

MODELO NUMÉRICO E EXPERIMENTAL DA TÍBIA INTACTA E COM COMPONENTE TIBIAL DA PRÓTESE DO JOELHO

A. Completo¹, F. Fonseca² e J. A. Simões¹

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

²Serviço de Ortopedia – Hospitais da Universidade de Coimbra e Faculdade de Ciências da Saúde da Beira Interior, Covilhã

RESUMO

A concepção de modelos experimentais e numéricos que possam replicar convenientemente o sistema anatómico do joelho é tarefa difícil, devido ao tipo de estruturas envolvidas, que são geometricamente complexas e seus materiais (osso esponjoso, osso cortical, cartilagem e ligamentos) apresentam características anisotrópicas. Diversos parâmetros inerentes à construção dos modelos numéricos e simulação podem “mascarar” os resultados e nesse sentido a comparação com modelos experimentais in vitro, mais próximos dos reais, torna-se uma necessidade incontornável. Este estudo teve como objectivo a concepção de modelos numéricos da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho. O desempenho dos mesmos foi comparado com modelos idênticos experimentais. Os resultados, distribuições das extensões e das deformações, nos diferentes aspectos da tibia, mostram excelente correlação entre os diferentes modelos analisados.

1. INTRODUÇÃO

Desde a sua primeira aplicação em 1972 [1], na biomecânica ortopédica, que o método dos elementos finitos (MEF) tem sido largamente utilizado para a avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular ossos, músculos e cartilagem articular. O método permite determinar o estado de tensão e ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fracturas e possibilitam, ainda, testar e otimizar o desempenho a curto e longo prazo de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, fixadores internos e externos de fracturas, etc. [2]. Mais recentemente, modelos de elementos finitos, gerados a partir de imagens obtidas a partir de tomografia axial computadorizada

do esqueleto do paciente, são usados na prática clínica, em combinação com sistemas de cirurgia assistida por computador [3], ou para a previsão do risco de fractura em pacientes com osteoporose [4]. O fémur e a tibia são duas das partes do esqueleto mais analisadas através da aplicação do MEF [2].

Apesar de os modelos de elementos finitos serem uma ferramenta adequada para a análise de tensões, em estruturas complexas ao nível da geometria, dos sistemas de forças e do comportamento dos materiais, deve-se estar consciente de que a precisão dos resultados calculados depende do tipo malha e elemento utilizado e do nível de refinamento da malha [5].

A criação de elementos finitos tridimensionais de ossos humanos, tais

como o fémur ou a tibia, não é propriamente uma tarefa simples. Partindo de imagens de tomografia computadorizada dos ossos específicos do paciente ou de geometrias tridimensionais de réplicas humanas de fêmures ou tíbias, vários métodos podem ser adoptados para a geração da malha. A geração manual da malha pode produzir modelos com soluções muito exactas, mas requer um tempo de manuseamento elevado para a obtenção de uma malha simples. Por esta razão, a refinação da malha e os testes de convergência raramente são realizados recorrendo à geração manual de malha, principalmente em geometrias complexas. Actualmente existem várias aplicações que permitem a geração automática de malha, com base em algoritmos concebidos para o efeito. Estas aplicações podem gerar a malha de elementos finitos de um objecto a partir das suas formas geométricas automaticamente, tendo o utilizador a possibilidade de controlar os parâmetros de discretização tais como a densidade ou o comprimento da aresta do elemento e, após geração automática, verificar o comprimento mínimo e máximo do lado do elemento, assim como a sua distorção, e outros parâmetros.

A validação dos resultados numéricos só é possível recorrendo a simulações *in vitro*, onde normalmente são medidas as extensões na superfície dos modelos. Para muitas das aplicações clínicas dos elementos finitos é praticamente impossível validar os modelos. Por vezes, mesmo um simples teste de convergência é difícil de realizar. Assim sendo, é importante conhecer a inerente exactidão dos modelos, em particular da tibia. Além da própria tibia, deve ter-se também em conta que a adição dos componentes da prótese aumenta ainda mais a complexidade do problema e o tempo de cálculo necessário.

Existe um grande número de trabalhos de biomecânica experimental nos quais as extensões são medidas na superfície do osso cadavérico ou em material compósito. Observam-se especialmente no caso de análise do fémur proximal [6-22], para

estudo das alterações de carga aquando da implantação de próteses da anca e essencialmente para observação do efeito de *stress shielding* nesta articulação; também no caso da tibia proximal [23-27], para estudo das alterações de carga pela introdução de próteses do joelho e durante actividades fisiológicas.

Pode observar-se numa revisão às aplicações das várias formas de medição das extensões em biomecânica em Little et al [28] que o uso de extensómetros é o método mais comumente utilizado nas investigações de biomecânica, abrangendo mais de 90% dos trabalhos experimentais realizados. A principal vantagem deste processo é a sua relativa simplicidade de aplicação, embora sejam necessários alguns cuidados a fim de minimizar os desvios [29,30].

É notório que a medição com rosetas tri-axiais de extensómetros permite a obtenção da informação suficiente e necessária para descrever, completamente, o tensor das deformações na superfície de um modelo, sendo importante para a validação de modelos de elementos finitos. Contudo, a utilização de rosetas tri-axiais resulta mais dispendiosa do que o uso de extensómetros uniaxiais e a sua aplicação requer um número bem maior de canais no sistema de aquisição de dados e o seu pós-processamento torna-se mais complexo.

Numa análise à literatura existente, realizada por Cristofolini et al [7], onde se agruparam os trabalhos de acordo com o tipo de extensómetros aplicados (uniaxiais, bi-axiais ou tri-axiais), observa-se que o peso de utilização dos tipos uniaxial e tri-axial é aproximadamente idêntico, representado o bi-axial apenas um quarto do total das aplicações.

Este estudo teve fundamentalmente dois objectivos. O primeiro consistiu em determinar o tipo de elemento e número mínimo de graus de liberdade necessários para o estudo numérico da tibia proximal, na perspectiva do estudo da biomecânica da artroplastia total do joelho. O segundo objectivo consistiu em determinar até que ponto os resultados obtidos numericamente

com determinadas condições de carga e fronteira se aproximam dos valores obtidos nos ensaios com modelos experimentais.

Tendo em consideração a complexidade geométrica da tíbia na sua zona proximal (côndilos medial e lateral, zona intercondilar, zona da epífise e tuberosidade anterior) ao que se adiciona a complexidade geométrica dos componentes tibial da prótese do joelho, torna-se impraticável a geração de malha de forma manual. Por outro lado, a utilização de aplicações de CAD tridimensional na geração das geometrias da tíbia, assim como dos componentes dos implantes, tornam a adopção de geradores automáticos de malha uma opção razoável. Alguns algoritmos altamente sofisticados podem gerar malhas hexaédricas automaticamente [31], mas a maior parte dos algoritmos comerciais gera malhas de elementos tetraédricos.

Com o objectivo de verificar até que ponto os modelos numéricos da tíbia e a respectiva opção pelo tipo de elemento (elementos tetraédricos de 4 nós e 10 nós com 6 graus de liberdade por nó) e número de graus de liberdade dos diversos componentes da artroplastia do joelho traduzem o comportamento do modelo na realidade, foram realizados ensaios *in vitro* com duas tíbias em material compósito, sendo estes resultados confrontados com idênticos obtidos numericamente

Este trabalho comparativo foi realizado para o caso da tíbia na situação de tíbia intacta e com componente tibial de base (figura 1) e baseou-se, essencialmente, na medição experimental das extensões obtidas nas superfícies proximal das tíbias, com e sem prótese, para diversas configurações de carga, comparando depois estes resultados com os obtidos numericamente, replicando as condições *in vitro*. Os modelos numéricos foram simulados com o implante colado e com atrito.

Para este trabalho, a opção seleccionada foi a da utilização de rosetas tri-axiais. Segundo Finlay et al [25], no caso da tíbia, devido à grande variação da extensão num

dado ponto, com respeito ao ângulo de medição, é essencial o uso de rosetas tri-axiais para permitir a obtenção da maior quantidade de informação possível sobre a distribuição das extensões na superfície da tíbia.

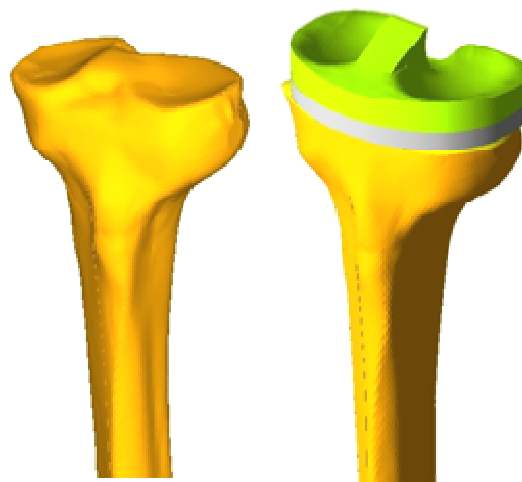


Fig 1 – Modelos CAD da zona proximal da tíbia intacta e da tíbia com componente tibial da prótese do joelho.

Ainda, como o objectivo predominante deste trabalho consistiu na comparação dos resultados dos ensaios *in vitro* com os do modelo numérico, o uso de rosetas tri-axiais elimina os desvios que possam existir relativamente à orientação dos extensómetros uniaxiais, já que a informação a ser comparada são as extensões principais, num dado ponto da superfície, que são independentes da orientação das rosetas. As rosetas tri-axiais permitem, igualmente, determinar a orientação das extensões principais relativamente a um eixo do modelo.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados, neste trabalho, duas tíbias em material compósito (modelo 3302 esquerdo da Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA, fabricados em resina de epóxido reforçada com fibra de vidro curta e espuma de poliuretano). A figura 2 ilustra os dois modelos usados. Estudos prévios [32-35] mostraram que o uso destes tipos de modelos permite apresentar uma distribuição das extensões idênticas às ocorridas segundo cargas de

flexão, torção e compressão na tibia humana e, segundo Heiner et al [33], a repetição dos resultados entre testes, no mesmo modelo, é bem superior à dos modelos cadavéricos, entre 0,5% e 7,8%. Os mesmos autores referem que a variabilidade entre modelos é baixa, na ordem dos 4,5%, e por esse motivo têm sido largamente utilizados em estudos experimentais de biomecânica.

