresentada na **Secção 3.3**.

4.6 Resultado do osso sem inserção da prótese

Na sequência das análises efetuadas e apresentadas acima, concluiu-se que os valores que melhor aproximam os resultados da realidade são: $k = 0.01 \text{ Jg}^{-1}$, $s = 0.3$, $\text{passo} = 1.5$, $n = 3$ e $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$.

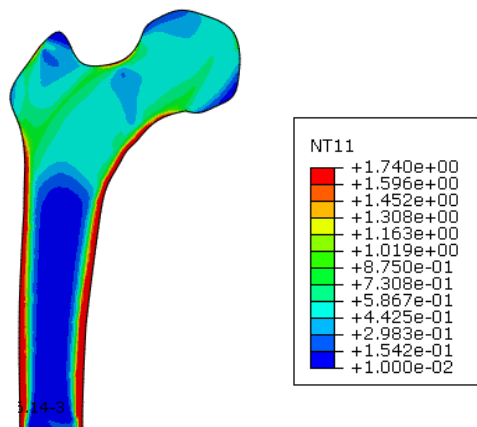


Figura 9: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, com os parâmetros ótimos para o Modelo de Huiskes.

4.7 Resultados do osso com inserção da prótese

Depois de determinados os parâmetros ideais para o modelo do osso, foi introduzida a prótese e avaliado o comportamento do osso perante esta nova situação. Foram estudadas duas situações distintas para o módulo de Young da prótese, com um valor de 130GPa para o material crómio-cobalto (Co-Cr) e com um valor de 17GPa para o material isoelástico. Nesta análise importa referir que o módulo de Young do material isoelástico, não só está numa ordem de grandeza abaixo do Co-Cr, como também apresenta o mesmo valor do osso cortical. Perante estes dois fatores, espera-se que a distribuição de tensões no material isoelástico, que apresenta menor rigidez e maior flexibilidade que o Co-Cr, se assemelhe à do osso em torno do implante. Consequentemente, a transmissão do esforço do implante para o osso é mais evidente na região da cabeça do fémur (**Figura 10**).

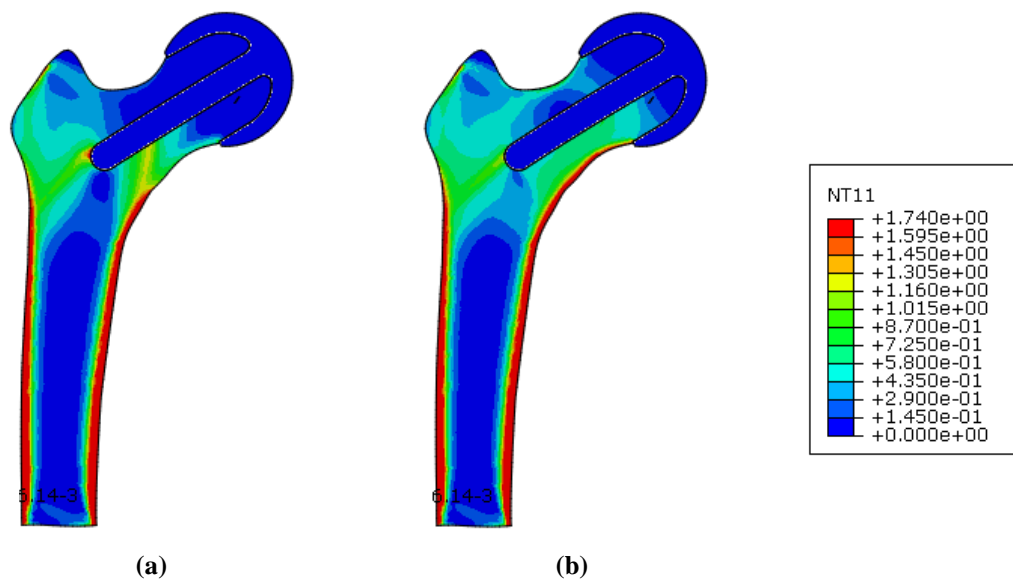


Figura 10: Distribuição da densidade aparente no fémur com inserção da prótese. (a) Material Crómio-Cobalto (Co-Cr), (b) Material Isoelástico

