

# MODELOS COMPUTACIONAIS E EXPERIMENTAIS PARA A ANÁLISE E PROJECTO DE PRÓTESES DA ANCA

P. Fernandes<sup>1</sup>, J. Folgado<sup>2</sup> e H. Rodrigues<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Professor Auxiliar, <sup>2</sup>Assistente, <sup>3</sup>Professor Associado  
IDMEC - Instituto Superior Técnico, Av. Rovisco Pais 1049-001 Lisboa, Portugal



## RESUMO

*Neste artigo apresenta-se um modelo computacional para a análise e o projecto da prótese total da articulação da anca. Este modelo é baseado no método dos elementos finitos e em técnicas de optimização estrutural. O modelo combina o estudo da osteointegração verificada na haste da prótese com um modelo para a simulação da absorção óssea resultante da inclusão da prótese no osso. O modelo é aplicado a duas hastas com diferente geometria de modo a concluir sobre o seu desempenho. É também sugerida a utilização de técnicas experimentais para a determinação de parâmetros necessários à modelação computacional e sua validação.*

## 1- INTRODUÇÃO

Existem dois grupos de próteses da articulação da anca: próteses com fixação utilizando cimento (cimentadas) e próteses não cimentadas cuja fixação depende das condições de interface osso/prótese. É sobre estas últimas que o trabalho apresentado neste artigo incide. A aplicação de próteses não cimentadas tem sido um tratamento utilizado com sucesso, no entanto subsistem alguns problemas, tais como a absorção de osso no fémur ou a dor na coxa sentida por alguns pacientes. A absorção óssea devido ao implante pode levar à fractura do fémur, à falha do implante e reduz a massa de osso necessária a uma cirurgia de revisão. A dor na coxa (*thigh pain*) pode obrigar a uma cirurgia de revisão prematura.

As causas para estes problemas associados à prótese da articulação da anca estão relacionadas com a sua função mecânica, tais como a transferência de carga

para o osso e o comportamento da interface osso/prótese, do qual depende a estabilidade da prótese. Estes factores dependem directamente dos parâmetros de projecto. Por exemplo, a relação entre rigidez da componente femoral da prótese e a absorção óssea tem sido referida por vários autores [por exemplo. Rietbergen et al. (1993)], e a dor na coxa, apesar de não haver uma causa bem determinada, tem sido relacionada com movimentos relativos e tensões na interface [Herzwurm et al. (1997)]. Estes problemas podem ser minimizados através de uma escolha adequada da forma e revestimento da prótese. Neste sentido, modelos computacionais de análise e projecto de próteses têm sido desenvolvidos por diversos autores. Como exemplo destes desenvolvimentos refira-se os trabalhos de Keaveny e Bartel (1993), Huiskes e Rietbergen (1995), Viceconti et al. (2000),

Rodrigues et al. (2000) e Fernandes et al. (2001).

Neste trabalho apresenta-se o desenvolvimento de um modelo computacional para o estudo da osteointegração, conjugado com um modelo de adaptação do osso trabecular, o qual permite estudar a absorção óssea num fémur com prótese. O osso trabecular é modelado como sendo um material poroso com microestrutura periódica com propriedades equivalentes calculadas utilizando técnicas de homogeneização. A remodelação óssea consiste na determinação da densidade relativa através da solução de um problema de optimização, formulado no âmbito da mecânica do contínuo, considerando condições de contacto na interface osso/prótese. Admitindo que o osso se adapta às forças a que está sujeito, o problema de optimização é formulado pela minimização de uma combinação linear do trabalho das forças externas aplicadas (máximo da rigidez) e do custo metabólico de formação de osso [Fernandes et al. (1999)]. As zonas de osteointegração são determinadas com base nos deslocamentos relativos da interface da haste da prótese com o osso. O método dos elementos finitos é utilizado para determinar o campo de deslocamentos. Este modelo é aplicado a um fémur implantado considerando duas

próteses de diferente geometria. Os resultados permitem verificar o desempenho de cada uma das próteses em termos dos deslocamentos relativos na interface (estabilidade da prótese).

A dificuldade de realizar testes *in vivo* para validar os modelos computacionais levam ao desenvolvimento de modelos experimentais que permitam completar o modelo computacional de modo a obter modelos biomecânicos consistentes. Com este objectivo é proposta uma montagem experimental para análise dos deslocamentos de modo a aferir os resultados do modelo computacional.

## 2- MODELO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA.

### 2.1- Formulação do Problema

Neste modelo o osso trabecular é modelado como sendo um material poroso com microestrutura periódica, obtida pela repetição de células com inclusões paralelepipedicas de dimensões  $a_1$ ,  $a_2$  e  $a_3$ . (figura 1). A densidade relativa depende das dimensões das inclusões, isto é,  $m = 1 - a_1 a_2 a_3$ . Este material é ortotrópico, permitindo determinar a orientação óptima das células, simulando a orientação natural do osso trabecular. As propriedades

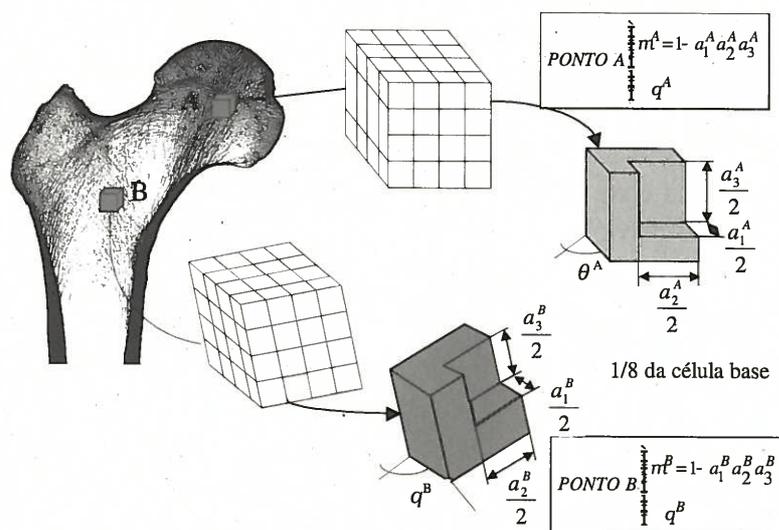


Fig. 1 – Modelo Material para o osso trabecular

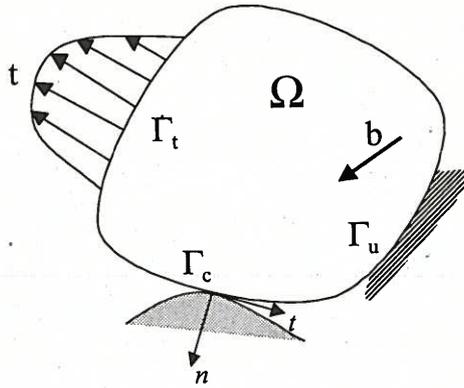


Fig. 2 – Problema de elasticidade com contacto.