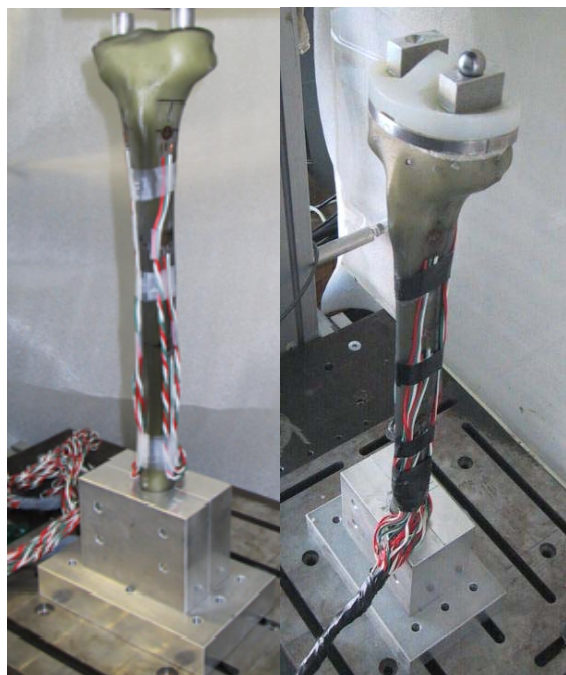


Fig 2 – Modelos da tibia usados no procedimento experimental.

No caso do modelo com implante, uma tibia foi utilizada com a componente tibial da prótese *P.F.C Sygma Modular Knee System* (Depuy International, Inc Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana). A componente tibial contém um prato de tamanho 5, numa liga de titânio (Ti-6Al-4V), com dimensões de 83mm M/L e 55mm A/P e um componente em polietileno posterior estabilizado de 10mm.

Antes da execução das cirurgias virtuais para colocação dos implantes, as tíbias foram marcadas com um sistema de eixos na sua superfície proximal para permitir um correcto alinhamento e posicionamento das rosetas. As tíbias foram preparadas com 10 rosetas tri-axiais a 45° (KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic

Instruments Co., Ltd., Japan). A técnica utilizada para a aplicação das rosetas à superfície dos modelos é descrita por Cordey et al [36] e consistiu numa preparação prévia com lixa P400, nas zonas de aplicação das rosetas, seguida de um desengorduramento da superfície com acetona e aplicação de um gota de adesivo de cianoacrilato para finalmente colocar a roseta com uma ligeira pressão de cerca de um minuto, até secagem completa do adesivo.

Na tibia proximal as rosetas foram colocadas a 3 níveis, respectivamente a 53mm, 133mm e 202mm do prato tibial nos aspectos lateral (L1, L2 e L3) e antero-medial (AM1, AM2 e AM3) e no aspecto posterior foram colocados a 4 níveis diferentes 33mm, 53mm, 133mm e 202mm do prato tibial (P0, P1, P2 e P3) como mostra a figura 3.

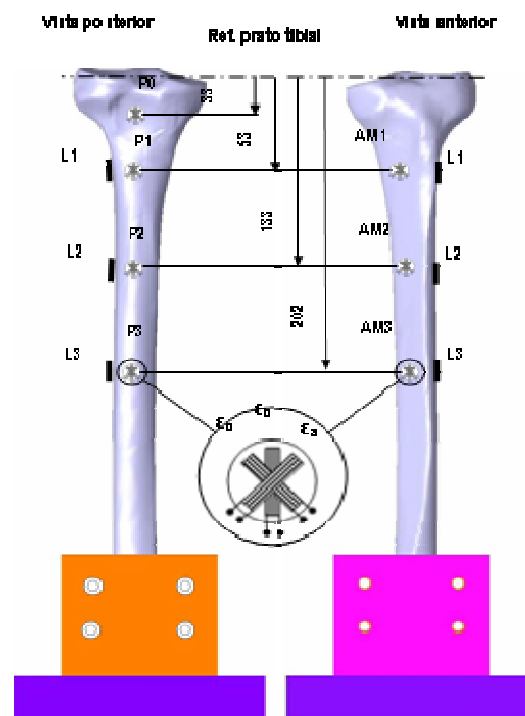


Fig 3 – Posição e orientação das rosetas tri-axiais na tibia.

Procurou-se alinhar o extensómetro intermédio da roseta ϵ_b com as verticais da tibia (figura 3). Antes das medições, para todas as rosetas, foram verificadas a continuidade eléctrica e a resistência interna (120 Ω), como recomendado pelo

fornecedor.

Todas as rosetas foram ligadas a um sistema de aquisição de dados Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany), estando este ligado a um PC HP centrino a 1.7Mhz e 2GB de RAM onde os resultados foram tratados e guardados por intermédio da aplicação Catman da HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany).

No caso da tibia com implante o processo cirúrgico foi realizado por um cirurgião com bastante experiência na artroplastia total do joelho e sempre recorrendo a todo o sistema instrumental de guiamento e corte fornecido pelo fabricante do implante. Após a colocação da prótese tibial foram realizadas radiografias e TAC's aos modelos para confirmar o seu correcto posicionamento e permitir, numa fase posterior, a modelação das geometrias para os modelos numéricos.

A fixação das tíbias foi executada na sua parte mais distal, realizando-se um sistema de fixação mecânico, como mostra a figura 2, que permite um encastramento completo, impedindo qualquer movimento da tibia nesta zona.

Durante as actividades normais, o osso da tibia está sujeita a cargas de compressão, flexão e torção. Apesar de todos estes tipos de carga estarem presentes ao nível do joelho, isto é, na zona da tibia proximal e do fémur distal, o esforço mais importante observado nesta articulação é o esforço de compressão existente entre a tibia e o fémur, ao nível do prato tibial. O tipo de carga utilizado para a tibia é representativo de um joelho em total extensão, na fase de apoio do pé, durante um ciclo de caminhada normal de uma pessoa de aproximadamente 70 Kg, onde as forças registadas na interface tibia-fémur são cerca de 3 vezes o peso do corpo [37,38]. Esta carga de 2,1 kN foi distribuída entre os dois côndilos medial e lateral da tibia de modo não uniforme. A carga nos côndilos mediais representa 60% da carga total e os côndilos laterais recebem os restantes 40% [37]. Esta

distribuição assimétrica da carga, entre os côndilos, permite aumentar o efeito de flexão sobre a tibia.

A direcção das cargas, nos côndilos medial e lateral, seguiu a do eixo mecânico da tibia. O encastramento da tibia foi feito na zona distal no início do maléolo medial (figuras 2 e 3), sendo os nós fixos sem qualquer deslocamento ou rotação.

Para permitir a aplicação das cargas nos côndilos medial e lateral da tibia intacto aplicaram-se, aproximadamente nos seus centros, acessórios cilíndricos em alumínio com diâmetro de 16mm fixos aos modelos com adesivo epóxico, com o objectivo de aproximar o carregamento, nos côndilos, das condições fisiológicas (figura 2). No caso da tibia com implante foi necessário fabricar um adaptador com a forma côncava de cada côndilo no lado inferior e um apoio para a esfera de carregamento do lado superior. Este adaptador foi colado com adesivo epóxico a cada côndilo do componente de polietileno (figura 2).

Após estas operações os modelos intactos e com implante foram levados a uma máquina de medida por coordenadas, para medir a posição exacta das rosetas e da posição dos acessórios para carregamento, assim como da posição angular da relativamente à base dos sistemas de fixação, de modo que toda esta informação pudesse ser utilizada posteriormente no modelo numérico.

Os sistemas de fixação das extremidades distal da tibia foram montados, à vez, sobre a máquina de ensaios (concepção própria do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro) na sua parte inferior, ficando livres para a aplicação das cargas a zonas proximal da tibia, como mostra a figura 4. Esta máquina está ligada a um computador pessoal e através da aplicação Dbase é possível controlar a força e a frequência da carga aplicada, assim como a posição e a velocidade do carregamento.

A carga foi transmitida aos adaptadores de carregamento dos modelos através de uma esfera com deslocamento

exclusivamente vertical, já que esta se encontra encaixada num orifício de uma placa que está rigidamente ligada à guia móvel da máquina de ensaios, onde se encontra instalada uma célula de carga (AEP TC4 1T Modena Itália) que, por sua vez, está solidária à haste do cilindro pneumático que fornece a força ao sistema, como apresentado na figura 4.

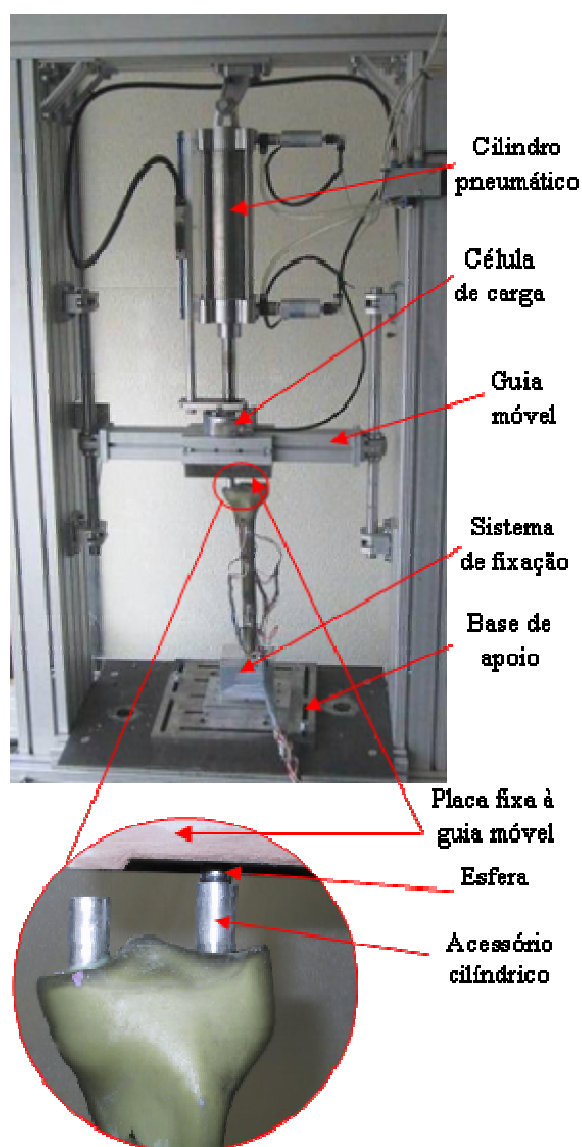


Fig 4 – Dispositivo experimental usado para o carregamento das tíbias.