Na situação em que o material da prótese é constituído por cobalto-crómio observa-se uma evidente diminuição de densidade nas regiões próximas da prótese, ou seja, ocorre maior reabsorção óssea (**Figura 10(a)**). Por outro lado, no caso da prótese constituída por material isoelástico essa diferença não é tão evidente. Conclui-se assim que quanto menor o módulo de Young do material que constitui a prótese menos reabsorção óssea se verifica. A substituição de um material metálico para um material isoelástico, com módulo de Young semelhante ao do osso, reduz consideravelmente a perda de massa óssea, entre 23% a 9%.^[10]

5. CONCLUSÃO

Com o presente projeto, verificou-se que a distribuição natural das tensões no fémur é significativamente alterada após uma artroplastia total da anca, tendo implicações diretas na distribuição de densidades do mesmo. Concluiu-se que, quando é introduzida uma prótese, com um módulo de elasticidade significativamente superior ao módulo de elasticidade do osso, esta irá absorver grande parte da carga, causando diminuição da acumulação de tensões em certas regiões do osso. Em resposta à alteração do ambiente mecânico, o osso sujeito a *stress shielding*

irá sofrer remodelação óssea através do processo biológico de reabsorção, o que poderá eventualmente conduzir a problemas de fixação da prótese ou mesmo a quebra da mesma. Por outro lado, é importante ter em conta que um material com elevado Modulo de Young, estará bastante suscetível à fratura, sendo necessário encontrar o equilíbrio na escolha deste parâmetro.

Deste modo, é de grande interesse a simulação e o estudo do comportamento do osso consoante o ambiente em que está inserido. Estes podem ser alcançados por modelos matemáticos otimizados para retratar a remodelação óssea. O modelo de Huikes aqui estudado envolve propriedades do osso, do material da prótese e do tamanho do patamar, definido por s (*dead zone*). Contudo, estes parâmetros são adaptados para uma dada estrutura do osso e um determinado carregamento dando a este modelo computacional uma vasta área de aplicações.

6. *Further Insights*

Atualmente assiste-se a um aumento exponencial da variedade de designs de próteses, e a um esforço no sentido de desenvolver novos materiais e técnicas que permitam aumentar o tempo de vida e funcionalidade da prótese, tentando minimizar as complicações a longo prazo.

Um estudo complementar ao aqui apresentado, consiste na simulação da remodelação óssea ao nível trabecular. Esta envolve uma malha na ordem de grandeza dos nanómetros, o que requer um grande poder computacional. Contudo, este estudo permitirá a visualização das orientações preferenciais das trabéculas características do osso trabecular.

Um possível melhoramento do Modelo de Huikes consiste na incorporação de outros fatores biológicos que por formas não tão diretas também influenciam a remodelação óssea, nomeadamente fatores genéticos, hormonais ou metabólicos.

7. Referências Bibliográficas

- [1] Clínica Lage, Prótese de Recapeamento (“Resurfacing”) do Quadril, disponível em <<http://clinicalage.com/site/protese-de-recapeamento-resurfacing-do-quadril/>>
- [2] “Prótese de Quadril Metal-Metal de Recapeamento (Resurfacing)”, Câmara Técnica Nacional de Medicina
- [3] Pinto B., “Sebenta – Anatomia I”, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto
- [4] Sarmento A., Ribas-Fernandez M., Belloti V., Cárdenas C., Freitas R., “Artroplastia de resurfacing”, Institut Català Di Traumatologia y Medicina De L’Esport. Institut Universitary Dexus, 2012.
- [5] Método dos Elementos Finitos, Wikipédia, disponível em https://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method
- [6] Folgado J., Fernandes P., “Bone Tissue Mechanics”, Instituto Superior Técnico, 2016
- [7] Huiskes, et al., 1987. Adaptive bone-remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics* 20, 1135–1150
- [8] Weinans, H., Huiskes, R., & Grootenboer, H. J. (1994). Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodelling. *Transactions of the ASME-K-Journal of Biomechanical Engineering*, 116(4), 393-400.
- [9] Jacobs C., Levenston M., Beaupré G., Simor J. and Carter D., “Numerical instabilities in bone remodelling simulations: the advantages of a node-based finite element approach”, *J. Biomechanics* Vol. 28, No. 4, pp.449-459,1995 Elsevier Science Ltd
- [10] Weinans, Harrie, Rik Huiskes, and Henk J. Grootenboer. "Effects of material properties of femoral hip components on bone remodelling." *Journal of orthopaedic research* 10.6 (1992): 845-853.

