

# AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DO EFEITO DE “STRAIN SHIELDING” NO FÉMUR DISTAL INDUZIDO PELA UTILIZAÇÃO DE HASTES NA REVISÃO DA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

A. Completo<sup>1</sup>, F. Fonseca<sup>2</sup>, J. A. Simões<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

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

## RESUMO

*A utilização de hastes na revisão da artroplastia total do joelho é um procedimento clínico comum quando a qualidade do osso na superfície condilar é de baixa qualidade ou então apresenta defeitos significativos. A haste é usada para aumentar a estabilidade do componente condilar necessária a longevidade da artroplastia. No entanto, a utilização de hastes é referida como causa para o aumento do efeito de stress/strain-shielding no osso, podendo este conduzir a um efeito de reabsorção óssea. Os resultados experimentais obtidos evidenciaram que a utilização de hastes altera o estado de deformação do osso relativamente ao estado fisiológico, sendo estas mais desfavoráveis para o caso da utilização de hastes do tipo press-fit. A utilização de hastes promove o efeito de strain-shielding que potencia o efeito de reabsorção óssea podendo originar a instabilidade do implante a longo prazo. A questão que se coloca é saber até que ponto a eventual reabsorção óssea é suficiente para provocar a instabilidade da haste e consequentemente a mesma da prótese a longo prazo. A fixação biomecânica (ou biológica) conseguida nos primeiros anos da artroplastia pode ser suficiente para evitar os efeitos nefastos da reabsorção óssea.*

## 1. INTRODUÇÃO

As hastes são frequentemente utilizadas em revisões da artroplastia total do joelho, providenciam uma fixação adicional e asseguram um melhor alinhamento dos componentes tibiais e femorais [1-21]. Tal como o número de artroplastias totais primárias está em crescimento, o número de revisões das artroplastias primárias continua igualmente em crescimento [5-11]. Um estudo concluiu que aproximadamente 70% das revisões totais do joelho são satisfatórias a 3,5 anos de acompanhamento [5]. Contudo, até à data os resultados clínicos e as taxas de sucesso das revisões à artroplastia total do joelho não atingiram os

resultados das artroplastias primária [4,22,23]. As razões para tal são múltiplas. Contudo, a reduzida massa óssea e defeitos condilares significativos, em que ambos contribuem para precipitar a falência, juntamente com a forte restrição ligamentar são os principais factores. A restauração da massa óssea de suporte perdida e a estabilidade da articulação são os principais desafios da revisão da artroplastia total do joelho. A experiência mostrou que os componentes da artroplastia total do joelho primária não permitem os objectivos em revisões complexas. Tal é atribuído a perda do osso de suporte, cerca de 5mm do fémur distal, e tibia proximal na cirurgia da artroplastia primária [24]. Contemporaneamente

neamente, sistemas para a revisão da artroplastia total do joelho usam vários métodos para alcançar o suporte e estabilidade requerida na revisão. Existe actualmente o consenso de que o uso de componentes específicos para a cirurgia de revisão é essencial para melhorar os resultados clínicos e as taxas de sucesso [25]. Progressivos defeitos ósseos podem resultar no descolamento dos componentes e sua migração, osteolises, *stress shielding* e/ou infecção. Estes defeitos são muitas vezes subestimados nas radiografias convencionais, e somente intra-operativamente a classificação do defeito é possível [26]. Normalmente estes defeitos são tratados recorrendo ao uso de estruturas de suporte não vivas, tais como aumentos metálicos, ou enxertos ósseos. Sozinhos, nenhuma destas soluções pode providenciar a estabilidade primária e suporte que os componentes de revisão necessitam. Especialmente, as reconstruções com enxertos ósseos necessitam de um período de protecção de carga para prevenir carga prematura excessiva e reabsorção do enxerto [8,27-29]. Os pacientes sujeitos a uma cirurgia de revisão apresentam um maior grau de dificuldade na técnica cirúrgica, com mais trabalho e maior risco comparado com pacientes sujeitos a artroplastia primária. É mais difícil obter um bom alinhamento dos componentes e uma melhor qualidade de fixação devido ao facto dos pacientes sujeitos à revisão apresentarem menos tecido ósseo cortical e esponjoso devido à artroplastia anteriormente realizada, o que se traduz por menos referências ósseas para um correcto alinhamento dos componentes, assim como menor qualidade do osso existente, sendo esta determinante no caso de existir perda óssea ao nível do osso cortical. Estes factores contribuem para resultados inferiores observados na revisão da artroplastia total do joelho quando comparado com os resultados das artroplastias primárias [5,30]. Com o objectivo de aumentar a qualidade e consistência da revisão da artroplastia total do joelho, um grande número de sistemas e componentes têm sido desenvolvidos. Um

dos sistemas mais utilizados comporta hastes modulares que permitem dispor de hastes com diversos diâmetros e comprimentos montáveis sobre componentes tibiais ou femorais. No caso dos componentes tibiais para artroplastia primária, parte dos disponíveis comercialmente apresentam uma pequena haste central monobloco com cerca de 40 a 60mm. Estas não entram no canal intramedular, ficando só na zona da metafise da tibia. Este tipo de prato tibial com haste monobloco permitiu na artroplastia primária do joelho cimentada e não cimentada um incremento da estabilidade da fixação [31], um decréscimo das tensões na interface implante cimento [22] e um aumento da vida do implante [32]. Existe um certo consenso de que as hastes devem ser utilizadas quando existe dano substancial das superfícies condilares da tibia ou fémur, podendo ser utilizadas em conjunto com outros componentes que permitem ajudar a reconstruir a superfície condilar, tais como cunhas ou enxertos [5,7,8]. Pequenos defeitos podem ser tratados com osso granulado, onde ensaios mecânicos indicam uma relativa estabilidade inicial no caso destes serem limitados a um lado condilar [33]. No caso de defeitos mais extensos, parece existir consenso quanto à utilização de hastes para garantir uma boa estabilidade, protegendo os eventuais enxertos ósseos utilizados de falência por fractura, desintegração ou inexistência de ligação [27]. No entanto, o uso de hastes parece estar associado ao fenómeno de *stress shielding*, identificado em alguns estudos por elementos finitos e experimentais de medição de deformações em osso cadavérico [22,34,35]. Junta-se a isto a concentração de tensões na extremidade da haste, que clinicamente se manifesta por sensação de dor [2]. Estas questões e a experiência da artroplastia total da anca levaram a que a maior parte destas hastes sejam fabricadas em ligas de titânio. Contudo, existe pouca evidência clínica para concluir que o fenómeno de *stress shielding* é um modo de falência na revisão da artroplastia do joelho. O que é ainda bastante controverso é o tipo da fixação das

hastes intramedulares nos resultados das artroplastias de revisão [11,19,36]. Estas hastes podem ser cimentadas ou do tipo *press-fit*. Nas hastes cimentadas, a fixação ao osso é assegurada por um manto de cimento entre a haste e o osso; nas hastes longas *press-fit* a fixação é estabelecida através do canal intramedular estando estas em contacto directo com o osso na zona da diáfise. Alguns investigadores mostraram grande estabilidade e micromovimentos de menor amplitude quando as hastes são cimentadas [3,17]. Albrektsson e al [1] mostraram, contudo, que hastes não cimentadas longas permitem uma boa estabilidade e menor amplitude de afundamento através de uma análise experimental por radioesterometria. Jazrawi et al [12], num estudo experimental com uma tibia cadavérica, revelaram que hastes longas não cimentadas providenciam uma estabilidade equivalente a hastes curtas totalmente cimentadas, sem incremento do efeito de *stress shielding* na zona proximal. Vince e Long [37] relatam uma baixa incidência de descolamento quando hastes cimentadas são utilizadas com componentes tíbias de restrição condilar em varus/valgus. Alguns cirurgiões relatam que o uso de hastes não cimentadas *press-fit* não está associado a um rácio elevado de perda do implante por descolamento. O uso de hastes totalmente cimentadas oferece a vantagem teórica de permitir aumentar a área de contacto entre a haste e o osso, e permitem igualmente uma melhor acção antibiótica já que o antibiótico se encontra misturado no cimento, reduzindo a probabilidade de infecção. As hastes cimentadas também oferecem ao cirurgião uma maior liberdade de posicionamento do componente tibial ou femoral na superfície condilar devido a este posicionamento não ser imposto como nos caso das hastes *press-fit* pelo canal intramedular [3-14]. A desvantagem teórica deste tipo de fixação prende-se com um efeito de *stress shielding* supostamente mais extenso, que tem sido apontado como um dos motivos para evitar o uso de hastes totalmente cimentadas [7]. No entanto, a maior objecção para o uso das hastes totalmente cimentadas está na dificuldade

de remoção dos componentes e respectivo cimento no caso de ser necessário realizar um cirurgia de revisão [7]. As hastes longas *press-fit* que se estendem até a zona da diáfise são de mais fácil remoção sem destruição do osso e permitem igualmente um alinhamento mais consistente do componente tibial ou femoral nas direcções antero-posterior e medial-lateral quando comparadas com hastes *press-fit* curtas ou hastes cimentadas [16]. O melhor alinhamento só é conseguido por vezes com recurso a acessórios montados entre a haste e o componente femoral ou tibial, que permitem centrar a haste com a diáfise do osso e a centragem dos componentes com as superfícies proximais do fémur ou tibia. Por vezes, sem a utilização destes acessórios é impossível garantir uma boa centragem dos componentes relativamente às superfícies de apoio, já que o eixo da diáfise está anatomicamente descentrado relativamente às respectivas superfícies condilares.

Devido às inúmeras, aparente, vantagens das hastes de revisão do tipo *press-fit*, o conceito de fixação híbrida na revisão da artroplastia total do joelho tem emergido. Este procedimento consiste em restringir a zona cimentada à superfície condilar e da metafise do osso em contacto com os componentes tibial ou femoral e o uso de hastes longas *press-fit* encaixadas na zona da diáfise do osso [11,30]. Alguns resultados usando esta técnica têm sido favoráveis [11]. Haas et al [11] referem 84% dos casos com bons e excelentes resultados e apenas 8% de insucessos a 42 meses após revisão utilizando a fixação híbrida. No entanto, 20% dos pacientes revelaram dores na extremidade da haste com este tipo de fixação.