3. PROCEDIMENTO DO ENSAIO EXPERIMENTAL

O modelo que sofreu a cirurgia virtual para colocação do implante foi sujeito ao mesmo tipo de carregamento na situação de modelo intacto, antes da colocação dos

implante. Este procedimento permite o registo das extensões no mesmo modelo no estado de intacto e após colocação do implante. Estes valores serão utilizados para comparação das extensões experimentais, eliminando o erro associado ao posicionamento das rosetas tri-axiais, já que estas são colocadas no modelo ainda no estado intacto como já descrito e mantêm-se na mesma posição após a cirurgia virtual.

Teve-se cuidados especiais durante o processo cirúrgico para evitar o dano das rosetas tri-axiais já coladas nos modelos, verificando-se a continuidade eléctrica e a resistência interna após cirurgia.

As tíbias instrumentadas com rosetas foram montadas sobre a máquina de ensaios e posicionados como anteriormente descrito. Para cada tipo de modelo foram realizados carregamentos independentes sobre os côndilos mediais e, posterior-mente, sobre os côndilos laterais. Os níveis de carregamento utilizados em cada côndilo foram de 580N, 870N, 1160N e 1450N. Estes níveis de força estão dentro do campo fisiológico de esforço sobre o joelho, que pode variar entre três e oito vezes o peso do corpo, segundo Morrisson [39] e Harrington [40], em função da actividade desenvolvida.

Para cada nível de força aplicada a cada côndilo o carregamento foi realizado de acordo com a sequência apresentada na tabela 1, baseada na descrição efectuada por Finlay et al [25].

Tabela 1 – Sequência de carregamento e descarregamento dos modelos experimentais.

Período	Descrição	Tempo
A	Condiçãoamento à carga de ensaio	1min
B	Descarregamento e relaxamento,	4min
C	Realização do zero aos extensómetros	15s
D	Carregamento até carga de ensaio a 60N/s	10s-22s
E	Estabilização da carga sobre o modelo	4min
F	Registo dos valores das extensões em Pc	1s
G	Descarregamento e relaxamento	4min
H	Registo dos valores da extensão residuais em Pc	1s
I	Intervalo entre carregamentos	20min

O tempo do período E (estabilização da carga sobre o modelo) está relacionado com o comportamento viscoelástico dos modelos compósitos e é aconselhado por Cristofolini et al [41].

O registo das extensões, após descarregamento, serviu para garantir a inexistência de deformação permanente no modelo. A temperatura a que se realizaram os ensaios foi controlada, situando-se entre 20°C e 22°C.

A sequência descrita foi repetida cinco vezes para cada nível de carga aplicado a cada côndilo de cada modelo. Para cada registo efectuado, das 3 extensões a 45° (ε_a , ε_b e ε_c) de cada extensómetro da roseta, foram calculados os valores das extensões principais de acordo com as seguintes expressões:

$$E1 = 0,5 \cdot (\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5 \cdot \sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2x\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2}$$

$$E2 = 0,5 \cdot (\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5 \cdot \sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2x\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2}$$

O ângulo entre o extensómetro ε_c da roseta a 45° e o eixo vertical da tibia e do fêmur e a extensão principal de compressão foi determinado através da seguinte expressão:

$$\theta = \frac{\arctan \left\{ \frac{2x\varepsilon_b - \varepsilon_a - \varepsilon_c}{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)} \right\}}{2}$$

O ângulo θ é positivo no sentido dos ponteiros do relógio (sentido directo).

Após o cálculo das extensões principais, para cada uma das cinco medições realizadas, determinaram-se os valores médios dos 5 valores calculados, assim como o desvio padrão para cada roseta, côndilo, carga e modelo. Realizou-se o mesmo cálculo para o ângulo θ , com observação da média e do desvio padrão.

4. MODELO NUMÉRICO

A geometria tridimensional da tibia foi obtida do domínio público do sítio da Internet em *International Society of Biomechanics Finite Element Repository* gerido pelo Instituto Ortopedici Rizzoli, de Bolonha, Itália [42]. Estes modelos disponíveis são réplicas geométricas das tibias compósitas de 3ª geração, com as superfícies correspondentes ao osso cortical e osso esponjoso, utilizados nos modelos experimentais e serviram de base a todo o processo de modelação para o modelo geométrico intacto e modelo com implante.

A geração das geometrias dos diversos componentes utilizados no modelo com implante foi realizada a partir de uma digitalização tridimensional das suas superfícies com uma precisão de 0.2mm (Rolland LPX250). Posteriormente a esta digitalização, todos os pontos adquiridos foram utilizados com uma aplicação de CAD tridimensional (Catia, Dessault Systems, USA) onde foram geradas as diversas superfícies de forma a poderem ser utilizadas posteriormente na montagem dos conjuntos osso e implante.

A posição exacta dos implantes, relativamente à tibia, foi determinada a partir das radiografias antero-posterior e medial-lateral, assim como dos TAC's realizados a diversas secções dos modelos e, finalmente, por medição tridimensional dos próprios modelos experimentais em máquina de medição de coordenadas.

Criaram-se todos os modelos geométricos do conjunto implante-osso em superfícies através da mesma aplicação de CAD tridimensional já referenciada, tendo por base os valores dimensionais recolhidos e a geometria do instrumental utilizado pelo cirurgião, para aplicação dos componentes. No total foram criados 2 modelos geométricos da tibia (com e sem implante).

Estes modelos, além da geometria do osso esponjoso e do osso cortical e do implante em si mesmo, comportam também a modelação do manto de cimento utilizado nas interfaces osso-implante.

O implante utilizado é de fixação dita híbrida, isto é, no caso do implante de base da tíbia é utilizado o cimento para a sua fixação às superfícies proximal da tíbia. O implante de base da tíbia possui uma haste monobloco de 50mm e 3 quilhas que não são cimentadas.

Geraram-se malhas de elementos finitos tetraédricos, baseados na geometria tridimensional dos diversos modelos, com e sem implante (figura 5). Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com a dimensão média de 1,8mm para a tíbia em resultado das conclusões do estudo de convergência. No terço mais distal da tíbia foi utilizada uma malha com uma dimensão de elemento maior que no restante modelo, sendo de 2.5mm.

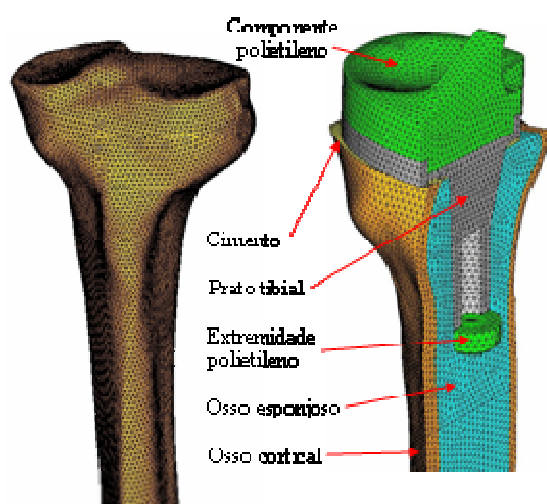


Fig 5 – Malha de elementos finitos tetraédricos da tíbia intacta e com implante na zona proximal.

Estes elementos foram elaborados recorrendo ao gerador automático de malha triangular de superfície, disponível no software utilizado (Altair HyperMesh v6.0, Troy, Michigan, USA). Diversos parâmetros das malhas foram verificados de acordo com o recomendado e foi assegurado que estes elementos se encontravam dentro dos limites especificados pela aplicação. De seguida, procedeu-se à criação da malha sólida com elementos tetraédricos de 4 nós e com seis

graus de liberdade por nó. Após cada geração de malha tridimensional verificaram-se os diversos aspectos relacionados com a geometria dos elementos, observando-se para todas as malhas geradas a ausência de parâmetros fora dos limites especificados pela aplicação. O modelo da tíbia era composto por 222310 elementos e 47543 nós, enquanto o mesmo com a prótese era constituído por 257964 elementos e 57877 nós.

A fim de reproduzir as condições exactas do modelo experimental no modelo numérico, providenciou-se o alinhamento geométrico destes modelos relativamente à base de fixação do modelo experimental. Após este procedimento assinalou-se a correcta posição das rosetas sobre a superfície dos modelos numéricos, assim como a posição da aplicação das forças nos côndilos. Quer o alinhamento geométrico quer as posições das rosetas e carga foram determinados com base na informação das medições realizadas com a máquina de medição de coordenadas.

As condições de fronteira na zona de encastramento da tíbia foram simuladas da forma mais realista possível, de acordo com os modelos experimentais. O encastramento da tíbia foi feito na zona distal no início do maléolo medial.

As propriedades mecânicas utilizadas para o osso cortical e para o osso esponjoso dos modelos compósitos foram iguais às usadas na literatura e sugeridas pelo fabricante [43-45]. Para o caso do implante metálico, os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Para o cimento as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy et al [46]. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos e as propriedades estão resumidas na tabela 2. O osso cortical foi modelado como um material homogêneo, isotrópico, linear elástico, com um módulo de elasticidade de 14200 MPa e um coeficiente de Poisson de 0.3. O osso esponjoso foi igualmente assumido como homogêneo, isotrópico e linear elástico com um módulo de elasticidade de 104 MPa e coeficiente de

Poisson de 0.3. Estas propriedades de rigidez, citadas na bibliografia [17], não influenciam qualitativamente a análise realizada, devido à natureza comparativa do estudo.

Tabela 2 – Propriedades dos materiais utilizados nos modelos numéricos.

	Material	Módulo de elasticidade	
		(GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso esponjoso	Poliuretano	0.104	0.3
	Compósito		0.3
Prato tibial	Titânio	110	0.3
Hastes (todos os tipos)	Titânio	110	0.3
Componente tibial polietileno	Polietileno	0.5	0.3
Ponta distal	Polietileno	0.5	0.3
Componente femoral	Co-Cr	210	0.3
Cimento	Poli-metacrilato-metil	2.28	0.3

As simulações dos diferentes modelos numéricos foram realizadas para duas condições de contacto entre os diferentes componentes, uma primeira supondo que todos os componentes do modelo estão completamente ligados, transmitindo a totalidade dos esforços de compressão, tracção e corte entre si, pelo que estes modelos serão referenciados como modelos colados. Realizou-se uma segunda simulação para cada modelo supondo contacto em atrito entre implante, osso, cimento e polietileno, em que as forças de corte na interface são transmitidas parcialmente e as de tracção não são transmitidas, designando-se estes modelos como modelos em atrito. Os coeficientes de atrito utilizados entre os implantes em titânio ou cromo-cobalto e o cimento foram de $\mu=0,25$ [46-48], entre os implantes e o osso esponjoso ou cortical foi de $\mu=0,3$ [49-52] e no caso da tibia entre o implante e o polietileno $\mu=0,045$ [53]. As interfaces entre o cimento, osso esponjoso e cortical foram consideradas completamente ligadas em todos os modelos. Para a realização destas simulações utilizou-se o algoritmo de contacto nó-superfície disponível na aplicação de análise estrutural e o modelo de atrito utilizado foi de Coulomb. Nestes modelos numéricos considerou-se que todas as superfícies dos diversos componentes estão simplesmente em

contacto, sem existirem zonas de interferência ou afastadas. Esta consideração está longe da realidade dos modelos experimentais, mas não seria viável outro tipo de ponderação.