Anexo I

I.1 Estudo da variação do parâmetro *passo*

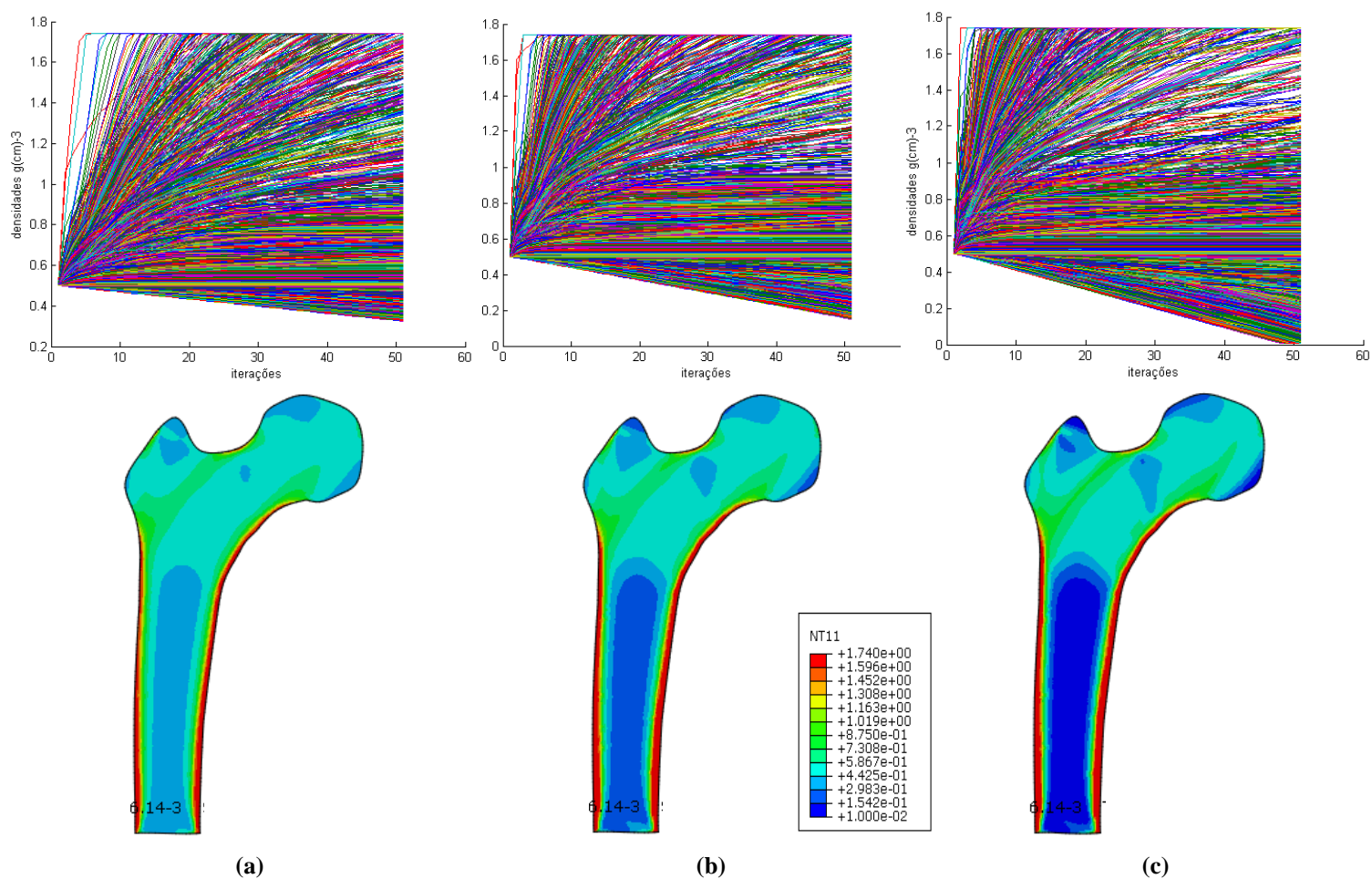


Figura 11.1: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de *passo*, e $k = 0.01 \text{ gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $n = 3$, e $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$. (a) *passo* = 0.5, (b) *passo* = 1, (c) *passo* = 1.5.