Embora as hastes inseridas com cimento tenham sido sujeitas a análises biomecânicas que evidenciam *stress shielding* na zona da metafise, carga transferida para o osso cortical na zona mais distal e melhoramento da estabilidade [35,34,38,39], menos estudos do mesmo tipo foram efectuados para as hastes não cimentadas do tipo *press-fit* [12]. Esta área é clinicamente importante devido ao

descrito anteriormente e o uso de hastes cimentadas tem vindo ser evitada [40]. Isto, essencialmente, devido à dificuldade de retirada do cimento do interior do osso no caso de ser necessária uma revisão e ao efeito de *stress shielding* na zona proximal da tíbia ou distal no caso do fémur, resultando a longo prazo numa possível reabsorção óssea e possível falha de sustentação para o implante. Existem alguns estudos clínicos que relatam resultados satisfatórios com ambos os tipos de fixação das hastes, totalmente cimentadas ou *press-fit* [23,32, 41,42]. O criticismo a estes estudos é dirigido ao pequeno número de pacientes, curtos períodos de acompanhamento, ou inclusão de pacientes com artroplastias primárias complexas. Os autores destes estudos reportaram a presença de linhas de radiolucência adjacentes às hastes, mas não foram capazes de correlacionar essas linhas com resultados radiográficos ou clínicos. Mesmo em alguns estudos experimentais, as conclusões são antagónicas como os exemplos mais evidentes dos artigos de Jazrawi et al [12] e Yoshi et al [43], onde mostram uma certa correlação entre a estabilidade do componente tibial e o comprimento das hastes *press-fit*. Stern et al [17], contudo refutam que o uso de hastes longas aumente a estabilidade do componente tibial.

Os estudos numéricos [18,22,44-52] com base nos elementos finitos permitiram comparar diferentes geometrias de implantes e também hastes. Estes mostraram que as hastes reduzem os níveis de tensão no cimento [46,53]. Lewis et al [48], num modelo axi-simétrico plano, compararam vários comprimentos de hastes e diâmetros, assim como espessuras dos componentes tibiais. Eibeck et al [51] compararam vários comprimentos de haste em próteses do tipo charneira. Um estudo tridimensional de Lewis et al [45] compara várias configurações dos pratos tibiais onde inclui uma solução com haste central sobre a acção de várias configurações de carga. Huiskes [54] e Bartel [55] analisaram de forma mais genérica e vocacionada para artroplastia da anca o efeito do uso de

hastes nos estados de tensão e deformação no osso. Um estudo mais detalhado e dirigido à análise do comprimento das hastes nas tensões da tíbia proximal foi realizado por Askew et al [47], sendo este estudo exclusivamente realizado para uma haste completamente cimentada. Raktomanana et al [56], comparam um prato tibial com haste curta central com outro sem haste mas com pegadas laterais em termos de micromovimentos nas interfaces implante-osso. Estudos mais recentes de Van Lenthe et al [18] analisaram o efeito da utilização de hastes em termos de diâmetro e condições de interface na remodelação óssea da zona distal do fémur. Nyman et al [57] analisam os efeitos em termos de remodelação óssea da utilização de parafusos nas extremidades de hastes longas *press-fit*. Estes estudos numéricos apesar de bastante úteis para a compreensão do fenómeno de transferência de carga com a utilização das hastes tornam difícil a comparação dos resultados entre si, já que comparam diferentes tipos componentes tibiais ou femorais, hastes de diferentes formas e comprimentos, diferentes propriedades mecânicas do osso e componentes, diferentes condições de interface entre os diferentes componentes e osso e condições de carga diferentes. Nenhum dos estudos numéricos referenciados compara uma mesma geometria de componente tibial ou femoral e o mesmo posicionamento deste na superfície articular com hastes cimentadas e hastes longas *press-fit*. Tal como já acontecia no caso dos já referenciados estudos de base clínica e experimental, é difícil mesmo com estes estudos numéricos, obter resultados conclusivos sobre o efeito da utilização das hastes cimentadas e longas *press-fit* na revisão da artroplastia total do joelho.

A maioria dos estudos clínicos, experimentais (*in vitro* ou cadáver) e numéricos foram realizados para o estudo do componente tibial sendo este facto justificado pela maior taxa de perda deste relativamente ao componente femoral.

Poucos estudos têm sido vocacionados para a análise do fémur, especialmente

aquando da utilização de hastes na revisão da artroplastia total do joelho. Alguns estudos de base numérica realizados por van Loon et al [58], Tissakht et al [59] e van Lenthe et al [18,60] avaliaram os efeitos de *stress shielding* no fêmur distal e tentaram correlacionar com a reabsorção óssea evidenciada em alguns estudos clínicos. Sabemos que os resultados dos modelos numéricos estão bastante dependentes das diferentes condições consideradas durante a construção destes tais como: geometria, propriedades dos materiais, condições de interface entre os diferentes componentes assim como as condições de fronteira aplicadas aos modelos. Nenhum dos estudos numéricos referenciados foi validado ou comparado com modelos experimentais *in vitro* ou *in vivo*.

Tendo em conta o descrito, o objectivo fundamental deste estudo consistiu de forma experimental *in vitro* avaliar o efeito de *stress shielding* no fêmur aquando da utilização de diferentes tipos de hastes (cimentada e *press-fit*) com o mesmo tipo de componente femoral e o mesmo posicionamento relativo entre este e o fêmur.

*Ao conhecimento dos autores nenhum estudo publicado procede a uma avaliação experimental do efeito de stress shielding no fêmur aquando da utilização de diferentes tipos de haste na revisão da artroplastia total do joelho, o que valida a pertinência da publicação deste estudo.*

A avaliação do efeito de *stress shielding* no fêmur foi realizada medindo a extensões na superfície de modelos experimentais utilizados.

Existe um 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 fêmur proximal [61-69], 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 [70-73],

para estudo das alterações de carga pela introdução de próteses do joelho e durante actividades fisiológicas.

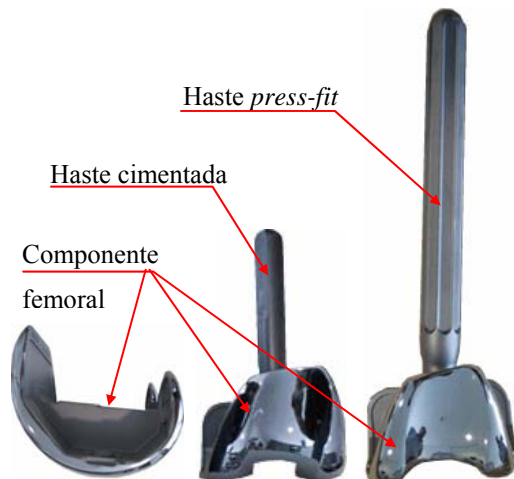
Pode observar-se numa revisão às aplicações das várias formas de medição das extensões em biomecânica em Little et al [74] que o uso de extensómetros é o método mais comum utilizado nas investigações de biomecânica, abrangendo mais de 90% dos trabalhos experimentais realizados. A principal vantagem deste processo é a sua relativa simplicidade de aplicação, embora sejam necessários alguns cuidados para minimizar erros.

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 [69], 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 trabalho comparativo foi realizado para o caso do fêmur na situação de intacto (sem componente femoral), com componente femoral, com haste cimentada e com haste *press-fit* (figura 1) e baseou-se, essencialmente, na medição experimental das extensões obtidas nas superfícies distal do fêmur, para diversas configurações de carga, comparando depois estes resultados com o modelo do fêmur intacto de forma a quantificar as diferenças na extensões na diferentes posições onde estas foram medidas, avaliando o efeito de *strain shielding*. Para este trabalho, a opção recaiu na utilização de rosetas tri-axiais. Ainda,

como o objectivo predominante deste trabalho consistiu na comparação dos resultados dos ensaios *in vitro*, 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.



**Fig 1** – Imagens do componente femoral e hastes cimentada e *press-fit* utilizadas no estudo.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados, neste trabalho, quatro fêmures em material compósito (modelo 3306 esquerdos, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA, fabricados em fibra de vidro curta, reforçados com resina de epóxico e espuma de poliuretano). Estudos prévios [75-77] mostraram que o uso destes tipos de modelos permite apresentar uma distribuição de extensões idênticas às ocorridas segundo cargas de flexão, torção e compressão no fêmur humano e, segundo Heiner et al [76], a repetição dos resultados entre testes, no mesmo modelo, é 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 estes têm sido largamente utilizados em estudos experimentais de biomecânica.

No caso dos modelos com implante, três fêmures, foram utilizados os implantes do

modelo P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana). Na tabela 1 é apresentado o material implantado em cada um dos modelos do fêmur, assim como o tipo de cimento utilizado.

Em todos os modelos, antes da execução das cirurgias *in-vitro* para a colocação dos implantes tibiais e femorais, foram marcados com um sistema de eixos nas superfícies do fêmur distal para permitir um correcto alinhamento e posicionamento das rosetas. Os fêmures foram preparados 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 [78] 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.

**Tabela 1** – Dimensões e especificações dos componentes utilizados.

Modelo	Componente de base P.F.C. Σ Knee System	Haste	Cimento
Implante de base	Componente femoral Tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	Sem haste	CMW 1
	Componente femoral Tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	Ø18mm L=175mm 7° Ti-6AL-4V	CMW 1
Haste cimentada	Componente femoral Tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	Ø15mm L=90mm 7° Ti-6AL-4V	CMW 1

As rosetas foram coladas a 2 níveis, respectivamente a 84mm e 135mm da superfície condilar mais distal nos aspectos anterior (A2 e A3) e posterior (P2 e P3) e nos aspectos medial e lateral colocaram-se

a 3 níveis, respectivamente 60mm, 84mm e 135mm da superfície condilar, como mostra a figura 2.