equivalentes do osso trabecular são calculadas utilizando técnicas de homogeneização [Guedes e Kikuchi (1990)].

O modelo de remodelação óssea consiste na determinação da densidade relativa de osso através da solução de um problema de optimização, formulado no âmbito da mecânica do contínuo, considerando condições de contacto na interface osso/prótese. Admitindo que o osso se adapta às forças a que está sujeito, o problema de optimização consiste em minimizar uma combinação linear do trabalho das forças externas aplicadas (maximizar a rigidez) e do custo metabólico de formação de osso [Fernandes et al. (1999)]. As variáveis de projecto são as dimensões da inclusão. Os valores limites de  $a_i=0$  e  $a_i=1$ , correspondem a osso compacto e ausência de osso, respectivamente. Valores intermédios da densidade relativa correspondem às diferentes densidades do osso trabecular. Considere-se o fémur com prótese uma estrutura que ocupa um volume  $\Omega$ , com fronteira  $\Gamma$ , sujeito a forças de superfície  $t$ , onde a interface osso prótese corresponde à superfície de contacto designada por  $\Gamma_t$  (figura 2). Definindo as variáveis de projecto  $a = \{a_1, a_2, a_3\}^T$  e  $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3\}^T$ , e utilizando um critério de optimização para cargas múltiplas, o problema descrito acima pode ser formulado da seguinte forma,

$$\min_{a, \theta} \left\{ \sum_{P=1}^{NC} \alpha^P \left( \int_{\Gamma_t} t_i^P u_i^P d\Gamma \right) + \kappa \int_{\Omega} \mu(a) d\Omega \right\} \quad (1)$$

sujeito a,

$$0 \leq a_i \leq 1, \quad i = 1, 2, 3 \quad (2)$$

$$\int_{\Omega} E_{ijkl}^H(a, \theta) e_{ij}(u^P) e_{kl}(v^P) d\Omega - \int_{\Gamma_t} t_i^P v_i^P d\Gamma + \int_{\Gamma_c} \tau_n^P (v_n^{rel})^P + \tau_t^P (v_t^{rel})^P d\Gamma = 0 \quad (3)$$

$\forall v$  admissível ;  $P = 1..NC$

$$\begin{cases} (u_n^{rel})^P - g \leq 0 \\ \tau_n^P \geq 0 \\ \tau_n^P ((u_n^{rel})^P - g) = 0 \\ |\tau_t^P| \leq \vartheta |\tau_n^P| \begin{cases} |\tau_t^P| < \vartheta |\tau_n^P| \Rightarrow u_t^{rel} = 0 \\ |\tau_t^P| = \vartheta |\tau_n^P| \Rightarrow \exists \Lambda \geq 0 : u_t^{rel} = -\Lambda \tau_t^P \end{cases} \end{cases} \quad \text{em } \Gamma_c ; \quad P = 1..NC \quad (4)$$

onde NC são o número de casos de carga e  $\alpha^P$  os respectivos pesos, de modo a que  $\sum_{P=1}^{NC} \alpha^P = 1$ .

No problema (1-4), as equações (3) e (4) correspondem às equações de equilíbrio para corpos em contactos, na forma do principio dos deslocamentos virtuais.  $E_{ijkl}^H$  é o tensor das propriedades elásticas do osso trabecular,  $e_{ij}$  é o campo de extensões e  $v_i^P$  os deslocamentos virtuais para cada caso de carga P. O último termo de (3)

corresponde à contribuição das forças de contacto  $\tau^P$ , os índices  $n$  e  $t$  referem a direcção normal e tangencial, respectivamente. Na equação (4)  $g$  é o intervalo entre os dois corpos e  $\vartheta$  o coeficiente de atrito. O parâmetro  $\kappa$ , corresponde ao custo metabólico associado à aposição de osso por unidade de volume, e o primeiro termo da função objectivo é uma média ponderada do trabalho das forças aplicadas em cada caso de carga.

## 2.2- Condições Necessárias de Ótimo - Lei de Remodelação Óssea

O problema de optimização formulado na secção anterior é resolvido utilizando um método de Lagrangeano. As condições de estacionaridade são obtidas seguindo o trabalho desenvolvido por Rodrigues (1993) para optimização de forma. Considere-se o Lagrangeano seguinte,

$$\begin{aligned}
 L = & \sum_{P=1}^{NC} \alpha^P \left( \int_{\Omega} b_i^P u_i^P d\Omega + \int_{\Gamma_t} t_i^P u_i^P d\Gamma \right) + \kappa \int_{\Omega} \mu(\mathbf{a}) d\Omega \\
 & + \sum_{P=1}^{NC} \int_{\Omega} E_{ijkl}^H e_{kl}(\mathbf{u}^P) e_{ij}(\mathbf{v}^P) d\Omega \\
 & - \int_{\Omega} b_i^P v_i^P d\Omega - \int_{\Gamma_t} t_i^P v_i^P d\Gamma \\
 & + \int_{\Gamma_c} \tau_n^P (v_n^{rel})^P d\Gamma + \int_{\Gamma_{cs}} \tau_t^P (v_t^{rel})^P d\Gamma \\
 & + \int_{\Gamma_t} (\rho^-)^P \left( (u_n^{rel})^P - g \right) d\Gamma - \int_{\Gamma_c} (\rho^+)^P \tau_n^P d\Gamma \\
 & + \int_{\Gamma_c} (\rho^0)^P \left[ \tau_n^P \left( (u_n^{rel})^P - g \right) \right] d\Gamma \\
 & + \int_{\Gamma_{cs}^-} (\eta^-)^P (\tau_t^P + s^P) d\Gamma + \int_{\Gamma_{cs}^+} (\eta^+)^P (\tau_t^P - s^P) d\Gamma \\
 & - \int_{\Gamma_{cs}^-} (\gamma^-)^P (\tau_t^P + s^P) d\Gamma + \int_{\Gamma_{cs}^+} (\gamma^+)^P (\tau_t^P - s^P) d\Gamma \\
 & - \int_{\Omega} \lambda_1 (1 - a_i) d\Omega - \int_{\Omega} \lambda_2 a_i d\Omega
 \end{aligned} \tag{5}$$