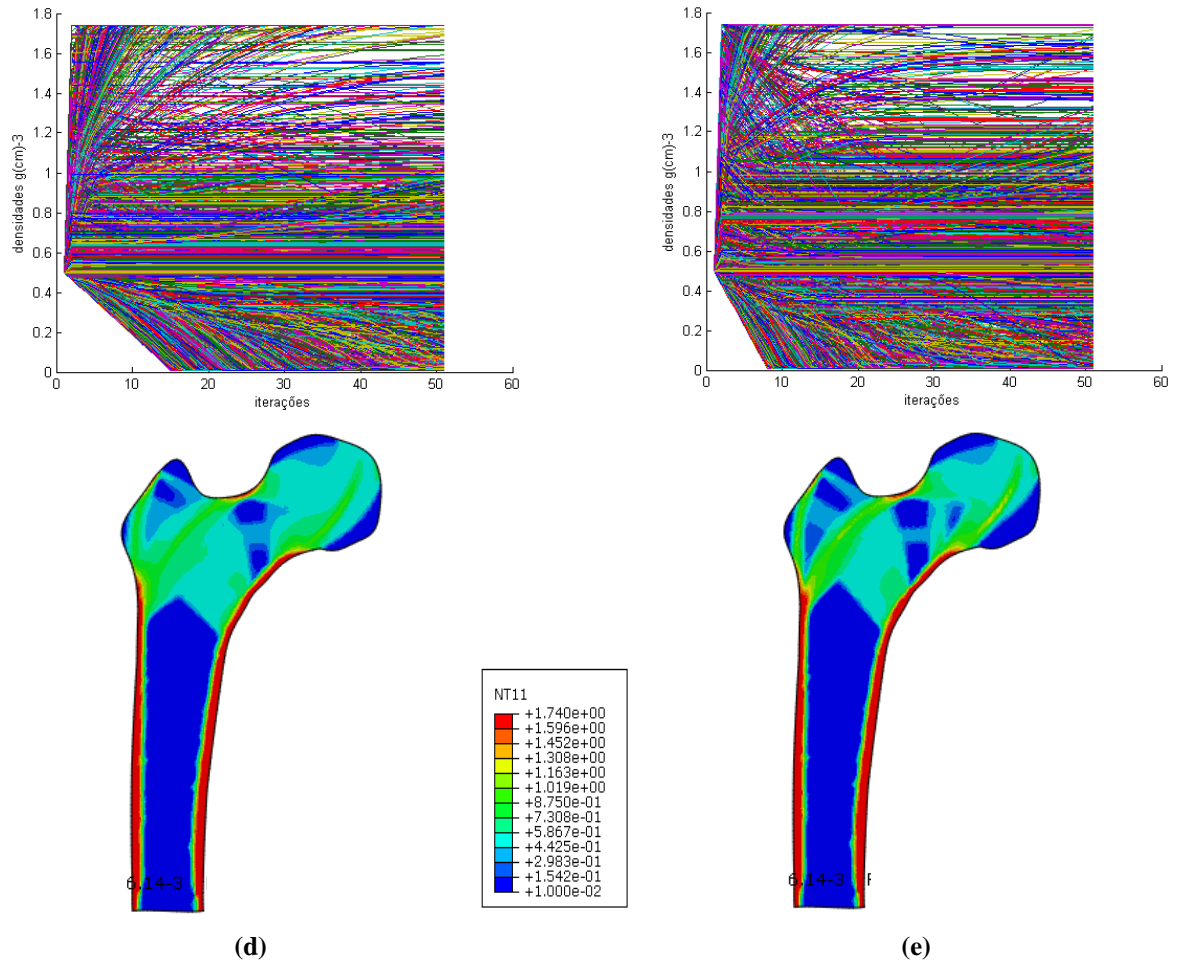


Figura 11.2: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de *passo*, e $k = 0.01 \text{ gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $n = 3$, e $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$. (d) *passo* = 5, (e) *passo* = 10.