Procurou-se alinhar o extensómetro intermédio da roseta  $\epsilon_b$  com as verticais do fémur (figura 2). Antes das medições, para todas as rosetas, foram verificadas a continuidade eléctrica e a resistência interna (120 $\Omega$ ), como recomendado pelo fornecedor.

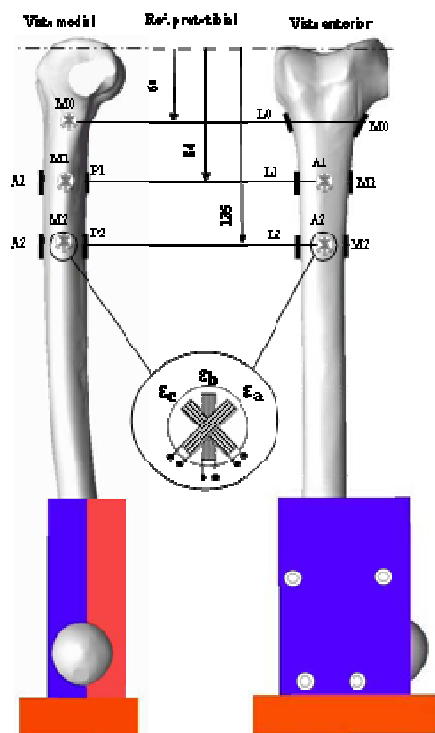


Fig 2 – Posição e orientação das rosetas tri-axiais no fémur.

Todas as rosetas foram ligadas a um sistema de aquisição de dados Spider 8 da HBM (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.

O processo cirúrgico (figura 3) para colocação do componente femoral e respectivas hastes 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 dos implantes. Após a colocação dos

implantes foram realizadas radiografias (figura 3) e TAC's aos modelos para confirmar o seu correcto posicionamento.

Na figura 4 é representada esquematicamente o posicionamento da extremidade de cada modelo com haste cimentada e *press-fit* relativamente ao osso esponjoso e osso cortical.



Fig 3 – Processo cirúrgico no fémur *in-vitro*.

A fixação dos fémures realizou-se através de um sistema mecânico para a zona proximal do trocanter, em que o eixo do fémur se posiciona perpendicularmente (figura 5) à base do sistema de fixação.

Para permitir a aplicação das cargas nos cêndilos medial e lateral dos fémures intacto e com implantes aplicaram-se, aproximadamente nos seus centros, adaptadores com a forma convexa dos cêndilos do fémur intacto ou do componente femoral do lado inferior e um apoio para uma esfera de carregamento do lado superior. Este adaptador foi colado a



cada cômulo do implante femoral com adesivo epóxico (figura 5).

Durante as actividades normais, o fémur está sujeito 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 tíbia proximal e do fémur distal, o esforço mais importante observado nesta articulação é o de compressão entre a

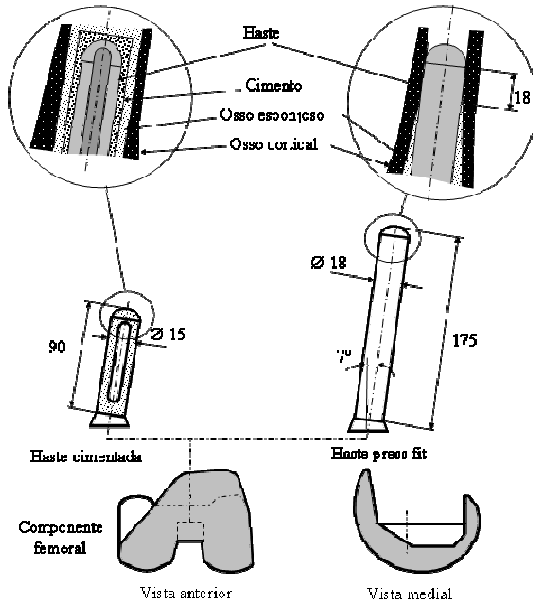


Fig 4 – Representação esquemática da interface osso haste na zona da extremidade.

tíbia e o fémur. A direcção das cargas aplicadas nos cômulos medial e lateral foi a do eixo anatómico do fémur (figura 6).

Os sistemas de fixação da extremidade proximal do fémur foram montado, 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 na zona distal do fémur, como mostra a figura 6. Esta máquina está ligada a um computador 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 ensaio, 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 6.

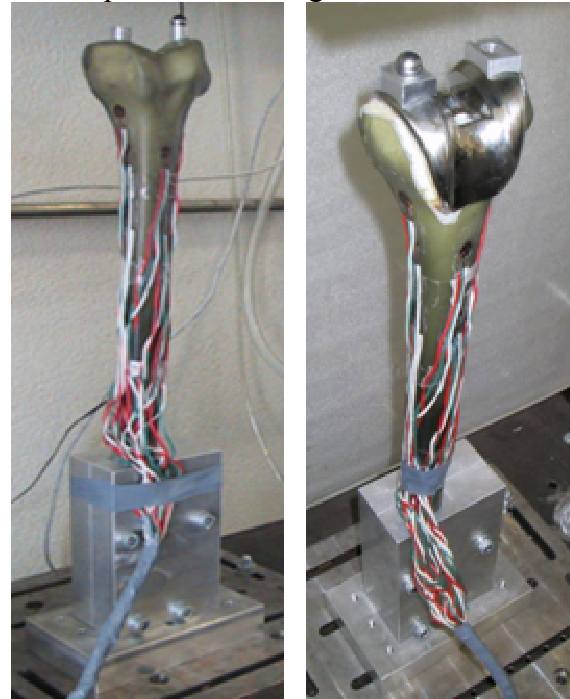


Figura 5 - Sistemas de fixação mecânica do fémur intacto (esquerda) e com implante (direita) na zona proximal.

### 3. PROCEDIMENTO DO ENSAIO EXPERIMENTAL

Os modelos sujeitos à cirurgia *in vitro* para a colocação dos implantes foram todos sujeitos ao mesmo tipo de carregamento na situação de modelo intacto, antes da colocação dos implantes. Este procedimento permitiu o registo das extensões no mesmo modelo no estado de intacto e após colocação dos implantes.

Foram observados cuidados especiais durante o processo cirúrgico de forma a garantir um posicionamento idêntico do componente femoral em todos os modelos, assim com evitar o dano das rosetas triaxiais já coladas nos modelos, verificando-se a continuidade eléctrica e a resistência interna, após cirurgia.

Os fémures instrumentados com rosetas foram montados sobre a máquina de ensaios



e posicionados como anteriormente descrito.

O tipo de carga utilizado para o fêmur é representativo de um joelho em total extensão, na fase de apoio do pé, a 45% de um ciclo de caminhada normal de uma pessoa de aproximadamente 70 kg, onde as

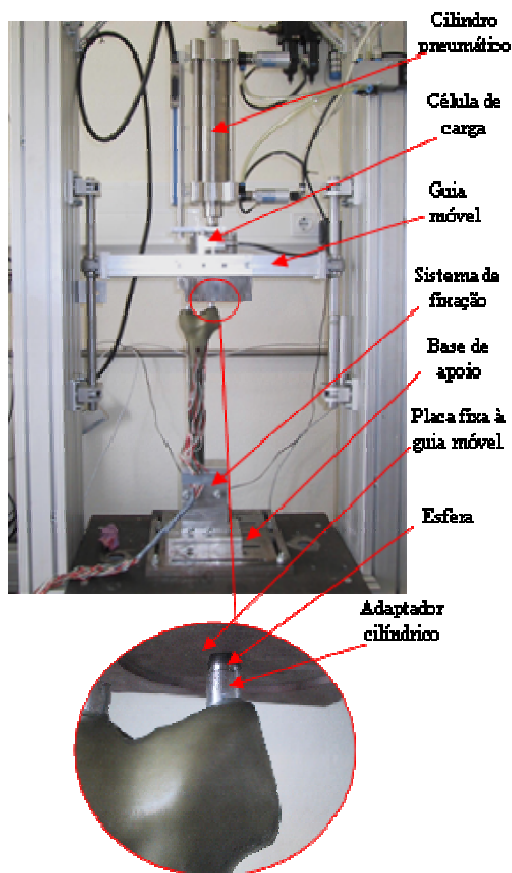


Fig 6 – Dispositivo experimental usado para o carregamento dos fêmures.

forças registadas na interface tíbia-fêmursão cerca de 3 vezes o peso do corpo [79,80]. Esta carga de 2,1 kN é distribuída entre os dois côndilos medial e lateral do fêmur de modo não uniforme. A carga no côndilo medial representa 60% da carga total e o côndilo lateral recebe os restantes 40% [79].

Para cada tipo de modelo (intacto, componente femoral e hastes) foram realizados carregamentos independentes sobre os côndilos mediais e, posteriormente, sobre os côndilos laterais. Os carregamentos foram realizados a 0° com o eixo anatómico do fêmur. 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 [79] e Harrington [80], em função da actividade desenvolvida.

Para cada nível de força aplicada a cada côndilo o carregamento foi feito de acordo com a sequência apresentada na tabela 2.

Tabela 2 – Sequência de carregamento e descarregamento dos modelos experimentais.

Período	Descrição	Tempo
A	Condicionamento 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 [81].

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° ( $\epsilon_a$ ,  $\epsilon_b$  e  $\epsilon_c$ ) de cada roseta de extensómetros, foram calculados os valores das extensões principais de acordo com as seguintes expressões:

$$E1 = 0,5.(\epsilon a + \epsilon c) + 0,5.\sqrt{(\epsilon a - \epsilon c)^2 + (2x\epsilon b - \epsilon c - \epsilon a)^2}$$

e

$$E2 = 0,5 - (\varepsilon a + \varepsilon c) - 0,5 \cdot \sqrt{(\varepsilon a - \varepsilon c)^2 + (2x\varepsilon b - \varepsilon c - \varepsilon a)^2}$$

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, côneo, carga e modelo. Determinou-se os valores de significância (p) entre as médias do modelos com implante relativamente ao modelo intacto. Devido ao facto de os carregamentos terem sido realizados independentemente no côneo medial e posteriormente no côneo lateral, utilizou-se o princípio da sobreposição de efeitos para simular o estado de deformação do fémur sob condições fisiológicas com aplicação simultânea de carga nos côneos medial e lateral (60%-40%). Determinaram-se os desvios quadráticos médios (RMSE) entre as deformações dos modelos com implante e o intacto.