onde  $v^P$ ,  $\rho^P$ ,  $\eta^P$ ,  $\gamma^P$ ,  $\lambda_1$  e  $\lambda_2$  são os multiplicadores de Lagrange associados aos constrangimentos (2-4) e  $\Gamma_{cs}$  é a parte de  $\Gamma_c$  onde a força tangencial  $\tau_t$  é prescrita de forma a obter um problema matematicamente bem posto [ver Rodrigues (1993)]. A relação entre a força tangencial e

a força normal,  $s(x) = \vartheta \tau_n(\mathbf{u})$ , não é explícita, logo prescrever a força tangencial ( $|\tau_t^P| \leq s$  on  $\Gamma_{cs}$ ), significa que as derivadas de  $s$  em ordem a  $\mathbf{u}$  são nulas.

Da estacionaridade do Lagrangeano em ordem às variáveis de estado  $\mathbf{u}^P$ ,  $\tau_n^P$  e  $\tau_t^P$ , obtém-se a equação adjunta,

$$\int_{\Omega} E_{ijkl}^H e_{kl}(\delta \mathbf{u}^P) e_{ij}(\mathbf{v}^P) d\Omega + \alpha^P \left( \int_{\Omega} b_i^P \delta u_i^P d\Omega + \int_{\Gamma_t} t_i^P \delta u_i^P d\Gamma \right) = 0, \tag{6}$$

$$\forall \delta u^P \in V_{a0}; P = 1 \dots NC$$

onde  $V_{a0} = \{v: v = 0 \text{ on } G_u, v_n^{rel} = 0, \text{ em } G_{c0}, v_t^{rel} = 0, \text{ em } G_{cs}^0\}$ , com  $\Gamma_{c0}$  a parte de  $\Gamma_c$  onde existe realmente contacto e  $\Gamma_{cs}^0$  é a parte de  $\Gamma_{cs}$  onde  $u_t^{rel} = 0$  (região onde não existe escorregamento). Esta equação corresponde a um problema linear elástico com condições adicionais para os deslocamentos, resultantes da solução do problema de estado (3-4), logo a introdução de condições de contacto no problema de optimização origina um problema não auto-adjunto (a equação adjunta (6) é diferente da equação de estado (3-4)).

Da estacionaridade em relação às variáveis de projecto,  $\mathbf{a}$  e  $\theta$  obtém-se,

$$\sum_{P=1}^{NC} \left[ \int_{\Omega} \frac{\partial E_{ijkl}^H}{\partial \mathbf{a}} e_{kl}(\mathbf{u}^P) e_{ij}(\mathbf{v}^P) \delta a d\Omega \right] + \int_{\Omega} (\lambda_1 - \lambda_2) \delta a d\Omega + \kappa \int_{\Omega} \frac{\partial \mu}{\partial \mathbf{a}} \delta a d\Omega = 0 \quad \forall \delta a$$

e

$$\sum_{P=1}^{NC} \int_{\Omega} \frac{\partial E_{ijkl}^H}{\partial \theta} e_{kl}(\mathbf{u}^P) e_{ij}(\mathbf{v}^P) \delta \theta d\Omega = 0 \quad \forall \delta \theta \tag{8}$$

A equação (7) corresponde à lei de remodelação óssea de onde se obtém a distribuição das densidades do osso. Esta lei é, em certas condições, equivalente a leis de remodelação baseadas em processos evolutivos como por exemplo a apresentada

em Weinans et al. (1992) [ver Fernandes et al. (1999)]. A equação (8) indica-nos a orientação óptima que o osso trabecular deve ter.

### 3- OSTEINTEGRAÇÃO

Um aspecto relevante das hastes não cimentadas revestidas é a sua fixação através da osteointegração, isto é, depois do implante o osso começa a aderir à prótese mantendo a estabilidade. A existência de deslocamentos relativos elevados na interface pode impedir este processo. A osteointegração pode ser promovida pelo atrito na interface osso/metal, no entanto, mesmo utilizando revestimentos porosos com elevados coeficientes de atrito, a osteointegração não ocorre em toda a superfície revestida [Keaveny and Bartel (1993)].

Neste trabalho desenvolveu-se um modelo numérico para reproduzir este comportamento na interface em função dos deslocamentos relativos. No início, correspondendo à fase pós operativa, não existe osteointegração. Consequentemente considera-se como condições iniciais na interface, contacto com atrito na superfície revestida e contacto sem atrito na superfície não revestida. Após cada iteração do processo de optimização para a remodelação óssea (correspondente a um período de evolução no tempo) os deslocamentos na interface são calculados. Se num dado ponto da superfície de contacto, o contacto realmente ocorre e o deslocamento relativo é inferior a um valor limite, considera-se que existem condições para a osteointegração. Neste caso, as condições na interface deixam de ser contacto com atrito e passa-se a considerar um ponto onde osso e haste da prótese estão completamente ligadas. As condições de interface são, desta forma, actualizadas em cada iteração. Este processo implica que um ponto considerado completamente ligado, permanecerá ligado até ao fim do

processo. Um parâmetro necessário ao processo é o valor limite de deslocamento admissível. Nos casos considerados neste trabalho utiliza-se 50  $\mu\text{m}$ , um valor biologicamente aceitável segundo vários autores [por exemplo Engh et al. (1992)].