I.2 Estudo da variação do parâmetro n

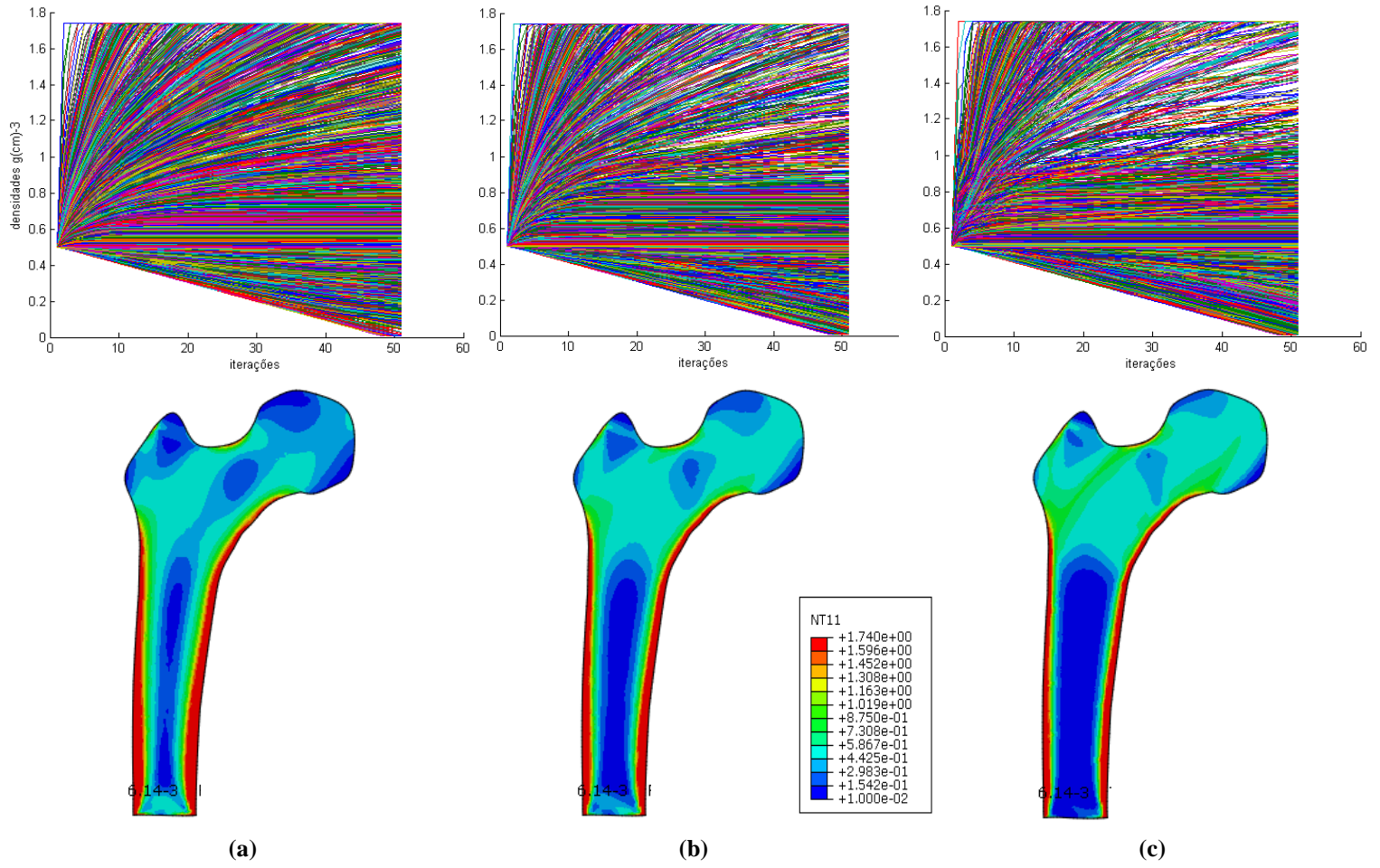


Figura 12.1: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de n , e $k = 0.01 \text{ gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $\text{passo} = 1.5$ e $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$. (a) $n = 1$, (b) $n = 2$, (c) $n = 3$.