#### 4. RESULTADOS

Os desvios padrão observados após os cinco carregamentos para os quatro níveis de forças aplicadas (580N, 870N, 1160N e 1450N) na tíbia e no fémur, 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  $80 \times 10^{-6}$  m/m. Estes desvios padrão estão de acordo com Heiner et al [76] e Cristifolini et al [75]. Os coeficientes de regressão linear entre os valores das deformações principais mínimas e máximas e os diferentes níveis de carga aplicados evidenciaram que as correlações mais elevadas são obtidas para as deformações principais mínimas sendo  $R^2 \geq 0.92$ , ocorrendo a excepção para os casos em que a deformação média dos diferentes níveis de carregamentos foi inferior a  $-40 \times 10^{-6}$  m/m. No caso da deformações principais máximas o valor de correlação foi sempre superior a  $R^2 \geq 0.88$ , ocorrendo igualmente a excepção para casos em que a média das

deformações foi inferior a  $40 \times 10^{-6}$  m/m. Estes valores de correlação oferecem uma boa indicação sobre a resposta linear dos modelos para os níveis de carga aplicados assim como uma validação da sequência de carregamento adoptada.

Uma análise à média e desvio padrão nos diferentes níveis de carga e tipo de carregamento (medial e lateral) entre os 4 modelos intactos (três antes de efectuar a cirurgia *in vitro*) evidenciaram um desvio padrão relativo à média inferior de 11%. No entanto, para valores de deformação inferiores a  $40 \times 10^{-6}$  m/m os desvios relativos foram superiores. Tendo em conta este desvio relativo e que o efeito de *stress shielding* foi analisado para as cargas médias aplicadas (870N e 1160N), o valor de comparação do fémur intacto comum a todos os modelos com implante foi o valor médio dos quatro modelos do fémur intacto analisados. Na figura 7 e 8 encontram-se os resultados médios obtidos para as diferentes posições das rosetas e nível de carga para o carregamento no côneo medial e lateral.

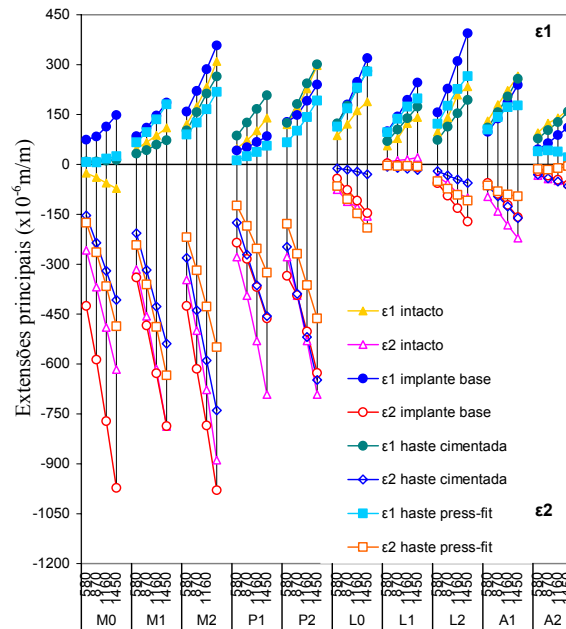


Fig 7 - Valor médio das extensões experimentais no fémur com carregamento no côneo medial.

Procedeu-se a uma avaliação da significância estatística das diferenças das médias dos quatro níveis (580N, 870N,

1160N e 1450N) de carregamento nas diferentes posições das rosetas entre os modelos com implantes e o modelo do fêmur intacto. Os valores  $p$  da tabela 3 representam a probabilidade de as médias das duas amostras comparadas pertencerem à mesma população para o caso do carregamento medial. Para isso 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).

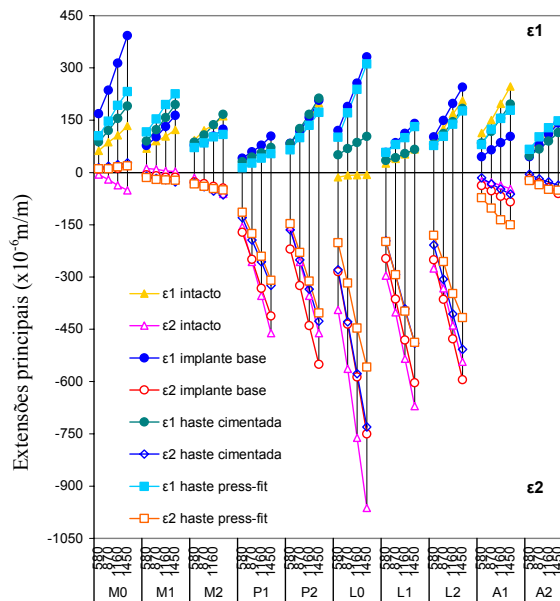


Fig 8 - Valor médio das extensões no fêmur com carregamento no côndilo lateral.

Tabela 3 - Valores  $p$  de significância das diferenças da média das extensões dos quatro carregamentos medial, para o fêmur nos modelos com implante relativamente ao fêmur intacto.

Roseta	M0	M1	M2	P1	P2	L0	L1	L2	A1	A2
ε1	Implante base	0,005	0,003	0,001	0,030	<b>0,071</b>	0,016	0,005	0,009	0,001
	Press-fit	0,011	0,015	0,010	0,010	0,003	0,012	0,001	0,003	0,017
	Cimentada	0,006	0,007	0,018	0,001	0,024	0,006	0,008	0,007	0,006
ε2	Implante base	0,004	0,044	0,001	0,024	<b>0,370</b>	0,012	0,024	0,015	<b>0,141</b>
	Press-fit	0,001	0,004	0,008	0,007	0,006	<b>0,231</b>	0,004	0,015	0,008
	Cimentada	0,003	0,006	0,01	0,008	0,041	0,002	0,006	0,009	0,002

O efeito de *stress shielding* ou neste caso de *strain shielding*, foi avaliado a partir das diferenças entre os valores das deformações principais nas diferentes posições nos

modelos com implante relativamente ao modelo intacto para dois níveis de carga. Assim foram directamente comparados os valores das deformações principais para a carga de 870N com carregamento lateral e 1160N com carregamento medial. A escolha destes valores teve como objectivo avaliar o efeito de *strain shielding* para as cargas fisiológicas (3 vezes o peso do corpo) sobre o joelho na repartição de 40-60% entre o côndilo lateral e medial.

Nas figuras 9 e 10 encontram-se os valores obtidos no modelo intacto e nos modelos com implante de forma a ter uma melhor percepção dos desvios das deformações principais dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto.

No sentido de avaliar qual dos modelos com implante mais se afasta dos valores das deformações principais do modelo intacto, foram calculados os desvios quadráticos médios (RMSE) das deformações entre o modelo com implante e o intacto para todas as posições analisadas. Estes foram calculados para cada tipo de carga aplicada,

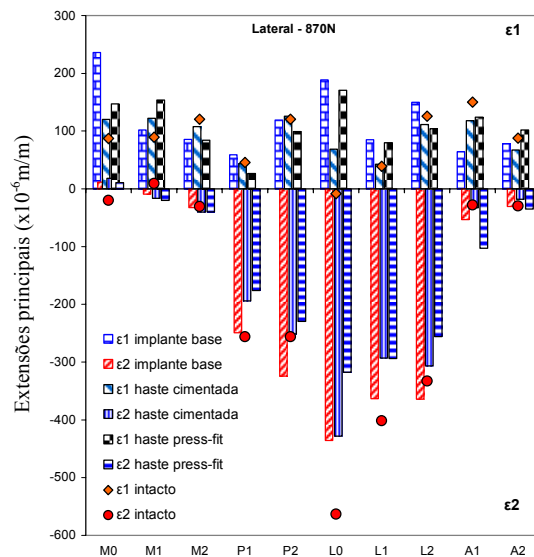
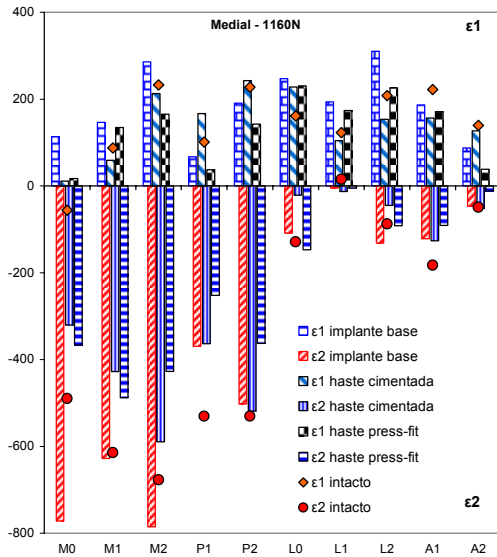


Fig 9 – Valores de deformações principais para os modelos intacto e com implantes para carregamento no côndilo lateral de 870N.

Extensões principais (x 10<sup>-6</sup> m/m)



**Fig 10** – Valores de deformações principais para os modelos intacto e com implantes para carregamento no côndilo medial de 1160N. modelo, lado (medial, lateral, anterior e posterior) e deformação principal, assim como o desvio quadrático médio de todos os tipos de deformações e posições (RMSE total  $\epsilon_1$ \_ $\epsilon_2$ ).

Pelo motivo de o dispositivo de ensaios utilizado não permitir realizar de forma simultânea o carregamento sobre o côndilo medial e lateral com cargas diferentes procedeu-se a aplicação do princípio da sobreposição de efeitos somando as deformações de cada extensómetro da roseta tri-axial obtidas no caso de carga lateral com 870N e medial com 1160N. Esta sobreposição permite avaliar os valores das deformações principais na situação de repartição de carga fisiológica (40% lateral e 60% medial) já descrita.