### 4- MODELO COMPUTACIONAL

Computacionalmente as condições de óptimo (7) e (8) são resolvidas da seguinte forma: Primeiro as constantes elásticas homogeneizadas do osso são calculadas para a solução inicial. Depois calcula-se o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}^P$  e o campo de deslocamentos adjunto  $\mathbf{v}^P$  através do método dos elementos finitos. Baseados nesta aproximação, as condições necessárias de óptimo são verificadas. Se estiverem satisfeitas o processo pára, se não, novos valores das variáveis de projecto são calculados, as condições de contacto actualizadas e o processo recomeça (ver figura 3).

As propriedades elásticas do osso trabecular  $E_{ijkl}^H(\mathbf{a})$ , são obtidas em cada iteração através de uma interpolação polinomial no intervalo  $[0,1]^3$ . Os valores nos pontos de integração são determinados utilizando o programa de homogeneização PREMAT [Guedes e Kikuchi (1990)]. A solução aproximada para o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}^P$  e para o campo de deslocamentos adjunto  $\mathbf{v}^P$  é calculada utilizando o código de elementos finitos ABAQUS (1998).

Admite-se que as variáveis de projecto são constantes dentro de cada elemento finito. Este facto, permite escrever a equação de óptimo (7) de forma independente para cada elemento. Os novos valores dos parâmetros da célula  $a_i$  são obtidos por um processo iterativo baseado num método de Lagrange de primeira ordem. Uma vez calculados estes parâmetros, as orientações óptimas podem

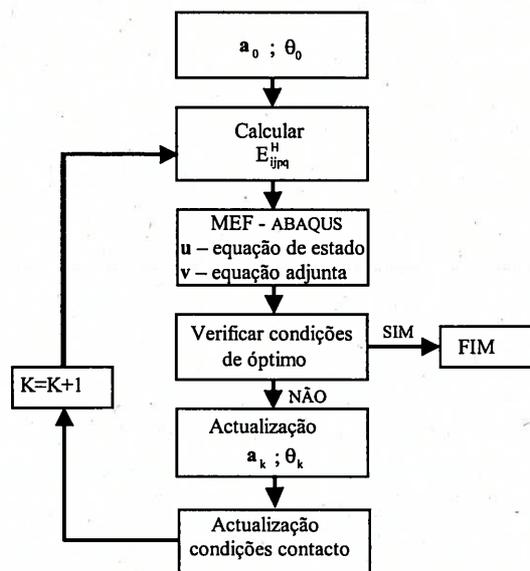


Fig. 3 – Modelo Computacional

ser obtidas pela solução da equação (8). [ver Fernandes et al. (1999) para uma descrição mais detalhada do processo].

As condições de interface são actualizadas com base nos deslocamentos relativos calculados quando se determina o campo de deslocamentos  $u^P$ . Inicialmente considera-se contacto com atrito na zona revestida e contacto sem atrito na zona não revestida. Admite-se que na zona não revestida não existe osteointegração, logo as condições são mantidas ao longo do processo. Para a zona revestida, o deslocamento relativo é calculado para cada nó de contacto, se o valor é menor que 50  $\mu\text{m}$ , o nó respectivo passa a estar fixo na análise de elementos finitos seguinte.

## 5- RESULTADOS

O modelo foi aplicado a um fémur implantado considerando duas hastes de prótese com diferente geometria. A malha de elementos finitos foi definida utilizando para o osso a geometria do “Standardized Femur” [Viceconte et al. (1996)], sendo a geometria das hastes baseada numa prótese Tri-Lock e numa prótese AML. A figura 4 mostra os modelos de elementos finitos e a geometria das próteses. Devido à forma da secção das hastes, a haste da prótese Tri-Lock será também referenciada como haste

de secção rectangular e a da prótese AML como haste de secção circular. São apresentados resultados para as hastes totalmente revestidas e parcialmente revestidas. No caso da prótese Tri-Lock são consideradas duas extensões de revestimento diferentes.

Foram considerados três casos de carga, indicados na tabela I. Estes casos correspondem aos esforços exercidos na articulação da anca ao andar (casos 1 e 2) e a subir escadas (caso 3) [Kuiper (1993)]. Os resultados foram obtidos para uma solução inicial homogénea de osso trabecular com densidade relativa de 0.3. Considera-se que o tecido ósseo que forma as paredes das células do osso trabecular tem as propriedades do osso compacto, com módulo de Young igual a 20 Gpa e para as hastes das próteses um módulo de Young de 115 Gpa (Titânio). Para o parâmetro  $\kappa$ , o qual tem grande influência na quantidade de osso obtida no processo de remodelação, utilizou-se  $\kappa=0.01 \times 10^6$  [Fernandes et al. (1999)].

O modelo origina dois tipos de resultados: remodelação óssea e osteointegração. Este trabalho dá mais ênfase à osteointegração, a qual está directamente relacionado com a estabilidade da prótese. A análise destes resultados permite comparar o comportamento das duas hastes