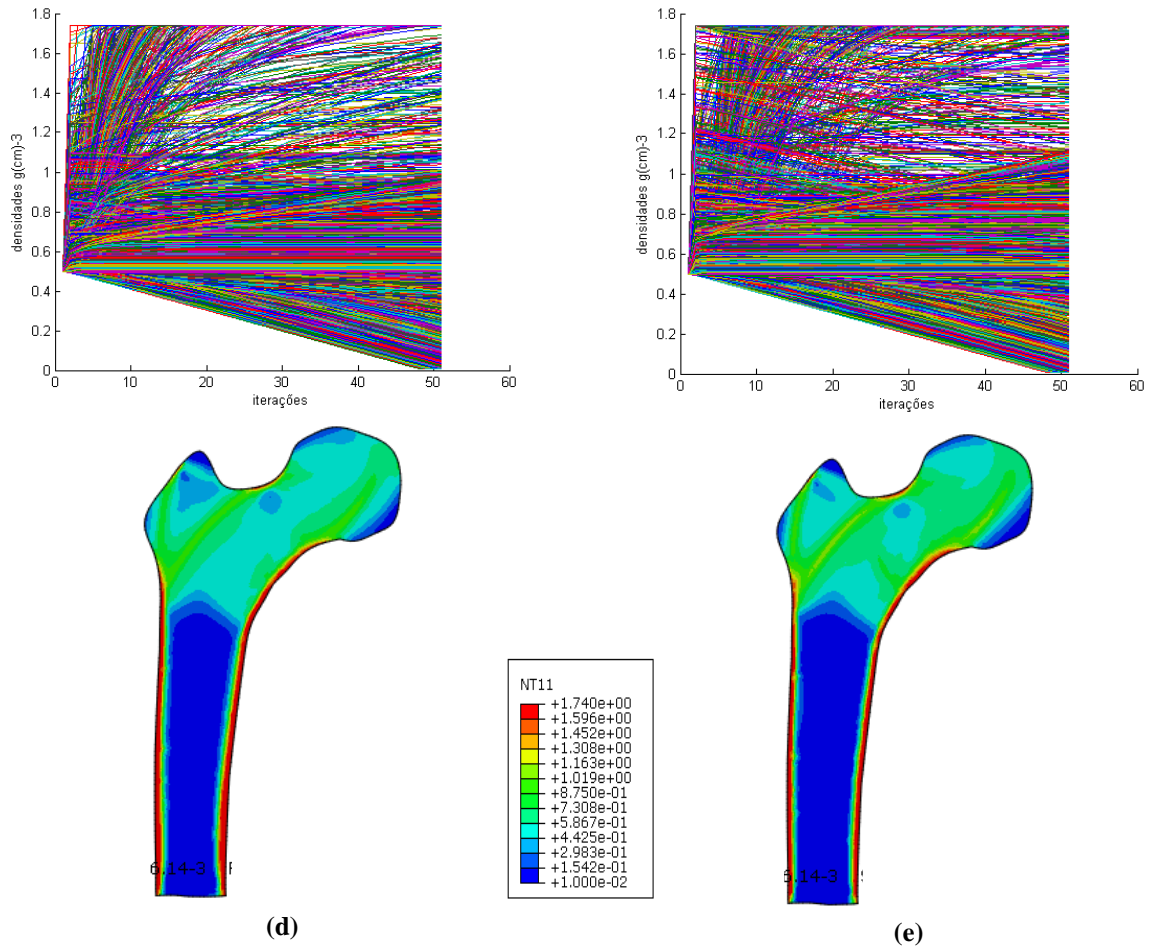


Figura 12.2: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de n , e $k = 0.01 \text{ gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $\text{passo} = 1.5$ e $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$. (d) $n = 4$, (e) $n = 5$.