A aplicação das cargas foi uniformemente distribuída nos cêndilos da tibia intacta, no diâmetro do acessório utilizado no modelo experimental. Para o modelo com implante as cargas foram aplicadas uniformemente distribuídas no implante, na área e na posição, de acordo com as dimensões do adaptador de carregamento utilizado nos modelos experimentais (figura 2). Estes carregamentos efectuaram-se com os mesmos níveis de carga utilizados nos modelos experimentais e com as mesmas direcções de aplicação relativamente ao modelo. Seja carga no cêndilo medial, cêndilo lateral e finalmente uma simulação que não foi possível realizar nos modelos experimentais, que é a carga simultânea nos dois cêndilos para as tibias.

A simulação de duas condições de contacto, para os diversos modelos, teve como objectivo verificar como é que as condições de interface entre os diversos componentes influenciam o estado de deformação no osso cortical e, especialmente, verificar qual das situações se aproxima dos valores recolhidos nos ensaios experimentais nas dez zonas analisadas em cada modelo.

Todas as análises foram realizadas num computador DELL Xeon, a 2,66GHz e 3GB de RAM utilizando a aplicação de análise estrutural (Marc Research Analysis, Palo Alto, CA, USA), tendo todas elas sido realizadas com sucesso.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Selecção de Modelo Numérico

O estudo da convergência de malhas de elementos finitos é um procedimento necessário em simulações numéricas. Assim, numa primeira parte deste trabalho fez-se este tipo de análise e com base nos resultados fez-se a selecção dos modelos numéricos da tibia com e sem implante. Os

resultados destes modelos sob a forma de deformações foram comparados com as extensões medidas experimentalmente. Apresenta-se, de seguida, parte do estudo numérico realizado que nos conduziu à utilização de modelos com um número de graus de liberdade superiores a 125000 e o elemento seleccionado foi o tetraédrico com 6 graus de liberdade por nó.

Neste estudo preliminar foram comparados dois tipos de elementos: tetraédricos de 4 nós; e tetraédricos de 10 nós com 6 graus de liberdade por nó no modelo numérico da tibia intacta.

Inicialmente, calculou-se o deslocamento máximo (U_{max}) do modelo e o deslocamento em 8 nós (U_n), pré-seleccionados por cada aspecto da tibia, bem como a deformação equivalente de Von Mises nos mesmos 8 nós (ϵ_n).

A análise das deformações ou das tensões equivalentes é idêntica, já que o único factor divergente entre os dois resultados é o módulo de elasticidade do material, que no presente caso é constante. Privilegiaram-se as deformações, já que é objectivo deste trabalho prévio ser posteriormente validado com o uso de extensómetros em rosetas para determinar as extensões experimentalmente.

Calculou-se a convergência para os deslocamentos máximos por nó pré-seleccionado, assim como para as deformações equivalentes nos diversos nós por aspecto. Uma malha pode considerar-se suficientemente refinada quando o deslocamento ou as deformações não se alteram significativamente com um subsequente refinamento de malha.

Os deslocamentos máximos dos modelos na tibia situaram-se sempre na mesma região, para todas as dimensões de malhas analisadas, sejam elas de 4 ou de 10 nós. A figura 6 ilustra o modelo numérico da tibia e os nós onde os resultados foram obtidos e comparados.

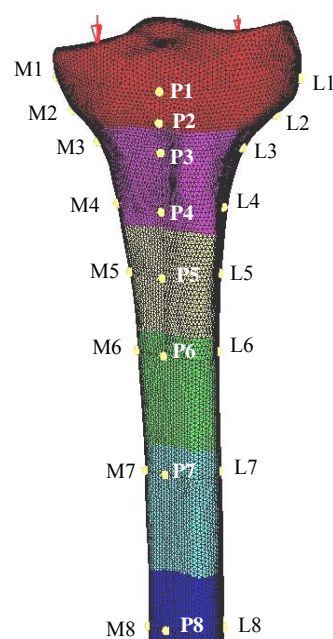


Fig 6 - Os pontos a amarelo indicam os nós onde foram analisados os deslocamentos e as deformações na tibia numérica.

Assume-se que a convergência ocorre para o máximo de refinamento de malha, para cada tipo de elemento T4 e T10. A figura 7 mostra a evolução do valor de deslocamento máximo à medida que se aumenta o refinamento da malha para a tibia. Na tibia, a região de deslocamento máximo encontra-se na zona intercondilar, que está de acordo com o tipo de carregamento realizado.

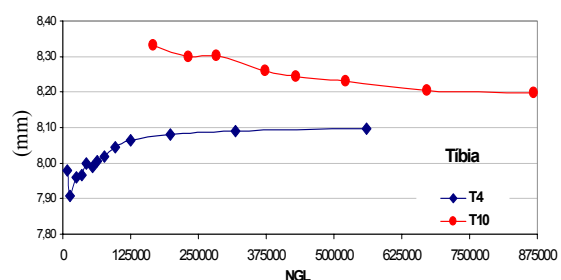


Fig 7 - Deslocamento máximo da zona proximal da tibia em função do número de graus de liberdade e do tipo de elemento.

Com o aumento do número de graus de liberdade, o deslocamento máximo converge para ambos os tipos de elementos, apesar de o valor de convergência não ser aparentemente o mesmo para ambos os elementos. A

diferença de deslocamento máximo para a malha mais refinada entre os 2 elementos foi de 0,099 mm, representando este valor cerca de 1,2% do deslocamento máximo da tibia.

A diminuição do desvio de deslocamento máximo, relativamente ao valor da malha mais refinada para cada tipo de elemento para a tibia é apresentada na figura 8. A convergência do deslocamento máximo é bastante mais rápida nos elementos de 4 nós (T4), enquanto que para os elementos de 10 nós essa convergência surge para um número bastante superior de graus de liberdade. Para a tibia e para os elementos T4, é possível observar-se um desvio inferior a 0,5%, relativo à malha mais refinada, a partir de 125000 graus de liberdade, enquanto para o elemento T10 esse nível de desvio só é possível a partir dos 430000 graus de liberdade.

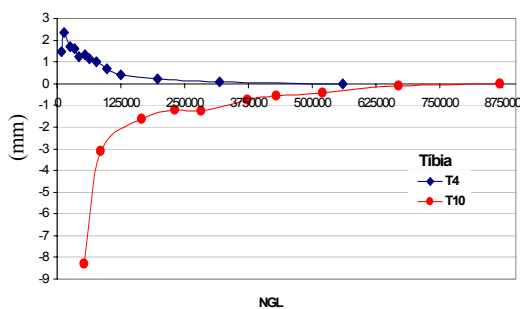


Fig 8 - Desvio do deslocamento máximo da zona proximal da tibia relativamente à malha mais refinada para cada tipo de elemento.

A zona assimpótica das curvas de desvio de deslocamento máximo é atingida a partir dos 125000 graus de liberdade para a tibia nos elementos de 4 nós. A mesma zona, nos elementos de 10 nós, é menos evidente, mas para a tibia poderá considerar-se que esta zona é atingida a partir de 430000 graus de liberdade.

São perfeitamente evidentes as diferenças entre os dois tipos de elementos, gerados automaticamente pela aplicação de elementos finitos. Ao nível do tempo CPU necessário para a resolução do sistema de equações, para cada tipo de elemento, salienta-se que os elementos tetraédricos

de 10 nós (2ª ordem) necessitam de mais tempo para um número idêntico de graus de liberdade do que os tetraédricos de 4 nós (1ª ordem), variando esta diferença em função do número de graus de liberdade e podendo ir de 1,1 a 1,3 vezes mais.

Relativamente aos deslocamentos máximos dos modelos da tibia, verifica-se que os elementos tetraédricos de 4 nós convergem mais rapidamente para a zona assimpótica da curva de deslocamentos do que os elementos de 2ª ordem. Estes últimos só atingem uma zona assimpótica da sua curva de deslocamentos para um número de graus de liberdade 3 vezes superior do que os elementos de 1ª ordem. Verifica-se, ainda, que os elementos de 2ª ordem são mais instáveis em termos de convergência do que os elementos de 1ª ordem, como demonstram a figura 9.

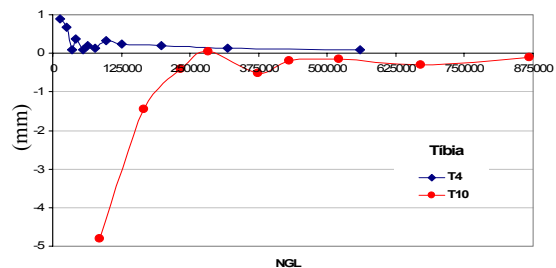


Fig 9 - Desvio do deslocamento máximo da zona proximal da tibia, relativamente ao deslocamento da malha anterior.

Verificando o possível desvio cometido pela opção do elemento tetraédrico de 4 nós, para uma solução teoricamente correcta dos elementos de 10 nós para a sua malha mais refinada, este seria sempre inferior a 2% no caso da tibia para uma opção do modelo com 125000 graus de liberdade.

Relativamente às deformações equivalentes de von Mises, analisadas em várias posições, sempre coincidentes, para todas as malhas geradas nos quatro aspectos, observa-se uma convergência para as zonas assimpóticas das curvas de deformação mais tardia nos elementos de 2ª ordem (T10) do que nos elementos de 1ª ordem (T4), igualmente associados a uma maior instabilidade, principalmente nas

posições de maior variação de geometria. Quando analisado o desvio relativo entre os dois elementos, para o mesmo número de graus de liberdade, constata-se que a diferença máxima ocorre no nó M3 com um valor de aproximadamente 16% para 275000 graus de liberdade, sendo este desvio bastante inferior quando o número de graus de liberdade é da ordem dos 125000, ficando perto de 5% para todos os aspectos.