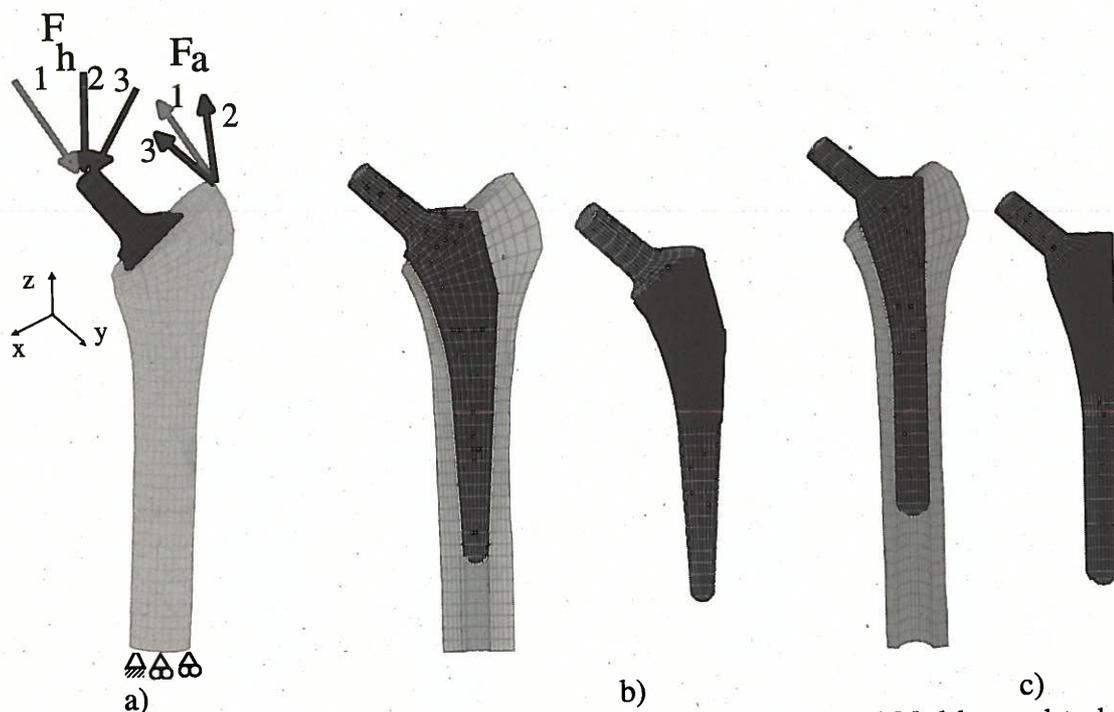


Fig. 4 – Modelo de elementos finitos para as hastes das próteses consideradas. a) Modelo completo do conjunto osso/prótese. b) Prótese Tri-Lock (secção rectangular). c) Prótese AML (secção circular)

Tabela I – Casos de carga

CASOS		$F_x$ (N)	$F_y$ (N)	$F_z$ (N)
1	$F_a$	-768	-726	1210
	$F_h$	224	972	-2246
2	$F_a$	-166	-382	957
	$F_h$	-136	630	-1692
3	$F_a$	-383	-669	547
	$F_h$	-457	796	-1707

de diferente geometria.

A figura 5 mostra os resultados de remodelação óssea para a haste circular, totalmente e parcialmente revestida. Nos resultados de remodelação a cor preta corresponde a osso compacto, e os cinzentos correspondem a osso trabecular. Nesta figura podemos observar a absorção óssea na zona próxima do fémur para ambos os casos, no entanto essa absorção é mais intensa na prótese totalmente revestida. Em Fernandes et al. (2001) é apresentada uma análise mais detalhada sobre a remodelação óssea.

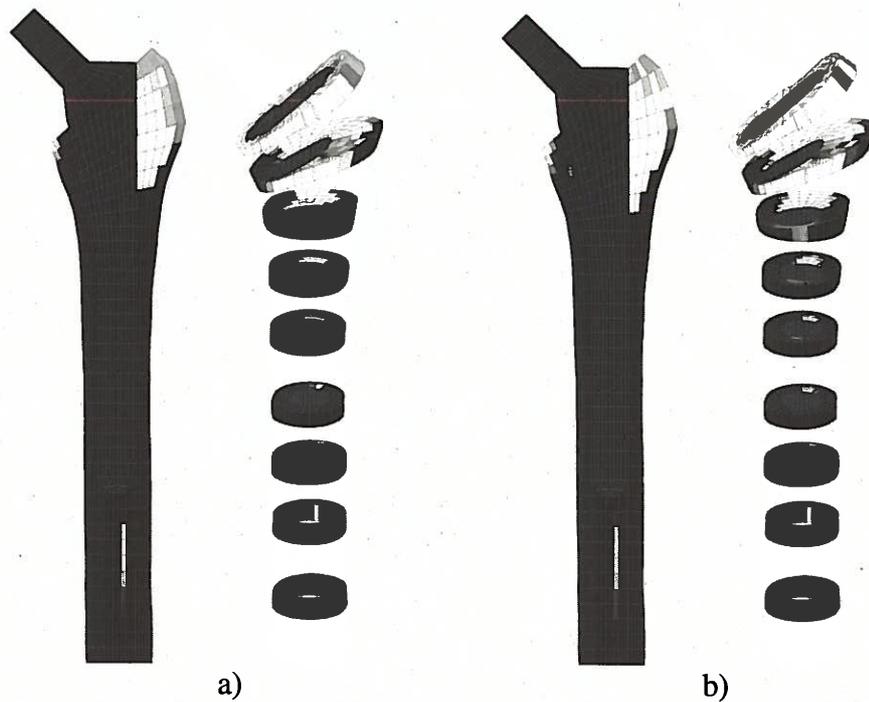
Passando à análise da osteointegração, apresenta-se na figura 6 os resultados para a haste de secção rectangular. Foram

considerados os casos de haste totalmente revestida e parcialmente revestida com duas extensões de revestimento. A cor azul indica zonas onde não existe osteointegração e as zonas vermelha e laranja correspondem a zonas onde existe condições para a adesão do osso à prótese. A zona laranja indica pontos onde a carga normal é de tracção, e portanto com tendência para a separação. Estes resultados mostram que apesar do revestimento poroso, a osteointegração não ocorrerá em toda a superfície revestida, facto que concorda com observações clínicas. No entanto para esta haste os padrões de osteointegração não são alterados com a extensão do revestimento, isto é, para os três casos na zona revestida a distribuição de osteointegração é idêntica