I.3 Estudo da variação do parâmetro ρ_0

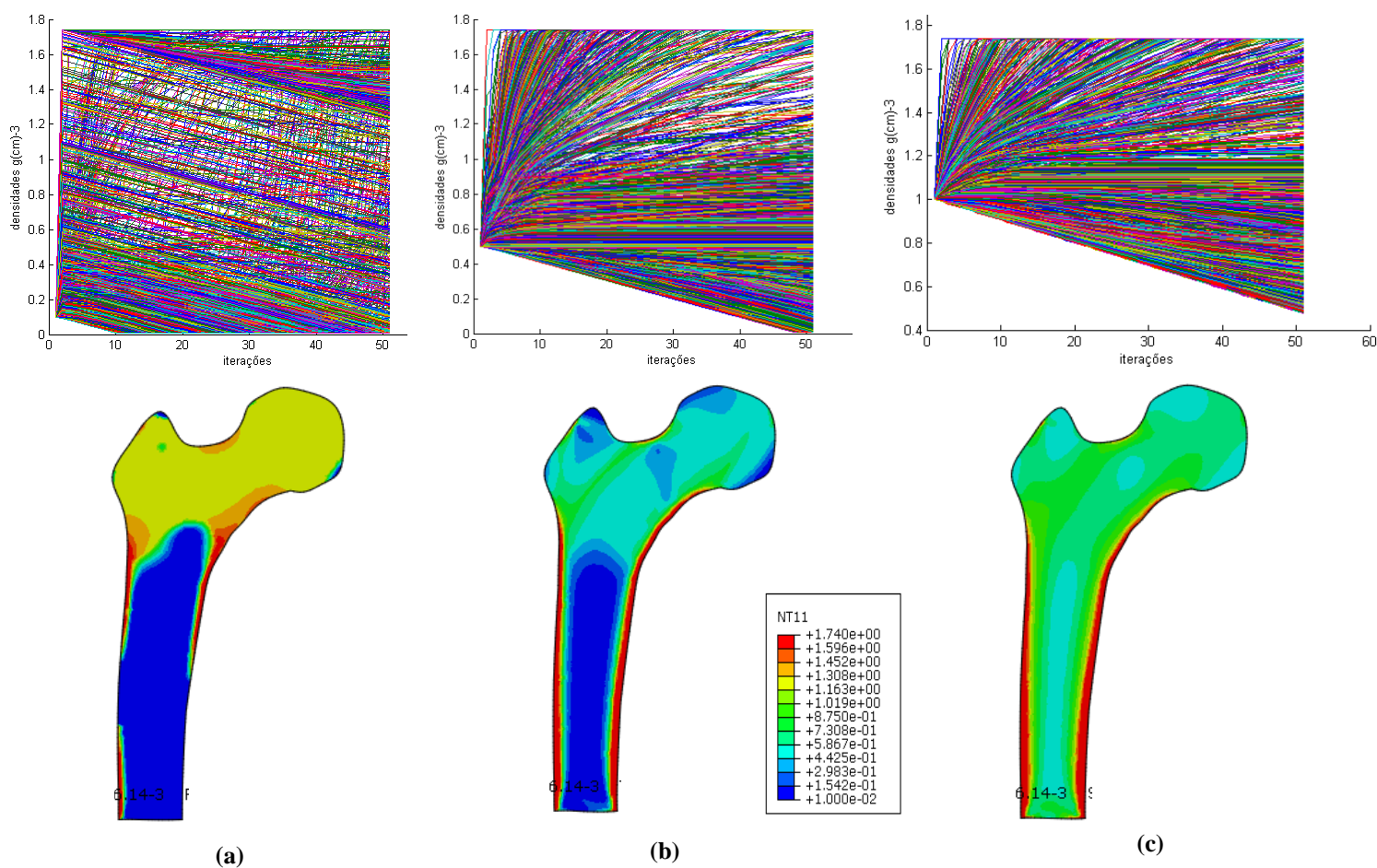


Figura 13: Distribuição da densidade aparente no fémur sem inserção de prótese, para diferentes valores de densidade inicial, e $k = 0.01 \text{ gcm}^{-3}$, $s = 0.3$, $\text{passo} = 1.5$ e $n = 3$. (a) $\rho_0 = 0.1 \text{ gcm}^{-3}$, (b) $\rho_0 = 0.5 \text{ gcm}^{-3}$, (c) $\rho_0 = 1 \text{ gcm}^{-3}$