Na figura 11 encontram-se os resultados da sobreposição de efeitos dos modelos com implante e intacto para as diferentes posições analisadas. Tal como para os casos anteriores de cargas independentes no côndilo medial e lateral avaliou-se o RMSE para esta situação de carga (tabela 6) que não

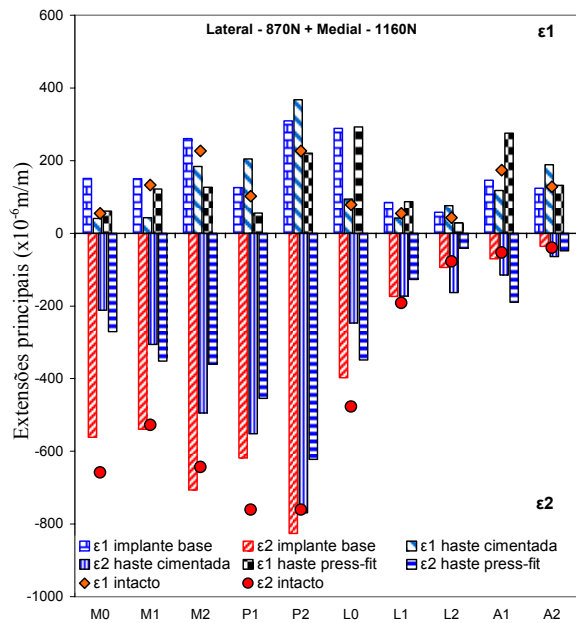
**Tabela 4** – Valores dos desvio quadrático médio para o carregamento lateral entre os modelos de implante e intacto

RMSE ( $\times 10^{-6}$ )m/m	Implante base		Press-fit		Cimentada	
	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$

<b>Medial</b>	<b>89</b>	21	55	25	28	27
<b>Posterior</b>	9	49	<b>20</b>	<b>60</b>	4	44
<b>Lateral</b>	<b>118</b>	79	107	<b>161</b>	46	101
<b>Anterior</b>	61	18	21	<b>53</b>	27	9
<b>Total</b>	<b>85</b>	<b>50</b>	<b>67</b>	<b>96</b>	<b>32</b>	<b>61</b>
<b>Total (<math>\epsilon_1</math>_<math>\epsilon_2</math>)</b>	70		<b>83</b>		48	

**Tabela 5** – Valores dos desvios quadráticos médios para o carregamento medial entre os modelos de implante e intacto

RMSE ( $\times 10^{-6}$ )m/m	Implante base		Press-fit		Cimentada	
	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$
<b>Medial</b>	<b>108</b>	174	64	<b>177</b>	44	154
<b>Posterior</b>	35	116	<b>75</b>	<b>229</b>	48	118
<b>Lateral</b>	<b>87</b>	30	51	16	51	<b>69</b>
<b>Anterior</b>	44	43	<b>80</b>	<b>70</b>	47	40
<b>Total</b>	<b>80</b>	<b>111</b>	<b>66</b>	<b>145</b>	<b>47</b>	<b>108</b>
<b>Total (<math>\epsilon_1</math>_<math>\epsilon_2</math>)</b>	97		<b>113</b>		83	



**Fig 11** – Valores de deformações principais para os modelos intacto e com implantes aplicando o princípio da sobreposição de efeitos.

**Tabela 6** – Valores dos desvios quadráticos médios para o caso de sobreposição de efeitos entre os modelos com implante e intacto.

RMSE ( $\times 10^{-6}$ )m/m	Implante base		Press-fit		Cimentada	
	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$	$\epsilon_1$	$\epsilon_2$
<b>Medial</b>	<b>60</b>	67	58	295	58	<b>300</b>
<b>Posterior</b>	61	111	33	<b>238</b>	<b>123</b>	148
<b>Lateral</b>	123	48	<b>125</b>	86	23	<b>142</b>

<b>Anterior</b>	19	13	72	97	58	47
<b>Total</b>	<b>80</b>	<b>67</b>	<b>84</b>	<b>204</b>	<b>70</b>	<b>195</b>
<b>Total (ε1-ε2)</b>	74		156		146	

não foi possível realizar experimentalmente. Avaliou-se os desvios por lado do fémur (assim como por tipo de deformação e globalmente por tipo de haste tendo em conta os desvios de ambos os tipos de deformações principais).

Na tabela 7 estão indicadas as médias de todas as deformações principais dos modelos analisados assim como o sentido da variação da média dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto de forma a facilitar a análise do comportamento dos modelos. Embora estes resultados devam ser analisados tendo em conta os desvios RMSE descritos anteriormente.

**Tabela 7** – Média das deformações principais para todas as posições e o sentido da variação da média dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto.

Caso de carga (x10 <sup>-6</sup> m/m)	Intacto		Implante base		Press-fit		Cimentada	
	ε1	ε2	ε1	ε2	ε1	ε2	ε1	ε2
<b>Lateral</b>	86	-191	117	-185	109	-146	93	-156
<b>Variação / intacto</b>			+	-	+	-	+	-
<b>Medial</b>	145	-327	183	-347	134	-224	146	-248
<b>Variação / intacto</b>			+	+	-	-	+	-
<b>Sobreposição (Lateral + Medial)</b>	122	-419	170	-402	140	-281	136	-309
<b>Variação / intacto</b>			+	-	+	-	+	-

## 5. DISCUSSÃO

Os resultados obtidos revelam uma boa repetibilidade dos modelos com e sem implante onde após os cinco carregamentos para cada nível de carga, os desvios padrão relativos das deformações principais foram inferiores a 5%. Os quatro modelos de fémur intacto (três antes da cirurgia *in-vitro* para colocação do implante) evidenciaram entre si desvios padrão relativos em cada roseta inferior a 11%. Este valor indica uma

boa capacidade de reprodutibilidade do método de ensaio para os quatro fémures intactos assim como uma boa precisão do posicionamento das rosetas triaxiais nos diferentes modelos. Os posicionamentos entre os diferentes fémures intactos aumentaria por si só os desvios, assim o desvio relativo de 11% comporta o desvio inerente ao posicionamento das rosetas na superfície dos modelos bem como a capacidade de reprodutibilidade do método de ensaio experimental.

Os modelos revelaram igualmente uma boa correlação entre os valores médios das deformações principais e a carga aplicada (quatro níveis) com valores de correlação  $R^2 > 0.88$  para as deformações principais máximas e  $R^2 > 0.92$  para as deformações principais mínimas (ε2). A menor correlação para as deformações principais máximas (ε1) poderá ter uma eventual explicação nos menores valores absolutos obtidos neste tipo de deformação, pois as deformações principais mínimas (ε2) são as de maior grandeza justificada pela grande parte da superfície dos modelos estarem sujeitos as esforços de compressão. Igualmente poderá ter resposta no material composto dos modelos que eventualmente terá uma melhor resposta em termos de linearidade para esforços de compressão do que de tracção.

Relativamente aos valores das deformações principais (figuras 7 e 8) obtidas nos carregamentos condilares (lateral e medial), estes mostram que a média das deformações principais mínimas são mais elevadas nas rosetas correspondentes ao lado do cômulo carregado e a média das deformações principais máximas foram mais elevadas do lado oposto ao cômulo carregado, assim no carregamento no cômulo lateral a média das deformações principais mínimas foram mais elevadas no lado lateral e a média das deformações principais máximas foram mais elevadas no lado medial, para o carregamento no cômulo medial aconteceu o inverso. Este comportamento tem a ver com o facto de a carga aplicada ser excêntrica relativamente a zona de encastramento dos modelos. Assim, estas

cargas originam esforços de flexão no modelo originando deformações de compressão ou tracção em função do lado analisado relativamente ao eixo neutro do modelo. No terceiro caso de carga analisado onde foi aplicado o princípio da sobreposição de efeitos, este tipo de comportamento é menos evidente devido a resultante da cargas sobrepostas passar junto ao eixo geométrico do modelo.

No início deste trabalho experimental colocou-se aos autores uma questão que poderia por em causa o objectivo principal do estudo: Será possível detectar diferenças estatisticamente significativas nas deformações principais na superfície deste tipo de fémur compósito entre os modelos com implante e o modelo intacto?

Para responder a esta questão foram analisadas as médias dos quatro níveis de carregamento para os modelos com implante e avaliada do ponto de vista estatístico até que ponto as médias obtidas nas diferentes posições das rosetas eram significativamente diferentes das do modelo intacto para os dois tipos de deformações principais ( $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$ ) para o caso de carregamento medial (tabela 3). De todas as posições analisadas apenas a posição P2 para o caso do implante de base (sem haste) para ambos os tipos de deformação, posição L0 para a haste *press-fit* e deformação  $\epsilon_2$  e A2 para o implante de base e haste cimentada para a deformação  $\epsilon_2$  revelaram não haver diferenças significativas ( $p > 0.05$ ) das médias dos quatro níveis de carregamentos relativamente ao modelo intacto. Estes resultados estão de acordo com a figura 7 onde nestas posições para os tipos de deformações descritas as diferenças são mínimas entre os modelos com implante e o modelo intacto. O comportamento foi idêntico para o carregamento no cõndilo lateral. Assim podemos concluir que a introdução do implantes altera de forma significativa os níveis das deformações principais em grande parte da superfície do fémur distal relativamente ao modelo sem implante.

A avaliação do efeito de *strain shileding* na superfície dos fémures foi realizada

através da quantificação das diferenças entre as deformações principais dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto. Esta quantificação foi realizada para cada caso de carga, por modelo e lado (medial, posterior, lateral e anterior) analisado e tipo de deformação principal.

#### 4.1 Carga no cõndilo Lateral (870N)

No lado medial foi o implante de base que teve o maior desvio RMSE ( $89 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) (tabela 4) para as deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) onde estas foram em média mais elevadas que as do modelo intacto. Para as deformações principais mínimas ( $\epsilon_2$ ) foi o modelo de haste cimentada que teve o valor de RMSE mais elevado ( $27 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ), tendo este, contudo, apresentado valores inferiores ao modelo intacto.