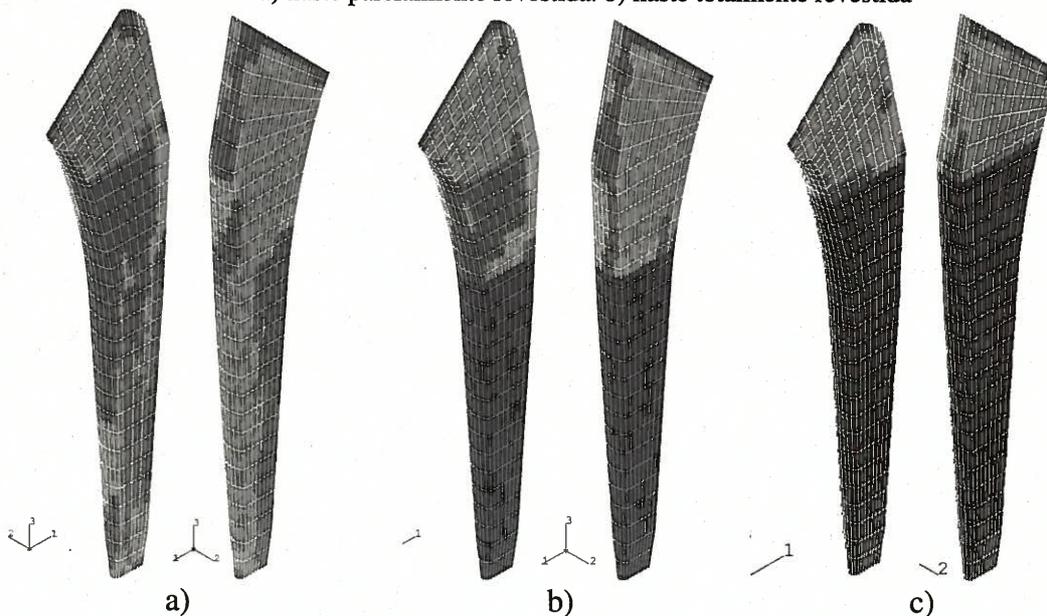
qualquer que seja a extensão do revestimento. Esta observação já não é verdadeira quando se considera a haste circular. Como se pode observar na figura 7, os padrões de osteointegração diferem para os dois casos de extensão de revestimento.

Uma vez que a análise da osteointegração é baseada nos deslocamentos relativos da interface osso

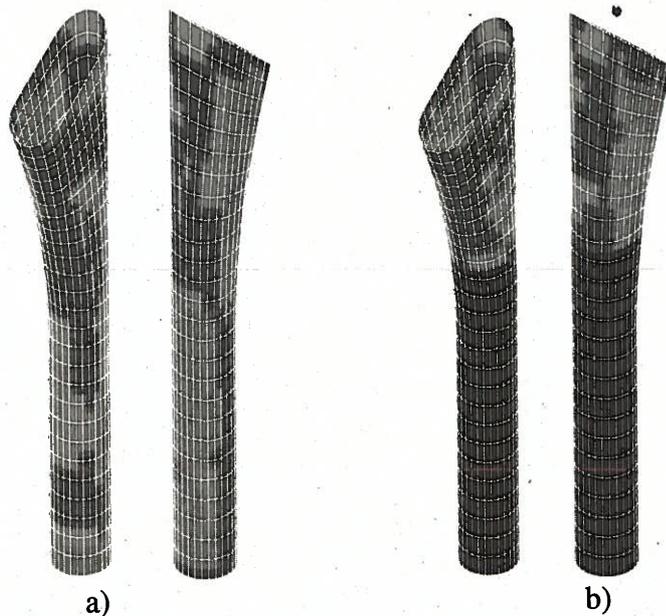
prótese, uma hipótese de interpretação destes resultados é a seguinte: a haste rectangular é mais estável que a haste circular e portanto os deslocamentos interfaciais não são tão influenciados pela extensão da zona revestida. Para fundamentar esta hipótese foi efectuada uma análise aos deslocamentos relativos na interface.



**Fig. 5** – Remodelação óssea na presença de um implante de haste circular (AML).  
a) haste parcialmente revestida. b) haste totalmente revestida



**Fig. 6** – Osteointegração na haste rectangular. a) totalmente revestida. b) parcialmente revestida. c) parcialmente revestida (extensão de revestimento menor)



**Fig. 7 – Osteointegração na haste rectangular.**  
a) totalmente revestida. b) parcialmente revestida

As figuras 8 e 9 mostram a análise dos deslocamentos na interface para a haste rectangular e haste circular, respectivamente. Nestas figuras, a) e b) correspondem ao deslocamento normal, isto é identificam as zonas onde existe contacto, enquanto c) e d) correspondem ao deslocamento tangencial. Em a) e b) o azul corresponde a zonas onde não existe contacto e o verde a zonas de contacto. Em c) e d) o verde corresponde a zonas onde o deslocamento relativo é inferior ao valor limite (50  $\mu\text{m}$ ) e o vermelho a zonas onde o deslocamento é superior a este limite. a) e c) são os deslocamentos nas hastes totalmente revestidas, enquanto b) e d) correspondem aos deslocamentos nas hastes parcialmente revestidas. No caso da haste rectangular parcialmente revestida considerou-se a extensão mais longa do revestimento. Os deslocamentos apresentados são os obtidos no início do processo iterativo.

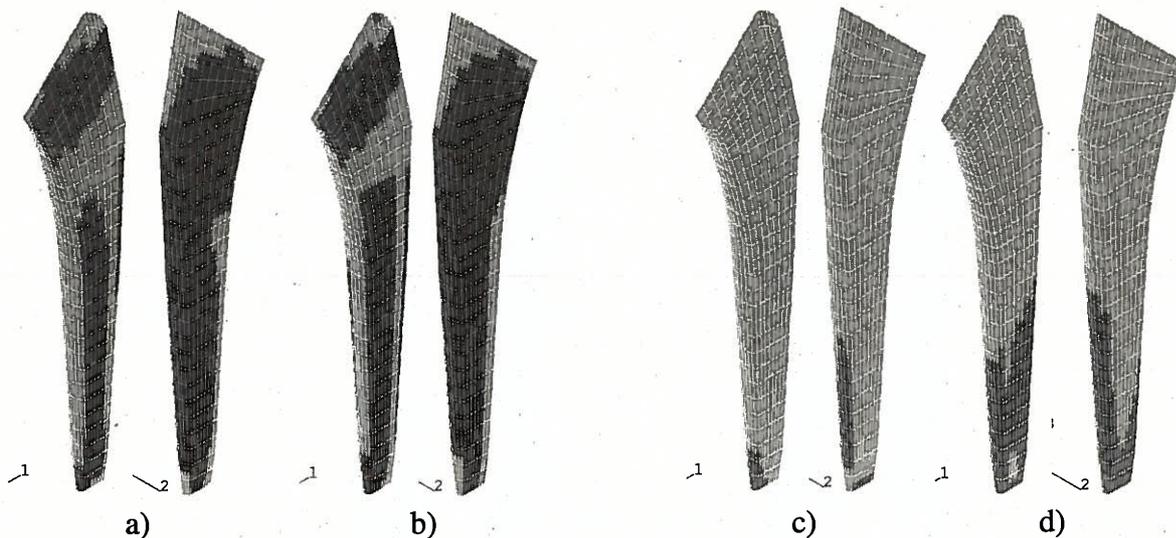
Como se pode observar, na haste rectangular os padrões de deslocamento são semelhantes para os casos de haste totalmente revestida e parcialmente revestida. Verifica-se também que é o deslocamento normal que controla as zonas de possível osteointegração. No caso da haste circular, os padrões de deslocamento são diferentes, quer para o deslocamento