Mesmo quando analisado o desvio possivelmente cometido pela opção dos elementos de 1ª ordem em detrimento da solução de 2ª ordem, no máximo do seu refinamento, este apresenta-se sempre inferior a 1,5% para 125000 graus de liberdade.

Tendo presentes os resultados já explicitados e observando factores como: o tempo despendido em CPU pelos elementos de 2ª ordem, sempre superior; a necessidade que os mesmos têm de um número maior de graus de liberdade para que possam atingir a zona assimpótica de convergência; a necessidade de utilização destes modelos na resolução de problemas que envolvam contacto e, assim, com necessidade de tempo de CPU bem superior (na ordem das 20 vezes) e o reduzido desvio cometido pela opção dos elementos lineares (T4), relativamente a uma solução hipoteticamente correcta dos elementos de 2ª ordem, leva-nos a optar, para o trabalho de análise da biomecânica da prótese total do joelho, pelos elementos tetraédricos de 4 nós com 6 graus de liberdade por nó.

Calculou-se, para os elementos tetraédricos de 4 nós, o desvio da deformação equivalente relativamente à deformação da malha mais refinada no mesmo tipo de elemento para os três nós dos quatro aspectos medial, lateral, anterior e posterior (figura 10).

Na tibia o desvio relativo da deformação diminui, claramente, a partir do 76000 graus de liberdade para a generalidade das posições dos nós e dos aspectos, tornando-se mais evidente devido à utilização da escala logarítmica para os

graus de liberdade. O comportamento, nos diversos nós e aspectos, é relativamente idêntico, apresentando um comportamento relativamente homogêneo do modelo numérico ao nível das deformações equivalentes. O desvio relativamente à malha mais refinada é da ordem dos 10% para as malhas com um número de graus de liberdade superior a 125000. Verifica-se que determinadas posições nos aspectos lateral e anterior são mais instáveis em termos de convergência. Estes aspectos coincidem com os aspectos de menor valor de deformação.

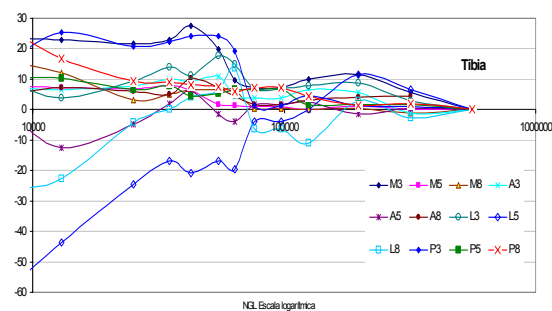


Fig 10 - Desvio da deformação equivalente de von Mises para os elementos T4, relativamente à malha mais refinada nos quatro aspectos da tibia.

No caso da tibia a opção consiste em utilizar modelos com um número de graus de liberdade superiores a 125000 e elemento tetraédrico de 4 nós com 6 graus de liberdades por nó.

5.2 Numérico Versus Experimental

A aplicação de análise estrutural permitiu obter os resultados das deformações principais mínimas, intermédia e máxima que actuam nos nós do modelo numérico. Após a realização das simulações analisaram-se os valores das deformações principais que actuam no nó mais próximo da posição da roseta do modelo experimental, no plano correspondente ao plano da roseta. Observou-se um cuidado especial na verificação das deformações principais nos nós, para que correspondessem perfeitamente às direcções tangentes à superfície do osso cortical e não na sua

perpendicular, já que em algumas posições a deformação máxima ou mínima do modelo numérico corresponde à deformação perpendicular na superfície onde está colada a roseta experimental. Neste caso, este valor não é medido pela roseta no modelo experimental, já que esta só mede a deformação da superfície. Isto significa que nem sempre a deformação mínima ou máxima do modelo numérico corresponde directamente à deformação máxima e mínima calculada a partir dos resultados do modelo experimental.

Os registos das deformações principais nos nós correspondentes à posição das rosetas foram realizados para todas as condições de carga experimentais para a tibia. Foram igualmente registados os valores para uma condição de carga não realizada nos modelos experimentais correspondente à aplicação de carga simultânea no côndilo medial e no côndilo lateral. Foram, também, determinadas as direcções das deformações principais nos nós correspondentes à posição das rosetas dos modelos experimentais no plano das mesmas.

Analisou-se a linearidade das extensões obtidas nos modelos experimentais para os diferentes níveis carga a que os modelos foram sujeitos. As médias dos valores dos cinco carregamentos das extensões principais, na superfície do osso cortical dos modelos experimentais, foram comparadas com os valores obtidos nos modelos numéricos.

Realizaram-se as regressões lineares para determinação da correspondência entre as extensões experimentais e as deformações do modelo numérico. Neste contexto efectuaram-se análises de regressão linear separadamente para as tensões principais de tracção e compressão. As extensões experimentais foram tratadas como variáveis dependentes e as deformações numéricas como variáveis independentes.

Um valor de regressão R^2 perto de 1, juntamente com um valor de intersecção pequeno indica uma boa correlação entre os valores numéricos e experimentais.

Foi também utilizado um indicador adicional para representar todas as diferenças absolutas entre as deformações numéricas e as extensões experimentais. Assim sendo calculou-se a raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre valores numéricos e experimentais (RMSE) e este valor foi também expresso em percentagem da extensão máxima (RMSE %).

Testou-se, igualmente, a significância das diferenças das médias entre os resultados numéricos e experimentais utilizando-se o t-teste para amostras independentes para o qual se considerou uma diferença significativa para $p < 0.05$.

Os desvios padrão observados após os cinco carregamentos para os quatro níveis de forças aplicadas (580N, 870N, 1160N e 1450N) na tibia, para todos os modelos analisados, são inferiores a 5% da média das deformações principais. Este valor é superior para o caso em que as deformações médias são inferiores a 80×10^{-6} m/m. Estes desvios padrão estão de acordo com Heiner et al [33] e Cristifolini et al [32]. A linearidade obtida nos resultados experimentais das extensões principais ε_1 e ε_2 , na tibia para os diferentes níveis de carga, são idênticos quer para os carregamentos no côndilo medial quer para o lateral (figura 11). Os coeficientes de regressão linear foram ligeiramente superiores para as extensões principais de compressão, com coeficientes de regressão linear de $R^2 \geq 0.98$.

Relativamente aos declives entre as regressões lineares das extensões de compressão e tracção verifica-se que estes últimos apresentam cerca de metade do declive das extensões de compressão. Este comportamento poderá estar relacionado com o baixo nível das extensões principais de tracção, que é várias vezes inferior aos valores de compressão. A excepção acontece nas posições onde os valores absolutos das extensões de tracção são superiores aos valores de compressão, onde se observa a situação inversa, isto é, um maior declive nas extensões de tracção relativamente à compressão, como é o caso

da posição L1 na tibia. Assim o declive da regressão linear estará directamente ligado à amplitude das deformações ocorridas nas diversas posições. Devemos, igualmente, ter em conta os contributos, neste fenómeno, da viscoelasticidade e da anisotropia do material dos modelos experimentais.

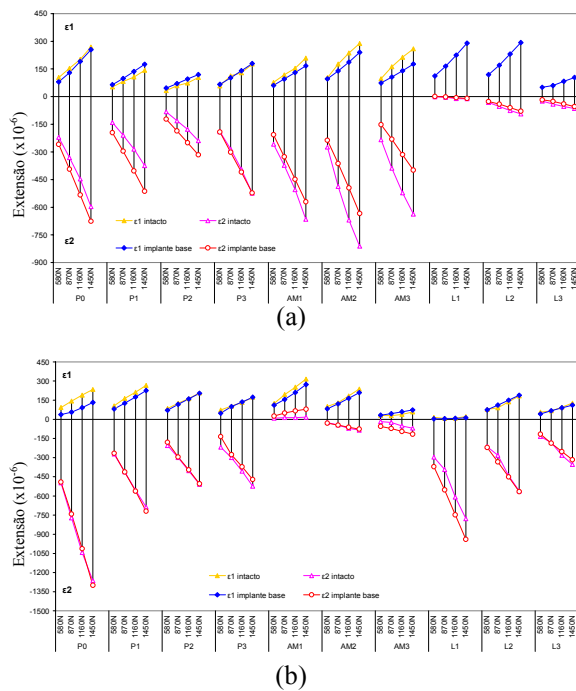


Fig 11 – a) Valor médio das extensões experimentais na tibia com carregamento no côndilo medial e b) valor médio das extensões na tibia com carregamento no côndilo lateral.

A maioria das posições onde foram medidas as extensões principais apresentou diferenças significativas entre a média dos quatro níveis de carregamentos (580N, 870N, 1160N e 1450N) do modelo com implante relativamente ao modelo de tibia intacta. Para a determinação da significância entre os valores da tibia intacta e modelo com implante utilizou-se o teste de significância t-teste para amostras independentes, representando uma diferença significativa os valores de $p < 0.05$ (quanto mais baixo o valor de p maior é a significância da diferença entre as médias). Os resultados obtidos em termos de significância foram idênticos para as tíbias com carregamento medial e lateral.

As posições que revelam menor significância ($p > 0.05$) da média dos valores experimentais para os quatro níveis de carga entre os modelos com implante e o modelo de tibia intacta são as posições mais distais, como mostra a figura 11; principalmente evidente esta menor significância das médias na posição P3 (posterior).

As posições que revelam maior significância ($p < 0.05$) entre o modelo com implante e o modelo da tibia intacta são as posições mais proximais da tibia, sendo a significância, neste caso, quase sempre maior para as extensões principais de compressão (ϵ_2).

Em termos de amplitude das extensões principais, nos quatro níveis de carregamento a que foram sujeitos os modelos, verifica-se que esta é normalmente maior para as extensões principais de compressão relativamente às de tracção. No carregamento no côndilo medial da tibia, para todos os tipos de modelos, os valores de extensões de compressão mais elevados foram registados no aspecto antero-medial (AM) e posterior (P), enquanto no carregamento no côndilo lateral foram os aspectos lateral (L) e posterior (P) os que apresentam valores mais significativos. O aspecto posterior (P) é indiferente à localização do carregamento. A tabela 3 mostra os valores de p de significância das diferenças da média das extensões dos quatro carregamentos medial, para a tibia com implante relativamente à tibia intacta.

As direcções das extensões principais de compressão, nas posições onde estas são predominantes relativamente aos valores das extensões principais de tracção, estão alinhadas preferencialmente com o eixo vertical dos modelos com ou sem implante. Nas posições onde as extensões principais de tracção são predominantes relativamente às de compressão, a direcção destas é predominantemente alinhada com o eixo vertical dos modelos da tibia. Ocorrem algumas excepções para as posições onde as rosetas estão colocadas em zonas com

forte transição geométrica, como é o caso da localização P0.