No lado posterior foi o modelo com haste *press-fit* que revelou os valores mais elevados de desvio RMSE ( $20 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) para as deformações  $\epsilon_1$  e o implante de base para as deformações  $\epsilon_2$  ( $60 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) tendo para ambos os tipos de deformação a média destes ter sido inferior à do modelo intacto.

No lado lateral as deformações  $\epsilon_1$  tiveram o valor de RMSE mais elevado para o implante de base ( $118 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) onde as deformações foram em média superiores ao modelo intacto, enquanto para as deformações  $\epsilon_2$  foi o modelo com haste *press-fit* apresentou o valor mais elevado de RMSE ( $161 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) tendo a média das deformações sido inferior ao modelo intacto.

No lado anterior o modelo de base foi o que teve o maior valor RMSE ( $61 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) para a deformação principal  $\epsilon_1$ . Para a deformação  $\epsilon_2$ , foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou o maior valor de RMSE ( $53 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ). As médias das deformações para ambos os tipos foram inferiores ao modelo intacto.

Numa análise à globalidade das deformações em todas as rosetas por tipo de deformação, é o implante de base que



possui o maior valor de RMSE ( $85 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) para as deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) com um valor médio superior ao modelo intacto. Nas deformações principais mínimas ( $\epsilon_2$ ) foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou o valor de RMSE ( $96 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) mais elevado com um valor médio das deformações inferior ao modelo intacto.

Numa análise global ( $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$ ) é o modelo com haste *press-fit* que revela o maior desvio RMSE ( $83 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) das deformações relativamente ao modelo intacto. O modelo que menor desvio RMSE ( $48 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) global ( $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$ ) apresentou relativamente ao modelo intacto foi o modelo com haste cimentada.

#### 4.2 Carga no cômulo Medial (1160N)

Os desvios RMSE (tabela 5) das deformações principais dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto foram em média superiores aos observados para o carregamento no cômulo lateral.

No lado medial, as deformações principais máximas  $\epsilon_1$  apresentaram o valor de desvio RMSE ( $108 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) mais elevado no implante de base, onde estas foram em média superiores ao modelo intacto. As deformações  $\epsilon_2$  tiveram o desvio RMSE ( $177 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) mais elevado no modelo com haste *press-fit* com um valor médio inferior ao modelo intacto.

No lado posterior foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou os desvios RMSE mais elevados para ambos os tipos de deformação  $\epsilon_1$  ( $75 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) e  $\epsilon_2$  ( $229 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ), em que para ambos os tipos a média das deformações foi inferior ao modelo intacto.

No lado lateral os desvios RMSE mais elevados para as deformações  $\epsilon_1$  ( $87 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) ocorreram no implante de base com um valor médio superior ao modelo intacto. Para as deformações do tipo  $\epsilon_2$  foi o modelo com haste cimentada que apresentou os desvios RMSE mais elevados ( $69 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ), com um valor médio inferior ao modelo intacto.

No lado anterior foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou os desvios RMSE mais elevados para ambos os tipos de deformação  $\epsilon_1$  ( $80 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) e  $\epsilon_2$  ( $70 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) com valores médios de deformação inferiores ao modelo intacto.

Na análise aos desvios por tipo de deformação, o modelo de base foi o que apresentou os desvios RMSE mais elevados para as deformações  $\epsilon_1$  ( $80 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) onde estas em média foram superiores ao modelo intacto e modelo com haste *press-fit* para as deformações  $\epsilon_2$  ( $145 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) onde estas em média foram inferiores ao modelo intacto.

Em termos dos desvios RMSE globais ( $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$ ), o comportamento foi idêntico ao do carregamento no cômulo lateral, assim a haste *press-fit* é a que apresenta o maior desvio RMSE ( $113 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ). O modelo que menor desvio RMSE ( $83 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) apresenta relativamente ao modelo intacto é o modelo de haste cimentada.

Os dois casos de carga, lateral 870N e medial 1160N, simulam dois casos bastante desfavoráveis para a articulação do joelho em que a carga é aplicada somente num dos condilos expondo neste caso o fémur a esforços elevados de flexão. Esta situação é representativa do carregamento fisiológico do joelho em determinadas posições da articulação, que de uma forma instantânea só um dos condilos esta em contacto com a tibia. O caso mais normal por exemplo no ciclo de caminhar é um contacto dos dois condilos com o centro de pressão deslocado para o lado medial numa repartição de carga entre os condilos 40% no cômulo lateral e 60% no cômulo medial. Devido ao facto de o dispositivo de ensaios utilizado não permitir um carregamento simultâneo e com cargas diferentes nos dois condilos procedeu-se a avaliação do efeito de *strain shielding* aplicando o princípio da sobreposição de efeitos (figura 11). Os valores dos desvios RMSE das deformações principais dos modelos com implante relativamente ao modelo intacto (tabela 6) revelaram-se um pouco mais elevados que os obtidos para os dois casos de carga avaliados directamente experimentalmente.



### 4.3 Sobreposição de efeitos (1160N cômulo medial + 870N cômulo lateral)

No lado medial o implante de base apresentou o maior desvio RMSE ( $87 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) com um valor médio de deformação superior ao modelo intacto. Para as deformações  $\epsilon_2$  foi a haste cimentada que apresentou o desvio RMSE ( $300 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) com um valor médio inferior ao modelo intacto.

No lado posterior o desvio RMSE da deformação  $\epsilon_1$  foi mais elevado para a haste cimentada ( $123 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) com um valor médio superior ao modelo intacto, enquanto que para as deformações  $\epsilon_2$  foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou o desvio RMSE ( $238 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) mais elevado com um valor médio inferior ao modelo intacto.

No lado lateral o desvio RMSE das deformações  $\epsilon_1$  ( $125 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) foi mais elevado para o modelo com haste *press-fit*, com um valor em média inferior ao modelo intacto. Para as deformações  $\epsilon_2$  foi a haste cimentada que apresentou o desvio RMSE mais elevado, com um valor médio inferior ao modelo intacto.

No lado anterior foi o modelo com haste *press-fit* que apresentou os desvios RMSE mais elevados para ambos os tipos de deformação tendo os valores médios sido superiores ao modelo intacto.

Globalmente por tipo de deformação principal, a haste *press-fit* registou os valores máximos de desvio RMSE para ambos os tipos de deformação  $\epsilon_1$  ( $84 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) e  $\epsilon_2$  ( $204 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) sendo no caso  $\epsilon_1$  à média superior às deformações do modelo intacto e para a deformação  $\epsilon_2$  inferior a média das deformações do modelo intacto.

Na análise global das deformações ( $\epsilon_1$  e  $\epsilon_2$ ) por tipo de implante, o modelo que apresentou o maior desvio RMSE ( $156 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ) relativamente ao modelo intacto foi a haste *press-fit*. O modelo com implante de base é que apresenta o menor desvio RMSE ( $74 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ), cerca de metade dos modelos com haste, ao contrário do

sucedido nos casos de carga anteriores (lateral e medial) onde foi a haste cimentada que apresentou os menores desvios RMSE.

Os diferentes comportamentos dos modelos consoante o lado analisado e tipo de deformação para os diferentes casos de carga analisados leva-nos a dizer que o efeito de *strain shielding* quer em grandeza quer em localização é dependente do implante assim como do caso de carga aplicado, não se podendo generalizar o comportamento do efeito de *strain shielding* só em função do implante utilizado.

Frost et al [82] estabelecem intervalos relativamente aos valores de deformação a que está sujeito o osso para a determinação dos efeitos de reabsorção, manutenção ou adição de osso baseado na lei de Wolff, não especificando que tipo de deformação é responsável por este efeito. No entanto é aceite que a redução das deformações (qualquer tipo) no osso relativamente ao osso intacto vai no sentido do aumento de risco de reabsorção óssea, assim como um aumento das deformações (qualquer tipo) relativamente ao osso intacto potencia o risco de fractura por fadiga a longo prazo.

De acordo com Roberts *et al* [88], a actividade de remodelação óssea depende do histórico das forças dinâmicas a que o tecido ósseo esteve sujeito. Nestas forças, a sua frequência e intensidade assume especial relevância para o mecanismo de remodelação óssea. As maiores extensões que osso suporta ronda aproximadamente  $25000 \mu\epsilon$  e as deformações consideradas fisiológicas situam-se entre  $200 \mu\epsilon$  e  $2500 \mu\epsilon$ . Dentro deste intervalo a massa óssea, aparentemente mantém-se constante, mantendo assim a sua integridade (figura 12). Para extensões inferiores a  $200 \mu\epsilon$ , o osso sofre um processo de reabsorção óssea, ou seja, esta gama de extensões não são suficientes para estimular a remodelação óssea positivamente. Quando a gama de extensões encontram-se entre  $2500 \mu\epsilon$  e  $4000 \mu\epsilon$  a hipertrofia óssea surge como resposta biológica e o processo de remodelação óssea provoca um aumento da

densidade óssea. Este fenómeno é sobejamente conhecido e clinicamente visível em artroplastias do joelho e da anca. De facto, onde os níveis de tensão-deformação são mais elevados, nomeadamente devido a fenómenos de concentração de tensões, nota-se a formação de um calo ósseo de elevada densidade ma-

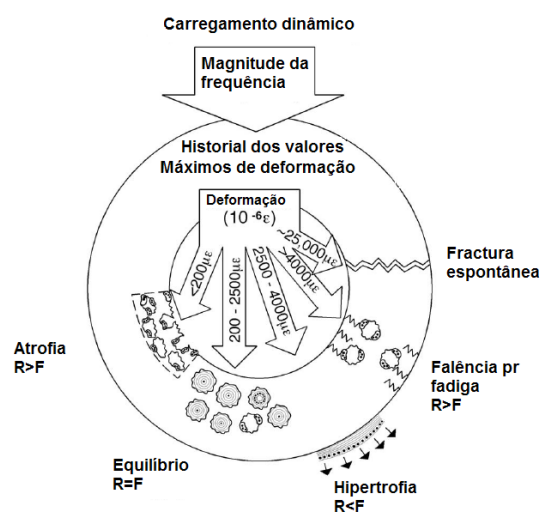


Fig 12 - Relação entre o carregamento dinâmico e a resposta fisiológica do osso [88].

terial. Especula-se que para extensões superiores a  $4000\mu\epsilon$  o osso entra em colapso por fadiga e acima de  $25000\mu\epsilon$  acontece a fractura espontânea.