normal, quer para o deslocamento tangencial. Esta observação concorda com a hipótese colocada, de maior estabilidade da haste rectangular, possivelmente devido à sua forma em cunha, que lhe proporciona um melhor desempenho.

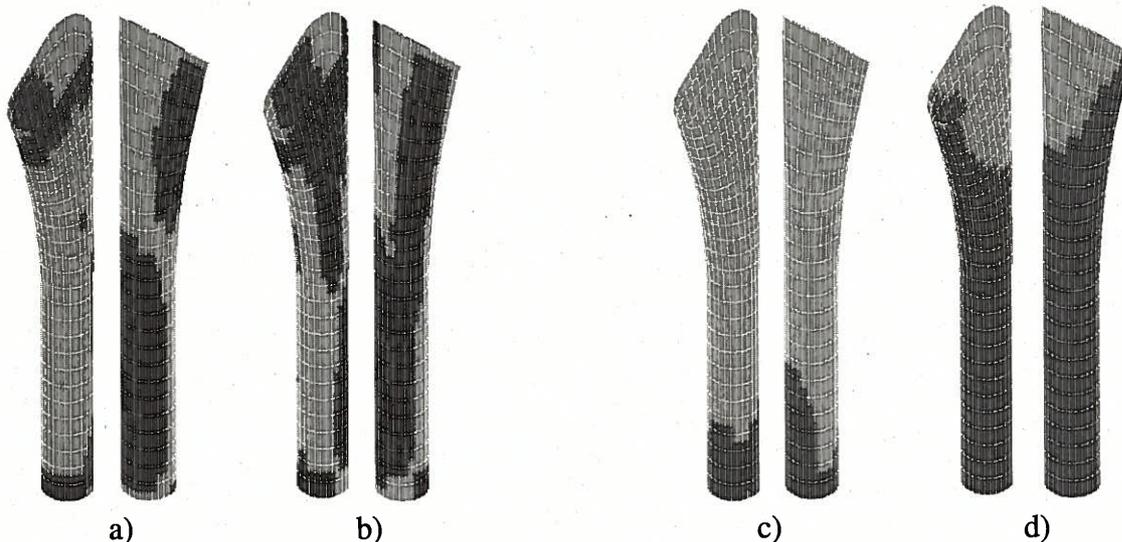
## 6- MODELOS EXPERIMENTAIS

O desenvolvimento de modelos numéricos como o apresentado neste trabalho permitem analisar as próteses existentes e tirar conclusões que contribuam para o melhor projecto de próteses, nomeadamente no que diz respeito à extensão do revestimento. No entanto a validação destes modelos numéricos é uma tarefa a ter em conta. Essa validação, na impossibilidade de ser realizada com ensaios *in vivo* poderá ser conseguida através de ensaios experimentais adequados.

No caso particular do estudo da estabilidade da prótese, baseado na análise dos deslocamentos na interface osso/prótese, processos experimentais que permitam obter esse deslocamento e aferir os resultados obtidos numericamente são os que se apresentam mais atractivos. Neste sentido, uma hipótese de abordagem experimental é a utilização de interferometria holográfica.



**Fig. 8** – Deslocamentos relativos para a haste rectangular na iteração inicial. a) e b) deslocamentos normais na haste total e parcialmente revestida, respectivamente. Azul são zonas onde não existe contacto, verde são zonas de contacto. c) e d) deslocamentos tangenciais na haste total e parcialmente revestida, respectivamente. Verde são zonas com deslocamento abaixo do valor limite, vermelho são zonas com deslocamento acima do valor limite.



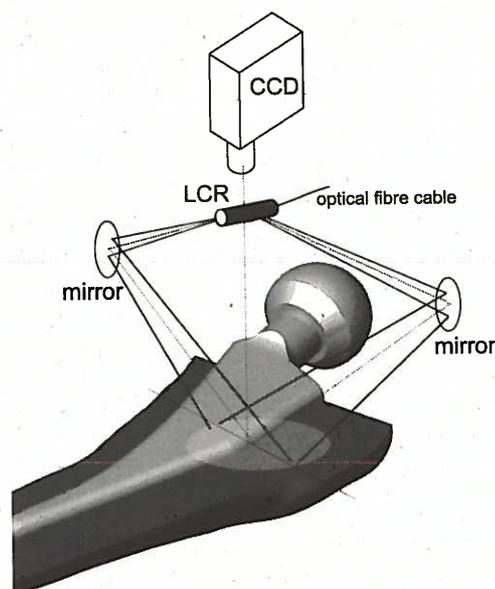
**Fig. 9** – Deslocamentos relativos para a haste circular na iteração inicial. a) e b) deslocamentos normais na haste total e parcialmente revestida, respectivamente. Azul são zonas onde não existe contacto, verde são zonas de contacto. c) e d) deslocamentos tangenciais na haste total e parcialmente revestida, respectivamente. Verde são zonas com deslocamento abaixo do valor limite, vermelho são zonas com deslocamento acima do valor limite.

Esta técnica de metrologia óptica permite a medição de grandezas físicas a partir de variações de fase numa radiação luminosa coerente. A figura 10 apresenta uma possível montagem experimental [Simões et al. (2000)].