Tabela 3 – Valores p de significância das diferenças da média das extensões dos quatro carregamentos medial, para a tibia nos modelos com implante relativamente à tibia intacta

Roseta	$\epsilon 1$	$\epsilon 2$
P0	0.006	0.004
P1	0.011	0.006
P2	0.002	0.003
P3	0.291	0.085
AM1	0.01	0.006
AM2	0.02	0.015
AM3	0.01	0.008
L1	0.338	0.014
L2	0.029	0.008
L3	0.007	0.003

A comparação dos valores das extensões principais, obtidos experimentalmente, com os resultados numéricos para a tibia foi realizada para todos os níveis de carregamento. Os comportamentos e desvios encontrados, para todos os níveis de carga, foram idênticos e por esse motivo, a fim de limitar a quantidade de resultados obtidos, serão apenas apresentados os valores para as duas condições de carregamento e com dois níveis de carga. Assim, serão apresentadas as comparações dos modelos experimentais com os modelos numéricos para carregamentos no côndilo medial de 1160N e no côndilo lateral de 870N. É, igualmente, apresentada a comparação para o caso de carga simultânea no côndilo medial e lateral, mais próximo da realidade fisiológica. Neste caso não foi possível realizar experimentalmente este tipo de carregamento, tendo sido os valores experimentais obtidos por sobreposição dos efeitos do carregamento medial com carregamento lateral.

Os resultados experimentais apresentados são a média dos cinco carregamentos realizados, para cada nível de carga, e os respectivos desvios padrão para as extensões principais de compressão e tracção.

Os valores numéricos expostos, que

servem de comparação com os valores experimentais como já descrito, foram determinados para a condição em que o implante é considerado colado e com atrito.

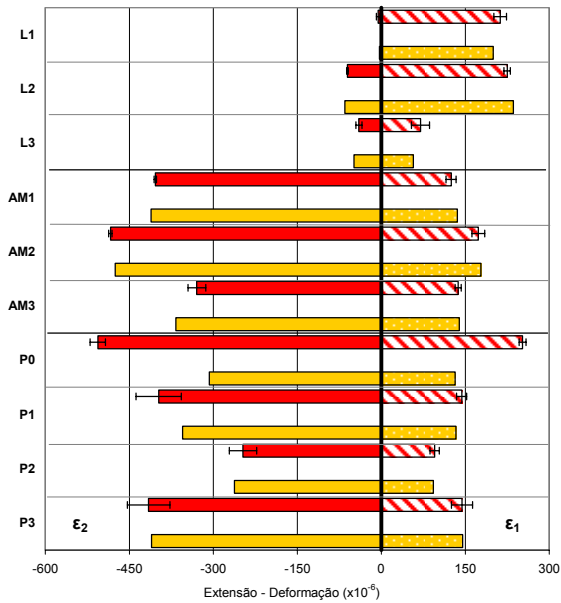
Os resultados numéricos *versus* experimentais são apresentados nas figuras 12 e 13 para os modelos de tibia intacta e tibia com implante. Nos modelos da tibia intacta, para ambos tipos de carregamento, os resultados numéricos aproximaram-se do valores obtidos experimentalmente na maioria das posições medidas, com excepção para a posição P0, onde a diferença entre os valores experimentais e numéricos é cerca de dez vezes o valor do desvio padrão, surgindo esta diferença para as deformações de compressão e tracção. Observaram-se diferenças menos significativas para as posições L2 e L3, no caso de carregamento lateral para as deformações de compressão.

Para o modelo com implante de base, isto é, prato tibial cimentado e haste monobloco de 50mm não cimentada, os valores dos desvios encontrados são idênticos ao do modelo de tibia intacta, sendo as posições com maiores desvios precisamente as mesmas. As diferenças entre os resultados dos modelos numérico colado e numérico em atrito são mais significativas para as posições mais proximais.

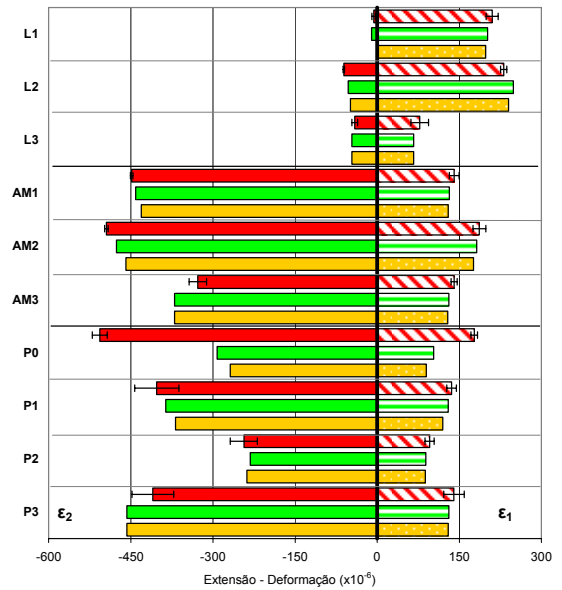
A figura 14 ilustra os resultados considerando a sobreposição dos resultados obtidos para o carregamento no côndilo medial e côndilo lateral. As diferenças dos resultados numéricos entre o modelo colado e o modelo em atrito não são significativas, para as posições medidas para ambos os tipos de deformação principal de tracção ou compressão, apesar de se verificar uma ligeira diferença de valores nas posições mais proximais da tibia.

Embora não tenha sido possível realizar experimentalmente o carregamento simultâneo de ambos os côndilos (medial e lateral) nos modelos analisados, procurou-se verificar até que ponto uma sobreposição de efeitos dos resultados experimentais obtidos individualmente de

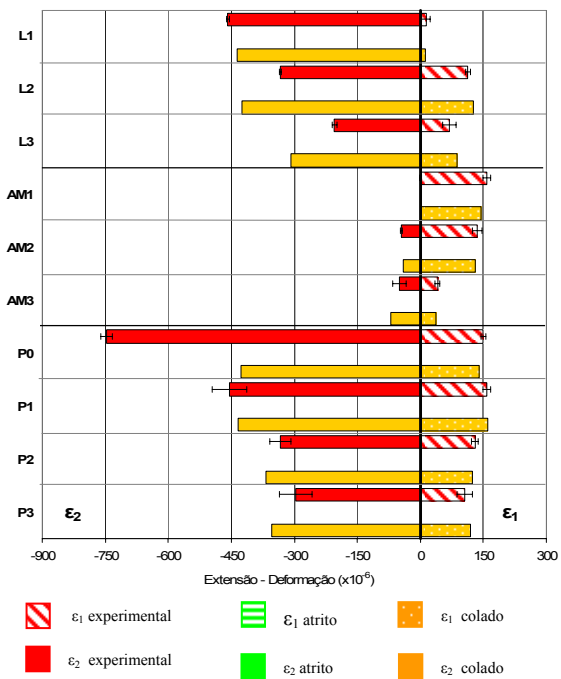
Tíbia intacta c/ carga medial = 1160N



Tíbia implante de base c/carga medial = 1160N



Tíbia intacta c/ carga lateral = 870N



Tíbia intacta c/ carga lateral = 870N

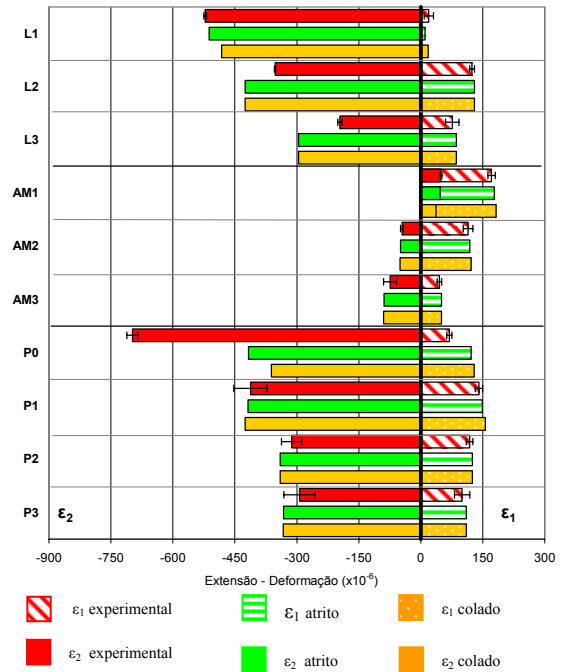


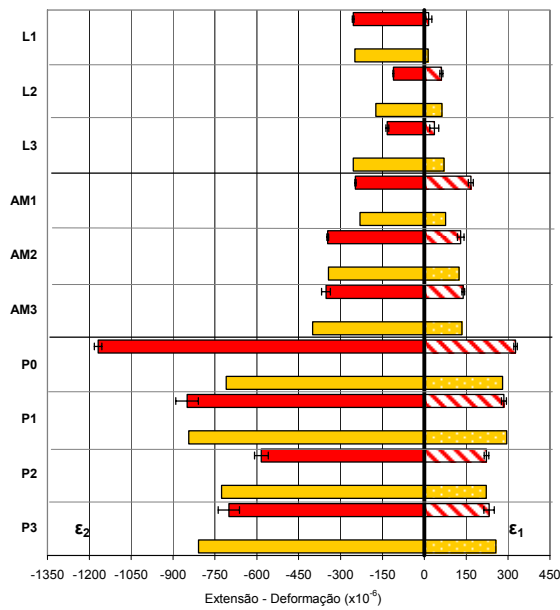
Fig 12 - Extensões principais experimentais e deformações principais dos modelos numéricos da tíbia, para os modelos de tíbia intacta.

Fig 13 - Extensões principais experimentais e deformações principais dos modelos numéricos da tíbia com implante de base.

cada posição descarregamento seria comparável com os valores numéricos obtidos, simulando o carregamento simultâneo em ambos os côndilos (figura 14). O caso de carga analisado nesta situação foi o de carga no côndilo medial de 1160 N e no côndilo lateral de 870 N.

A sobreposição dos efeitos foi efectuada somando os valores das extensões obtidas em cada extensômetro a 45° das rosetas nos valores obtidos no carregamento medial com os valores obtidos com o carregamento lateral. Após a adição das extensões (ϵ_a , ϵ_b e ϵ_c) determinaram-se as extensões principais (ϵ_1 e ϵ_2).