Para os três casos de carga analisados, o desvio RMSE obtido para a deformação principal mínima ( $\epsilon_2$ ) foi na maior parte dos casos superior ao desvio RMSE para a deformação principal máxima ( $\epsilon_1$ ), o que nos leva a crer que a introdução de implantes, especialmente com haste, alteram principalmente a distribuição dos esforços de compressão (deformações principais mínimas) relativamente ao modelo intacto.

O modelo de base (sem haste) teve um comportamento diferente dos modelos com haste, pois em termos médios observou-se uma tendência para aumentar as deformações principais máximas com desvios RMSE da ordem dos  $80 \times 10^{-6} \text{m/m}$  e manter ou aumentar as deformações principais mínimas com desvio RMSE da

ordem dos  $70 \times 10^{-6} \text{m/m}$  relativamente ao modelo intacto. Assim este modelo é menos sujeito ao efeito de *strain-shielding* que promove a reabsorção óssea. No entanto, o aumento de ambos os tipos de deformação em muitas das posições analisadas, e de acordo com o esquema da figura 12, não parece que o osso possa fracturar por fadiga e aparentemente pode inclusivamente estimular de modo positivo a remodelação óssea. Contudo, é necessário ter uma percepção quantitativa mais realista para aferir se o aumento global das deformações para este tipo de implante podem ou não provocar fracturas por fadiga.

De forma global os modelos com haste tiveram tendência para uma diminuição das deformações mínimas ( $\epsilon_2$ ), enquanto que para as deformações principais máximas tiveram um comportamento mais variável em função da posição da roseta, mas podemos dizer que de forma geral estas tiveram uma ligeira tendência para aumentar relativamente ao modelo intacto (tabela 7). Podemos concluir que existe uma alteração dos tipos de esforços sobre o osso pela transferência de parte dos esforços de compressão (deformações principais mínimas) que se reflecte na sua diminuição para esforços de tracção (deformações principais máxima) levando a aumento destes relativamente ao modelo intacto.

O facto de nos modelos com haste os desvios RMSE ocorridos nas deformações principais de compressão ( $\epsilon_2$ ) ser em termos médios 2 a 3 vezes superior aos desvios RMSE ocorridos para as deformações principais máximas ( $\epsilon_1$ ) e tendo em consideração como a média de cada tipo de deformação se posicionou relativamente ao modelo intacto ( $\epsilon_2$ -diminuíram e  $\epsilon_1$ -aumentaram) leva-nos a afirmar que o equilíbrio global das deformações nas posições analisadas na superfície do osso dos modelos com haste seja negativa relativamente ao modelo intacto. Assim deve-mos concluir que o uso de hastes (qualquer tipo) potencia o efeito de reabsorção óssea.

Dos modelos com haste, o com haste *press-fit* é o que mais altera as deformações relativamente ao modelo intacto, expondo o osso por um lado a um maior risco de reabsorção óssea devido à maior diminuição das deformações principais mínimas com desvios RMSE entre  $96 \times 10^{-6}$  m/m e  $204 \times 10^{-6}$  m/m enquanto que a haste cimentada provocou desvios RMSE inferiores, situando-se entre os  $61 \times 10^{-6}$  m/m e  $195 \times 10^{-6}$  m/m.

Em resumo, os resultados experimentais das extensões na superfície dos modelos para os três casos de carga, indica que o efeito de *strain-shielding* é pouco pronunciado com a utilização apenas do componente femoral, podendo o mesmo ir no sentido de aumento das densidade óssea já que de forma geral houve uma tendência para aumento de ambos os tipos de deformação.

O contrário sucede para os modelos com haste *press-fit* e cimentada onde o balanço final das deformações principais é negativo, pois as deformações principais mínimas reduziram mais (2 a 3 vezes) que o aumento verificado nas deformações principais máximas, potenciando, teoricamente, o efeito de reabsorção óssea. Entre estas a haste *press-fit* revelou desvios RMSE superiores afastando-se de forma mais visível do estado de deformação do modelo intacto.

A questão que se coloca é se os desvios encontrados entre estes dois tipos de haste podem ter algum significado em termos fisiológicos.

Existem alguns estudos numéricos que evidenciam o efeito de *stress shielding* na zona distal do fémur [83-85] com a introdução de implantes. Van Lenthe et al [55] num estudo numérico de remodelação óssea confirma a perda de densidade óssea na zona anterior e posterior do fémur distal. Mais recentemente van Lenthe et al [18] num outro estudo por elementos finitos analisaram a influência das hastes e as condições de interface da mesma na remodelação óssea do fémur, concluindo que há um decréscimo significativo das

tensões e deformações na zona distal do fémur e na zona mais proximal há um aumento dos níveis de tensão e deformação relativamente ao modelo intacto. Willems et al [86] referem num estudo por elementos finitos com simulação do processo de remodelação óssea e utilização das hastes no componente femoral que a perda óssea é bastante significativa na zona mais distal do fémur. Além disso, no lado anterior do fémur, ao longo do comprimento da haste, nota-se um decréscimo da densidade óssea superior com a utilização de hastes com diâmetros mais elevados relativamente a hastes de diâmetros mais pequenos.

Ao nosso conhecimento apenas o estudo clínico de van Lonk et al [87] faz referência a densidade óssea na zona acima do componente femoral onde é notória uma redução da densidade mineral do osso em 8%.

Estes resultados não contradizem os encontrados neste estudo experimental onde para os modelos com haste o balanço das deformações na superfície dos modelos foi negativo relativamente ao modelo intacto com efeito de *strain shielding*, promovendo eventualmente o efeito de reabsorção óssea a longo prazo.

## 5. CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo levam-nos à seguinte conclusão: as hastes são utilizadas para aumentar a estabilidade do componente femoral e a sua longevidade. No entanto, a utilização destas promove o efeito de *strain shielding* e desta forma o efeito de reabsorção óssea podendo originar a instabilidade do implante a médio e longo prazo. A questão que se coloca é saber até que ponto a eventual reabsorção óssea é suficiente para provocar a instabilidade da haste e consequentemente a mesma da prótese a longo prazo. A fixação conseguida pode ser suficiente para evitar os efeitos nefastos da reabsorção óssea.

## 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] - Albrektsson BEJ, Carlsson LV, Freeman MAR: The effect of a stem on the tibial component of knee arthroplasty: roentgen stereophotogrammetric study of uncemented tibial components in the Freeman-Samuelson knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 72:252, 1990
- [2] - Barrack RL, Rorabeck C, Burt M, Sawhney J: Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367:216, 1999
- [3] - Belmar CB, Barth PC, Lonner JH, Lotke PA: The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14:263, 1999
- [4] - Bertin KC, Freeman MAR, Samuelson KM, Ratcliffe SS, Todd RC: Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 67: 242, 1985
- [5] - Bourne RB, Crawford HA: Principles of revision total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 29:331,1998
- [6] - Cameron HU, Jung YB: Noncemented stem tibial component in total knee replacement: the 2 to 6 year results. *Can J Surg* 6:555, 1993
- [7] - Elia EA, Lotke PA: Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss. *Clin Orthop* 271:114, 1991
- [8] - Engh GA, Herzwurm PJ, Parks NL: Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 79:1030, 1997
- [9] - Fehring TK, Odum S, Olekson C, et al: Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis *Clin Orthop* 416:217, 2003
- [10] - Gofton WT, Tsigaras H, Butler RA, et al: Revision total knee arthroplasty: fixation with modular stems. *Clin Orthop* 404:158, 2002
- [11] - Haas SB, Insall JN, Montgomery W III, Windsor RE: Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 77:1700, 1995
- [12] - Jazrawi LM, Bai B, Kummer FJ, et al: The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 16:759, 2001
- [13] - Kirk PG: Selecting an implant: a comparison of revision implant systems, p. 137. In Engh GA, Rorabeck CH, (eds). *Revision total knee arthroplasty* Williams & Wilkins, Baltimore, 1997
- [14] - Nelson CL, Lonner JH, Rand JA, Lotke PA: Strategies of stem fixation and the role of supplemental bone graft in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85(Suppl 1):S52, 2003
- [15] - Parks NL, Topoleski LDT: Revision total knee implants: materials and design considerations, p. 121. In Engh GA, Rorabeck CH, (eds). *Revision total knee arthroplasty* Williams & Wilkins, Baltimore, 1997
- [16] - Parsley BS, Sugano N: Mechanical alignment of cementless stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 13:222, 1998
- [17] - Stern SH, Wills RD, Gilbert JL: The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop* 345:44, 1997
- [18] - Van Lenthe GH, Willems MM, Verdonschot N, et al: Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthop Scand* 73:630, 2002
- [19] - van Loon CJ, Kyriazopoulos A, Verdonschot N, et al: The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 378:282, 2000
- [20] - Whaley AL, Trousdale RT, Rand JA, Hanssen AD: Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 18:592, 2003