Anexo II

```
% 1º PROJETO COMPUTACIONAL - BIOMECÂNICA DOS TECIDOS
%
% Autores : Inês Ferreira,78121
%          Maria João Cabral,79492
%          Maria Carolina Moreira,78607
%
% Data      : 19-5-2017
%
% Professor Paulo Fernandes e Professor Carlos Quental.
% -----
% -----

clc;
clear all;
close all;
tic;

% Parâmetros para o Modelo de Huiskes
format long;
k=0.045;      % "k" é o valor do estímulo de referência.
s=0.03;      % "s" é o parâmetro que define a largura "dead/lazy zone"
niter = 10;   % "niter" é o número de iterações pretendidas
passo = 10;   % "passo" corresponde à constante de tempo "B" que define o
time-step B*delta(t).
% O valor do passo deverá ser escolhido de modo a estabilizar o processo
iterativo.

% Inicialização
p0=0.5; %g.cm(-3)
nodes=4703; % "nodes" é o número de nós da "Part" que vai sofrer remodelação
óssea

% Iniciar o vetor das densidades
densidades = p0*ones(nodes,1);
D=zeros(nodes,niter+1);
D(:,1)=densidades;

% Processo Iterativo
for iter=1:niter

    disp(' ');
    disp(sprintf('Iteration %g',iter));
    % -----

    % Escrever o "density input file" no ABAQUS
    fich=fopen('dens.dat','w');
    for i=1:nodes
        fprintf(fich,'osso-1.%d, %f\r\n',i,densidades(i));
    end;
    fclose(fich);

    % -----
    % Correr o ABAQUS
```

```
%JOB
dos('abaqus job=Job-1 inter');
% Nota: deve-se substituir "Job-1" para o nome do Job
% correspondente ao tipo de prótese e ligação a analisar, com as
% forças do movimento de andar.

dos('abaqus job=Job-2 inter');
% Nota: deve-se substituir "Job-2" para o nome do Job
% correspondente ao tipo de prótese e ligação a analisar, com as
% forças do movimento de andar.

% Obter a "strain energy" a partir dos dados do Abaqus
dos('abaqus viewer noGUI=output1.py');

dos('abaqus viewer noGUI=output2.py');
% -----

fid1 = fopen('ener1.rpt');
while 1
    tline1 = fgetl(fid1);
    if feof(fid1),break,end
    if strcmp(tline1,'-----') == 1
        dados1 = (fscanf(fid1,'%g %g',[2 inf]))';
    end
end
fclose(fid1);
U1=dados1(1:nodes,2);

fid2 = fopen('ener2.rpt');
while 1
    tline2 = fgetl(fid2);
    if feof(fid2),break,end
    if strcmp(tline2,'-----') == 1
        dados2 = (fscanf(fid2,'%g %g',[2 inf]))';
    end
end
fclose(fid2);
U2=dados2(1:nodes,2);

U = (U1+U2)/2;

% % -----
% % Atualização das variáveis
%
for i=1:nodes

    % Modelo de Huiskes
    if U(i)/densidades(i)>k*(1+s)
        densidades(i) = densidades(i) + passo*((U(i)/densidades(i)) -
(1+s)*k);
    elseif U(i)/densidades(i)<k*(1-s)
        densidades(i) = densidades(i) + passo*((U(i)/densidades(i)) -
(1-s)*k);
    else
        densidades(i)=densidades(i);
    end
end
```

```
end;

% Limitar os valores de densidade ao intervalo [0.01,1.74]
if densidades(i)<0.01
    densidades(i) = 0.01;
elseif densidades(i)> 1.74
    densidades(i) = 1.74;
end
end

% Atualizar matriz de densidades total
D(:,iter+1)=densidades;
end

% Representação gráfica das densidades de todos os nós para todas as
% iterações (incluindo as densidades iniciais)
figure(1)
hold all
for m=1:nodes
    plot(D(m,:))
    title('densidades')
end
hold off

% Contagem do tempo que o programa demora a correr
time=toc;
min=floor(time/60);
seg=ceil(((time/60)-floor(time/60))*60);
fprintf('\n\nO programa demorou %d minutos e %d segundos a
correr',min,seg);
```