Tibia intacta c/ carga medial = 1160N e lateral = 870N



Tibia implante de base c/ carga medial e lateral

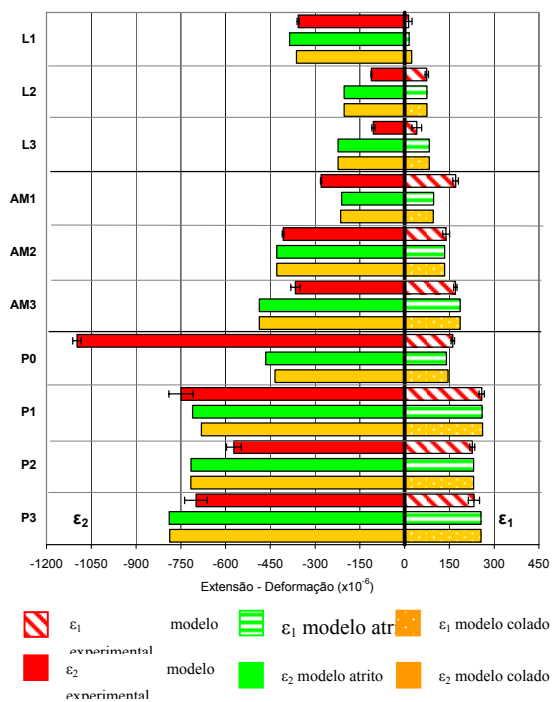


Fig 14 - Extensões principais experimentais e deformações principais dos modelos numéricos na situação de carregamento simultâneo no côndilo medial e lateral da tibia.

Na comparação directa da média dos resultados experimentais (obtidos por sobreposição de efeitos) com os resultados numéricos observa-se uma excelente correspondência para os modelos analisados, apesar de as diferenças obtidas

na generalidade das posições ser superior aos modelos com carregamento individual. Estas diferenças, ligeiramente superiores, poderão ter origem na maior dificuldade em reproduzir, no modelo numérico, a condição fronteira do modelo experimental com carregamento sobreposto medial-lateral. No entanto, as maiores excepções foram registadas nas posições já referenciadas para os modelos com carga individual em cada côndilo, sendo essas posições a P0, L1 e L2. No caso da posição P0 a referida diferença é máxima para os modelos de tibia intacta e tibia com implante de base.

Embora exista, aparentemente para o conjunto de modelos analisados, uma correcta relação entre os resultados experimentais e os resultados numéricos, procedeu-se a uma avaliação quantitativa dessa aparente correspondência.

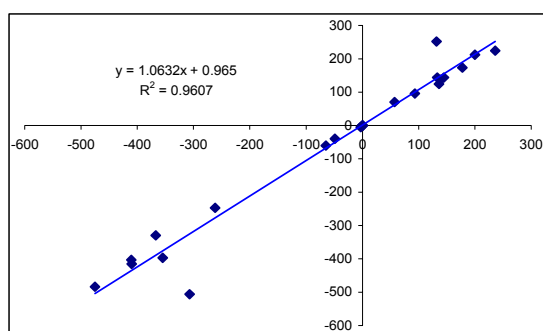
Com o objectivo de avaliar a correspondência geral de cada modelo entre as extensões principais dos modelos experimentais e as deformações principais dos modelos numéricos, realizaram-se regressões lineares como mostram a figura 15 para todas as condições de carga, apesar de as apresentadas serem somente para o caso de carregamento medial. Os declives e a intercepção da regressão, assim como os valores de correlação (R^2), para os casos de carga medial, lateral e carga simultânea, estão apresentados na tabela 4. Foram calculados os erros médios da raiz quadrada do quadrado das diferenças entre valores numéricos e experimentais (RMSE), sendo este valor também expresso em percentagem da extensão máxima do modelo experimental (RMSE %).

Os vários valores obtidos na regressão linear permitem ter uma visão global da relação entre os valores numéricos e os valores experimentais. Assim, para o caso da tibia, verifica-se que os valores de correlação R^2 variam entre os 0.82 e 0.96, sendo estes sempre mais elevados para os modelos numéricos em atrito, com excepção para os modelos intactos em que não existe modelo em atrito. Relativamente ao declive da recta da regressão linear para

Tabela 4 - Valores das regressões lineares realizadas para os modelos da tibia. NR-modelo não realizado

Carga - Modelo		Interface	R ²	Declive	Intercepção (x10 ⁻³ /m/m)	RMSE (x10 ⁻³ /m/m)	RMSE (%)
Medial	Intacto	Colado	0,96	1,06	0,96	21	3,10%
		Atrito	NR	NR	NR	NR	NR
	Implante	Colado	0,95	1,06	0,12	18	3,30%
		Atrito	0,96	1,04	0,16	15	3,10%
Lateral	Intacto	Colado	0,9	1,04	1,54	18	3%
		Atrito	NR	NR	NR	NR	NR
	Implante	Colado	0,89	1,01	-7,66	18	2,50%
		Atrito	0,92	1,01	-4,26	15	2,10%
Medial + Lateral	Intacto	Colado	0,91	1,03	7,69	33	4%
		Atrito	NR	NR	NR	NR	NR
	Implante	Colado	0,82	1,01	-6,8	36	3,50%
		Atrito	0,83	1	-3,4	33	3,20%

Tibia intacta c/ carga medial = 1160N



Tibia implante de base c/ carga medial = 1160N

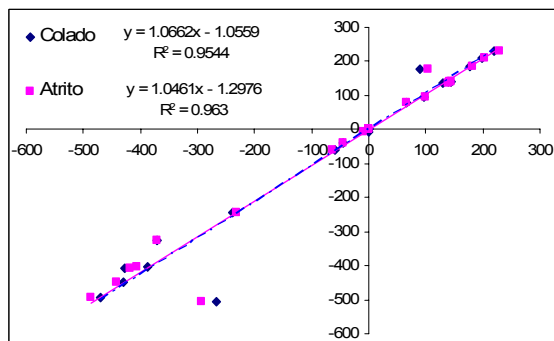


Fig 15 - Curvas de regressão linear para a tibia em carregamento medial entre os valores numéricos e os valores experimentais.

a totalidade dos modelos analisados, regista-se uma variação entre 1 e 1.06, sendo que os valores mais próximos de um surgem normalmente nos modelos em atrito, apesar de a diferença para os modelos colados ser reduzida. Para a variável intercepção da regressão linear existe igual tendência para que os modelos numéricos em atrito e apresentem os valores mais próximos de zero, quando comparados com os valores obtidos nos modelos colados, com excepção dos

modelos intactos.

Em termos do erro médio quadrático (RMSE), expresso em percentagem da extensão experimental principal máxima obtida em cada modelo, observaram-se erros compreendidos entre os 2.1% e os 3.5%. Nos modelos com implante os valores mais baixos foram obtidos para o modelo em atrito e ao nível do erro por tipo de modelo verifica-se que o modelo de tibia intacta é aquele que apresenta valor mais baixo, seguido pelos modelos com implante para qualquer tipo de carregamentos.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objectivo a construção de modelos numéricos e experimentais da tibia proximal. Os resultados experimentais, sob a forma de extensões, são idênticos aos numéricos, sob a forma de deformações. Verificou-se para a generalidade dos modelos da tibia analisados, que os valores de correlação das extensões-deformações principais de compressão são bastante superiores aos valores de correlação das extensões-deformações principais de tracção. Estes resultados parecem ser explicados pelas amplitudes de um e outro tipo de extensão. Como se pode constatar nos modelos analisados, os valores absolutos das extensões principais de tracção são várias vezes inferiores aos valores absolutos obtidos para as extensões de compressão, pelo que estes baixos valores dificultam o estabelecimento de uma correcta correlação. Além desta dificuldade na construção de regressão linear devemos ter em conta os efeitos da viscoelasticidade e da anisotropia do material dos modelos experimentais, situação em que valores tão baixos de extensão podem dificultar a obtenção de uma relação com os valores numéricos, onde estes materiais foram tratados como materiais com um comportamento elástico.

Este trabalho não se limitou a validar as diferentes geometrias dos modelos (intacto ou com implante), mas teve também em conta a validação do conjunto tipo de

modelo e carregamento. Os carregamentos simulados nos modelos numéricos foram aqueles possíveis de reproduzir nos modelos experimentais com os meios disponíveis no laboratório.

À parte alguns desvios localizados, os valores obtidos numérica e experimentalmente correlacionam-se bem para a generalidade dos modelos simulados nas diversas condições de carga.

A associação de valores de declives entre 0.9 e 1.1 e valores de erro médios (RMSE %) inferiores a 10% indicam, de facto, um bom resultado para a validação dos modelos numéricos.

Estes resultados não teriam sido alcançados sem o trabalho realizado ao nível da convergência da malha dos modelos numéricos da tibia, de onde se seleccionaram o tipo de elemento e o número de graus de liberdade que serviram de base aos modelos numéricos, para a comparação com os resultados experimentais atrás descritos. Existem vários estudos de validação numérica e experimental que comparam as extensões obtidas na superfície dos modelos experimentais em material compósito com as deformações obtidas nos modelos numéricos para o fémur na sua zona proximal, normalmente relacionados com a artroplastia da anca [6,7,9,16-20,54-56], mas até ao momento nenhum estudo foi realizado como estudo comparativo com modelos experimentais em material compósito para a zona proximal da tibia com ou sem implantes. Para a zona proximal e distal da tibia existem alguns estudos meramente experimentais, com modelos cadavéricos, onde foram realizadas medições das extensões na superfície do osso cortical [23-26,28]. Assim a ausência de estudos com modelos em material compósito justifica igualmente este trabalho de validação numérica-experimental.

Relativamente aos resultados meramente experimentais confirmou-se que as médias dos quatro carregamentos realizados para o modelo com implante apresentam diferenças estatisticamente

significantes ($p < 0.05$), relativamente ao modelo da tibia intacta como mostra a tabela 3. Este era um dos objectivos deste trabalho, o de saber até que ponto o tipo de geometria do componente utilizado se reflectia no estado de deformação do osso cortical, já que existia no início deste trabalho de validação o receio de que para este tipo de implante e carga os valores das extensões no osso cortical não fossem significativamente diferentes do modelo intacto. Ficou também evidente que a média das extensões principais de compressão é a que apresenta diferenças estatisticamente mais significativas nos diversos modelos relativamente ao modelo intacto, em comparação com as deformações principais de tracção. No caso da tibia, as zonas mais distais foram as que apresentaram menor diferença com significância estatística, já que as posições mais distais estão numa zona onde, para qualquer um dos modelos, a influência do implante é mais reduzida.