## 7-DISCUSSÃO

Neste trabalho apresentou-se um modelo computacional para análise da

osteointegração na interface osso/prótese conjugado com um modelo de remodelação óssea. O osso trabecular foi modelado como um material ortotrópico com a densidade relativa obtida em cada ponto pela minimização de uma função objectivo formada pela combinação linear do trabalho das forças aplicadas (maximização da rigidez) e do custo metabólico para a formação de massa de osso. A interface osso / prótese é modelada utilizando uma



**Fig. 10** – Montagem experimental para a determinação dos deslocamentos relativos osso/prótese. Cortesia de José Simões (UA) e Mário Vaz (INEGI).

formulação de contacto. O modelo determina as zonas de possível osteointegração baseado numa análise dos deslocamentos relativos na interface. O modelo foi aplicado a um modelo tridimensional de fémur implantado, considerando duas próteses de diferente geometria. Os resultados obtidos dão-nos informação sobre as zonas de possível adesão de osso à prótese e de remodelação óssea em torno do implante. O conhecimento destas zonas contribui para a análise de próteses existentes e para o melhoramento do projecto da prótese relativamente à distribuição do revestimento de forma a promover a sua estabilidade.

Os resultados mostram que a osteointegração não ocorre sobre toda a superfície revestida. Este resultado é consistente com observações clínicas. Da comparação entre as duas hastes de diferente secção verifica-se que, os padrões de osteointegração não dependem da extensão do revestimento no caso da haste rectangular mas dependem para a haste circular. Este resultado indicia uma maior estabilidade da haste de secção rectangular devido à sua forma em cunha. A análise dos deslocamentos está de acordo com esta hipótese.

No modelo de osteointegração quando se considera a ligação de osso à prótese, essa ligação permanece até final do processo, admitindo-se que as tensões normais e de corte na interface se mantêm em níveis que não levam ao colapso da ligação. Testes efectuados, mostram zonas com um aumento de tensão após a osteointegração mas nunca atingindo valores demasiado elevados.

Finalmente, a utilização de métodos experimentais para aferir os resultados numéricos bem como para determinar parâmetros que são utilizados na modelação computacional, podem ser desenvolvidos para a criação de um modelo biomecânico consistente. Como exemplo, o desenvolvimento de técnicas para determinar o deslocamento relativos na interface osso/prótese contribui para a análise da estabilidade das próteses.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. José Simões da Universidade de Aveiro e ao Prof. Mário Vaz do INEGI pelas discussões acerca dos métodos experimentais. À FCT pelo financiamento através dos projectos PRAXIS/P/EME/12002/1998 e POCTI/1999/EME/35983.

## REFERÊNCIAS

- ABAQUS, 1998. User's Manual, Version 5.8, Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc, RI, USA.
- Engh C.A., O'Connor D., Jasty M., McGovern T.F., Bobyn J.D, Harris W.H., Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses, *Clin Orthop*, 285, pp. 13-29, 1992
- Fernandes P., Folgado J., Jacobs C. and Pellegrini V., "A contact Model with Ingrowth Control for Bone Remodelling around Cementless Stems", *Journal of Biomechanics (em impressão)* 2001.
- Fernandes P., Rodrigues H., Jacobs C., A Model of Bone Adaptation Using a Global Optimization Criterion Based on the Trajectorial Theory of Wolff, *C. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* 2, pp. 125-138, 1999
- Guedes J. M. and Kikuchi N., Preprocessing and Postprocessing for Materials based on the Homogenisation Method with Adaptive Finite Elements Methods, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 83, pp. 143-198, 1990
- Herzwurm P. J., Simpson S. L., Duffin S., Oswald S. G. e Ebert F. R., Thigh Pain and Total Hip Arthroplasty, *Clin. Orthopaedics and Rel. Res.*, 336, pp. 156-161, 1997
- Huiskes R. and Rietbergen B., Preclinical Testing of Total Hip Stems, the effects of coating placement, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 319, pp.64-76, 1995
- Keaveny T. and Bartel D, Effects of Porous Coating, With and Without Collar Support, On Early Relative Motion for a Cementless Hip Prosthesis, *J. Biomechanics* Vol.26, Nº12, pp.1355-1368, 1993
- Kuiper J. H., Numerical Optimisation of Artificial Joint Designs, Ph.D. Thesis, Katholieke Universiteit Nijmegen 1993
- Rietbergen B., Huiskes R., Weinans H., Sumner D. R., Turner T. M. e Galante J. O., The Mechanism of Bone Remodeling and Resorption around Press-Fitted THA Stems, *J. Biomechanics*, 26, pp.369-382, 1993
- Rodrigues H., A Mixed Variational Formulation for Shape Optimization of Solids with Contact Conditions, *Structural Optimization*, 6, pp. 19-28, 1993
- Rodrigues H., Miranda P.S., Guedes J.M., Topology Optimisation of the porous coating distribution in non-cemented hip prostheses, *Topology Optimization of Structures and Composite Continua* G.I.N. Rozvany and N. Olhoff (eds.), Kluwer, pp.279-291, 2000.
- Simões J.A., Monteiro J., Chousal J.A., Vaz M.A., Taylor M., Strain patterns adjacent to bonded and debonded bone-implant interfaces: A holographic study of an idealised proximal femur, *Proc. of the 12th Conference of the European Society of Biomechanics*, 28-30 August, P. J. Prendergast, T. C. Lee and A. J. Carr, eds., Dublin, pp. 201, 2000
- Viceconti M., Casali M., Massari B., Cristofolini L., Bassini S. and Toni A., The 'Standardized Femur Program' Proposal for a Reference Geometry to be Used for The Creation of Finite Element Models of the Femur, *Journal of Biomechanics*, 29, no. 9 p. 1241, 1996
- Viceconti M., Muccini R., Bernakiewicz M., Baleani M. and Cristofolini L., Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration, *Journal of Biomechanics* 33, pp.1611-1618, 2000
- Weinans H., Huiskes R., and Grootenboer H. J., The Behavior of adaptive bone-remodeling simulation models, *Journal of Biomechanics*, 25, 1425-1441, 1992