- [21] - Zahiri CA, Schmalzried TP, Szuszczewicz ES, Amstutz HC: Assessing the activity of total joint replacement patients: comparison of four methods. *Orthop Trans* 22:738, 1999
- [22] - Bartel DL, Burstein AH, Santavicca EA, Insall JN: Performance of the tibial component in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 64:1026, 1982
- [23] - Donaldson WF, Sculco TP, Insall JN, Ranawat CS: Total condylar III Knee prosthesis : Long term follow-up study. *Clin. Orthop* 226:21-28,1988
- [24] - Harada Y, Wevers HW, Cooke TD: Distribution of bone strength in the proximal tibia. *Journal of Arthroplasty* 3:167-175, 1988
- [25] - Bugbee WD, Ammeen DJ, Engh GA: Does implant selection affect outcome of revision knee arthroplasty. *Journal Arthroplasty* 6:341-350, 1991.
- [26] - Ecker MI, Lotke PA, Windsor RE, Cella JP: Long-term results after total condylar knee replacement: Significance of radiolucent lines. *Clin Orthop* 216:151-158,1987.
- [27] - Ghazavi MT, Stockley I, Yee G, Davis A, Gross AE: Reconstruction of massive bone defects with allograft in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 79A:17-25, 1997.
- [28] - Engh GA, Ammeen DJ: Bone loss with revision total knee arthroplasty: Defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lect* 48:167-175, 1999
- [29] - Engh GA, Rorabeck CH: Revision Total Knee Arthroplasty. Philadelphia, Williams and Wilkins 1997.
- [30] - Insall JN: Revision of Aseptic Failed Total Knee Arthroplasty, In Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P. *Surgery of the Knee*. Ed 2. New York, Churchill Livingstone 935-957, 1993
- [31] - Rand JA: Modularity in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 62:180, 1996
- [32] - Rand JA, Ilstrup DM: Survivorship analysis of total knee arthroplasty: cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 73:397, 1991
- [33] - van Loon CJM, de Waal Malefijt MC, Verdonschot N,: Morsellized bone grafting compensates for femoral bone loss in revision total knee arthroplasty. *Biomaterials* 20:85-89, 1999.
- [34] - 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: an in vitro study. *Clin Orthop* 208:95, 1986
- [35] - Brooks PJ, Walker PS, Scott RD: Tibial component fixation in deficient tibial bone stock. *Clin Orthop* 184:302, 1984
- [36] - Whitside LA: Cementless revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 286:160-167,1993.
- [37] - Vince KG, Long W: Revision knee arthroplasty: The limits of press-fit medullary fixation. *Clin Orthop* 317:172-177,1995
- [38] - Brooks PJ, Walker PS, Scott RD: Tibial component fixation in deficient tibial bone stock. *Clin Orthop* 184:302, 1984
- [39] - Seki T, Bourgeault C, Chareancholvanich K, et al: Does a central stem affect bone strain and the stability of a cemented tibial tray in primary and revision TKA. *Orthop Trans* 21:635, 1997
- [40] - Belmar C, Barth PC, Lonner JH, Lotke PA: The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. Presented at the Annual Meeting of the American Association of Hip and Knee Surgeons, Dallas, TX, 1998
- [41] - Peters CL, Hennessey R, Barden RM, Galante JO, Rosenberg AG: Revision total knee arthroplasty with a cemented posterior-stabilized or constrained condylar prosthesis. *Journal of Arthroplasty* 12:896-903, 1997.
- [42] - Murray PB, Rand JA, Hanssen AD: Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 309:116-123, 1994
- [43] - Yoshii I, Whiteside LA, Milliano MT, White SE: The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. *J Arthroplasty* 7(Suppl):S433, 1992
- [44] - Murase K, Crowninshield RD, Pedersen DR, Chang TS: An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty. *J Biomech* 16:13, 1983

- [45] - Lewis JL, Askew MJ, Jaycox DP: A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 64:129, 1982
- [46] - Walker PS, Greene D, Reilly D, et al: Fixation of tibial components of knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 63 :258-267, 1981
- [47] - Askew MJ, Lewis JL : Analysis of model variables and fixation post length effects on stresses around a prosthesis in the proximal tibia. *Journal Biomechanical Engineering* 103: 239-245
- [48] - Lewis JL, Jaycox D, Wang O,: Stress analysis of some features of knee prostheses by finite element. *Trans. 23rd O.R.S.*, 1977, p55
- [49] - Hayes WC : Theoretical Modeling and Design of Implant Systems. *Proceedings of the workshop, Mechanical Failure of Total Joint Replacement, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, GA., May 1978, ed., A.H. Burstein, 1978, pp. 159-176*
- [50] - Vichnin H, Hayes WC, and Lotke PA: Parametric Finite Element Studies of Tibial Component Fixation in the Total Condylar Knee Prosthesis. *Trans, 25th O.R.S.*, 1979, p99.
- [51] - Eibeck PA, Swenson LW, Schurman DJ and Piziali RL: Finite element stress analysis of hinged tibial component total joint replacements. *Trans. 25th O.R.S*, 1979, p88
- [52] - Van Campen DH, Croon HW, and Lindwear, J.: Mechanical loosening of knee-endoprosthesis with intramedullary stems: Influence of Dynamic Loading, *Trans, 25th O.R.S.*, 1979, p98
- [53] - Ducheyne P, Aernoudt E, de Meester P, Martens M, Mulier JC and van Leeuwen D: Factors Governing the Mechanical Behavior of the Implant-Porous Coating Trabecular Bone Interface, *Journal Biomechanics*, Vol 2, 1978, pp 297-307
- [54] - Huiskes R, : Stress analyses of intramedullary fixation systems in some fundamental aspects of human joint replacement. *Act Orthop. Scand. Supplement. 185*, 1980, pp 109-200.
- [55] - Bartel DL, Theoretical modeling: Stress Analysis Effect of Geometry, *Proceedings of the workshop, mechanical failure of total joint replacement, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, Ga, May 1978, ed A. H. Burstein, 1978 pp 141-158.*
- [56] - Rakotomanana LR, Leyvraz PF, Curnier A, Meister JJ, Livio JJ. Comparison of tibial fixations in total knee arthroplasty: an evaluation of stress distribution and interface micromotions. *The Knee* 1:91-99 1994.
- [57] - Nyman JS, Hazelwood SJ, Rodrigo, Martin RB, Yeh OC.: Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: a computational bone adaptation study. *Journal of Orthopaedic Research* 22 51-57 2004.
- [58] - van Loon CJ, Waal Malefijt MC, Buma P, Verdonschot N, Veth RP. Femoral bone loss in total knee arthroplasty. A review. *Acta Osthop Belg* 154-163 1999
- [59] - Tissakht M, Ahmed A M, Chan K C. Calculated stress shielding in distal femur after total knee replacement corresponds to the reported location of bone loss. *J Orthop Res*; 14: 778-785, 1996
- [60] - Van Lenthe GH, De Waal Malefijt MC, Huiskes R. : Stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal femur. *Journal of Bone and Joint Surgery Vol 79-B* 117-122 1997.
- [61] - Murase, K., Crowninshield RD, Pedersen DR and Chang TS. An analyses of tibial component design in total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics* 16 13-22 1983.
- [62] - Shiradzi-Adl, A. and Ahmed AM. A parametric axisymmetric study on the interface motions in porous-surfaced tibial implant. *Annals of Biomedical Engineering*, 17 411-421 1989.
- [63] - Askew MJ, Lewis JL, Jaycox DP. Comparative evaluation of total knee prosthesis design. 1980, 68-70
- [64] - Merz, B., Lengsfeld, M., Muller, R., Kaminsky, J., Ruegsegger, P. and Niederer, P. Automated generation of 3D FE-Models of the human femur – comparison of the methods and results. In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Eds J. Middleton, M. L. Jones and G. N. Pande), 1996, pp. 125-134 (Gordon and Breach, Amsterdam).
- [65] - 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
- [66]– Viceconti M., Mc Namara B. P., Toni A., Giunti A., FEM analysis of static stress induced in a THR femoral component during a standardised fatigue test; in *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Gordon & Breach Publishers, 1996, 57-66
- [67] - 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
- [68] -Young-Hoo Kim, J.-S. Kim, S.H. Cho. Strain distribution in the proximal human femur. *J. Bone & Joint Surgery*, 2001, 83, 295-301.
- [69] - Cristofolini L., Viceconti M. Comparasion of uniaxial and triaxial rosette gages for strain measurement in the femur. *Experimental Mechanics*, 37(3), 350-354.
- [70] - 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.
- 71- Lanyon, L. E. and Smith, R. N. Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion. *Acta. Orthop. Scand*. 1970 41, 238-248.
- [72] – 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.
- [73] - Bourne RB, Finlay JB. The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibial following total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1986, 208:95-99.
- [74] – Little, EG and Finlay, JB., *Prespectives of strain measurement techniques. Strain measurements in biomechanics*, eds. A.W. Miles and K.E. Tanner, Chapman & Hall, London, 1-14 (1992)
- [75] – Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 2000, 33, 279-288
- [76] – Heiner A.D., Brown, T. D., Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibiae, *Journal Biomechanics* 2001, 34, 773-781
- [77] – Szivek JA, Thomas, M., Benjamim, J.B. Characterisation reponse of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials* 1993, 2, 277-280
- [78] – 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
- [79] - Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51–61.



- [80] - Harrington IJ. A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng* 1976;11:167–72.
- [81] - Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics* 1996, 29, 525-535.
- [82] - Frost HM, Jee WSS: Bone’s mechanical usage windows. *Bone and Min Res* 19 pp257-271, 1992.
- [83] - Walker PS, Granholm J, Lowrey R. The fixation of femoral components of condylar knee arthroplasty. *Journal Arthroplasty* 1995; 10: 7-11
- [84] - Angelides M, Chan K, Ahmed AM, Joly L. Effect of total knee arthroplasty on distal femur stresses. *Trans Orthop Res Soc* 1988; 13:475.
- [85] - Tissakht M, Chan K, Ahmed AM. Bone remodeling in distal femur with TKR: correlation with mechanical parameters, *Trans Orthop Res Soc* 1992; 17:321.
- [86] - Willems MMM, van Lenthe GH, Verdonschot N, Malefijt MC, van Loon CJM, Huiskes R. Fixation of stemmed femoral component of a total knee replacement strongly influences eventual bone loss. *Ortopaedic Research Lab, University of Nijmegen, PO. Box 9101, 6500 HB Nijmegen, The Netherlands*
- [87] - van Loon CJ, Oyen WJ, de Waal Malefijt MC, Verdonschot N. Distal femoral bone mineral density after total knee arthroplasty: a comparison with general bone mineral density. *Arch Orthop Trauma Surg* May 2001;121:282 –285.
- [88] Roberts W., Huja S., Roberts J. Bone modelling: biomechanics, molecular mechanisms and clinical perspectives, *Sem. Orthodontics*, 2004, 10(2), 123-161.