Os desvios observados na posição posterior P0, podem encontrar explicação numa combinação de factores tais como a proximidade desta posição relativamente à zona de aplicação da carga, o que pode originar um efeito de bordo que o modelo numérico não é capaz de reproduzir e esta posição está numa zona de forte transição geométrica com forma convexa, o que pode levar a um efeito de concentração de deformação nesta zona. Outros factores, tais como as propriedades do material compósito nesta zona que devido à sua forma convexa pode levar a uma menos eficiente distribuição da fibra de vidro curta na resina durante o processo de fabrico, diminuindo a rigidez nesta zona. Este tipo de fenómeno foi constatado por Anneliese et al [8] no fémur na zona mais proximal coincidente com a zona de forte transição geométrica ao nível do baixo trocânter para os modelos compósitos da 3ª geração.

Tendo em conta os resultados obtidos com este estudo considera-se, para os futuros trabalhos a desenvolver no âmbito do estudo numérico da tibia proximal que as considerações para os modelos

numéricos aqui descritos apresentam um desvio aceitável entre os resultados da simulação numérica e os resultados experimentais.

AGRADECIMENTOS

Agradece-se o financiamento da bolsa de doutoramento do aluno António Completo (SFRH/BD/18717/2004) por parte da Fundação para a Ciência e a Tecnologia. Agradecimentos são também extensivos à empresa Johnson&Johnson (portuguesa) pelo apoio dado a este trabalho, dando gratuitamente as próteses e cedendo o material cirúrgico usado nas artroplastias *in vitro*.

REFERÊNCIAS

- [1] – Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W. and Slooff, T.J.J.H. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop. Scand.* 1972, 43, 301-317
- [2] – Huiskes, R. and Chao, E. Y. S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. *J. Biomechanics*, 1983, 16, 385-409
- [3] – O’Toole R. V., Jaramaz, DiGioia, A. M., Visnic, C. D. and Reid, R. H. Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopaedics. *Comput. Biol. Med.*, 1995, 25, 83-91.
- [4] – Keyak, J. H., Rossi, S. A., Jones, K. A. and Skinner, H. B. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modelling. *J. Biomechanics*, 1998, 31, 125-133
- [5] – Marks, L. Mesh density problems and solutions, 1999, pp. 21-27 (Nafems Limited, Glasgow).
- [6] – Young-Hoo Kim, J.-S. Kim, S.H. Cho. Strain distribution in the proximal human femur. *J. Bone & Joint Surgery*, 2001, 83, 295-301.
- [7] – Cristofolini L., Viceconti M. Comparison of uniaxial and triaxial rosette gages for strain measurement in the femur. *Experimental Mechanics*, 37(3), 350-354.
- [8] – Anneliese D. Heiner, Thomas D. Brown. Structural properties of new design of composite replicate femurs and tibias. *J. Biomechanics* 2001 Vol 34 pp 773-781.
- [9] – Crowninshield, R.D., Pedersen, D.R., Brand, R.A., 1980. A measurement of proximal femur strain with total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering* 102, 230-233
- [10] - V. Waide, L. Cristofolini, J. Stolk, N. Verdonschot, A. Toni: Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs, *Clinical Biomechanics* 2003,18, 523–536
- [11] - Cristofolini, L., McNamara, B.P., Freddi, A., Viceconti, M. In vitro measured strains in the loaded femur: quantification of experimental error. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design* 1997, 32(3), 193–200.
- [12] - Cristofolini, L., Viceconti, M., In vitro stress shielding measurements can be affected by large errors. *Journal of Arthroplasty* 1999a, 14(2), 215–219
- [13] - Cristofolini, L., Viceconti, M. Towards the standardization of in vitro load transfer investigations of hip prostheses. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 1999b, 34(1), 1–15.
- [14] - Cristofolini, L., Viceconti, M. Development and validation of a technique for strain measurement inside polymethyl methacrylate. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design* 2000, 35(1), 21–33.
- [15] - Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35, 499–510.
- [16] - Szivek, J.A., Gealer, R.L., 1991. Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated onelegged stance. *Journal of Applied Biomaterials* 2 (4), 277–280.
- [17] - Grecula, M.J., Morris, R.P., Laughlin, J.C., Buford, W.L., Patterson, R.M. Femoral surface strain in intact composite femurs: a custom computer analysis of the photoelastic coating technique. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 2000, 47, 926–933.
- [18] - Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Firmati, L., Toni, A., Huiskes, R. Strains in a composite hip joint reconstruction obtained through FEA and experiments correspond closely. *Transactions of the 46th*

- Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 2000, O 515.
- [19] - Cristofolini L., Bini S. Toni A. In vitro testing of a novel limb salvage prosthesis for the distal femur. *Clinical Biomechanics* 1998, 13, 608-6-15
- [20] - Martelli S., Taddei F., Varini E., Cristofolini L., Gill H.S., and Viceconti M. Accuracy of subject-specific finite element models of long bones from CT data: Na in-vitro study. II International Conference on Computational Bioengineering, Lisbon, Portugal, 14-16, 2005-09-20
- [21] - Cristofolini L., McNamara B.P., Freddi A. and Viceconti M. In vitro measured strains in the loaded femur: quantification of experimental error. *Journal of strain analysis* 32(3), 193-200
- [22] - Michael D. Ries, MD, Yoshihiro Suzuki, MD, Glen Renowitzky, MS, Jeffrey C. Lotz, PhD, Robert L. Barrack, MD, Robert B. Bourne, MD, and Cecil H. Rorabeck, MD. Effect of Cementless Bowed Stem Distal Surface Contour and Coronal Slot on Femoral Bone Strains and Torsional Stability *The Journal of Arthroplasty* 2003, 18(4).
- [23] - Lanyon, L. E., Hampson, W. G. I., Goodship, E., and Shah, J. S. Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft., *Acta Orthop Scand*, 1975, 46, 256-268.
- [24] - Lanyon, L. E. and Smith, R. N. Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion. *Acta. Orthop. Scand.* 1970 41, 238-248.
- [25] - J.B.Finlay, R.B.Bournet and J.McLeant, A technique for in vitro measurement of principal strains in the human tibia, *J. Biomechanics*, 1982, 15(10) 723-739.
- [26] - Bourne RB, Finlay JB. The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1986, 208:95-99.
- [27] - Burr, D.B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., Simkin, A. In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone*, 1996, 18, 405-410.
- [28] - Little, EG and Finlay, JB., Perspectives of strain measurement techniques. *Strain measurements in biomechanics*, eds. A.W. Miles and K.E. Tanner, Chapman & Hall, London, 1-14 (1992)
- [29] - Tuttle, M.E. and Brinson, H.F. Resistance-foil strain gage technology as applied to composite materials. *Experimental Mechanics*, 1984, 24(1), 54-65.
- [30] - Little, E.G., *Strain gage measurement, Strain measurements in biomechanics*, eds. A.W. Miles and K.E. Tanner, Chapman & Hall, London. 1992, 39-57.
- [31] - Marco Viceconti, Luisella Bellingeri, Luca Cristofolini, Aldo Toni. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs, *Medical Engineering & Physics* 1998, 20, 1-10
- [32] - Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 2000, 33, 279-288
- [33] - Heiner A.D., Brown, T. D., Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias, *Journal Biomechanics* 2001, 34, 773-781
- [34] - Condit MA, Ilario SJ, Kreuzer S, et al : Mechanical validation of a foam tibial model for evaluating fixation of revision tibial components. From 50th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society; March 7-10, 2004; San Francisco, CA
- [35] - Szivek JA, Thomas, M., Benjamim, J.B. Characterisation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials* 1993, 2, 277-280
- [36] - Cordey J., Gautier E., Strain gauges used in the mechanical testing of bones, Part II: "In vitro" and "in vivo" technique, *Injury, Int. J. care Injured* 30 (1999) S-A14-S-A20
- [37] - Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970, 3, 51-61.
- [38] - Harrington IJ. A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng* 1976, 11, 167-72.
- [39] - Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51-61.
- [40] - Harrington IJ. A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng* 1976;11:167-72.
- [41] - Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A. Mechanical validation

of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics* 1996, 29, 525-535.

- [42] - ISB, 2001: International Society of Biomechanics website: <http://www.isbweb.org/>.
- [43] - McNamara, B.P., Cristofolini, L., Toni, A., Taylor, D. Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. *Journal of Biomechanics* 1997, 30, 621-630.
- [44] - Otani, T., Whiteside, L.A., White, S.E., McCarthy, D.S. Effect of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 1993, 8, 67-74.
- [45] - Grecula, M.J., Morris, R.P., Laughlin, J.C., Buford, W.L., Patterson, R.M. Femoral surface strain in intact composite femurs: a custom computer analysis of the photoelastic coating technique. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 2000, 47, 926-933.
- [46] - Murphy BP, Prendergast PJ. Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading. *J Mater Sci* 1999,10, 779-81.
- [47] - Kleemann, R., Heller, M. O. W., Taylor, W. R., Duda, G, N. Femoral strains and cement stresses increase with anteversion and prosthesis offset in THA, *Proceedings of the 13th Conference of European Society of Biomechanics, Poland, 2002, 4, 1, 223.*
- [48] - Mann KA, Bartel DL, Wright TM, Inghraffa AR. Mechanical characteristics of the stem-cement interface. *J Orthop Res* 1991;9:798-808
- [49] - Shirazi-Adl, A., Dammak, M., Paiement, G. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 1993, 27, 167-175.
- [50] - Rancourt, D., Shirazi-Adl, A., Drouin, G., Paiement, G. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research* 1990, 24, 1503-1519.
- [51] - Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M., Cristofolini, L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics* 2000, 33, 1611-1618.
- [52] - Fessler, H., Fricker, D.C. Friction in femoral prosthesis and photoelastic model cone taper joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers part H, Journal of Engineering in Medicine* 1989, 203, 1-14
- [53] - Hashemi A., Shiradazi-adl., Finite element analysis of tibial implants – Effects of fixation design and friction model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2000, 3, 183-201
- [54] - Keyak, J.H., Fourkas, M.G., Meagher, J.M., Skinner, H.B. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering* 1993, 15, 505-509.
- [55] - Lengsfeld, M., Schmitt, J., Alter, P., Leppik, R. Experimental validation of geometry-based and CT-voxel-based FEM-meshing. *Proceedings of the 10th conference of the ESB, Leuven, 1996, 272.*
- [56] Viceconti, M., Bellingeri, L., Cristofolini, L., Toni, A. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering and Physics* 1998, 20, 1-10.