

Efeitos da haste press-fit na artroplastia total do joelho: Influência da haste tibial no fémur e da haste na tibia

A. COMPLETO¹, F. FONSECA², J.A. SIMÕES¹

¹Departamento de Engenharia Mecânica. Universidade de Aveiro.

²Serviço de Ortopedia, Hospitais da Universidade de Coimbra. Faculdade de Ciências da Saúde. Universidade da Beira Interior

Resumo

Este artigo descreve um estudo que teve como principal objectivo determinar as alterações biomecânicas induzidas pela utilização de hastes press-fit no osso contrário do joelho devido à revisão da artroplastia do mesmo. Considerou-se a prótese do joelho (modelo P.F.C. Sigma Modular Knee System) constituída pela componente femoral e componente tibial sem hastes. Outros dois sistemas foram comparados com este, nomeadamente um com componente femoral sem haste e componente tibial com haste press-fit e um outro com componente tibial sem haste e componente femoral com haste press-fit. Analisou-se a influência da utilização das hastes no osso contrário, em comparação com a prótese sem qualquer haste. Analisaram-se as alterações referentes à repartição de carga transferida na interface osso esponjoso-cimento, às deformações principais de compressão no osso esponjoso, aos micromovimentos entre os componentes e o osso cortical e à estabilidade da interface osso-cimento. Os resultados evidenciaram que a utilização da haste tibial não altera de forma significativa o comportamento biomecânico da ligação do componente femoral ao fémur. O mesmo se verificou quando se utilizou uma haste femoral, onde as alterações de estabilidade induzidas na tibia com componente tibial foram bastante significativas, podendo por em causa a longevidade da fixação do componente tibial.

Palavras-chave: Artroplastia de revisão do joelho, Prótese do Joelho, Tibia, Fémur, Haste cimentada, Haste press-fit.

Introdução

Uma das principais razões para o uso de hastes na revisão da artroplastia do joelho prende-se com a reduzida substância óssea e defeitos condilianos significativos. A restauração da substância óssea de suporte perdida e a estabilidade da articulação são desafios clínicos e biomecânicos para o cirurgião. É sabido, e foi objecto de muita investigação, que as hastes contribuem para a estabilidade dos componentes femoral e tibial, sendo a estabilidade dependente do seu tipo e método de fixação. Do mesmo modo verifica-se que a estabilidade adicional conseguida com as hastes

pode induzir por sua vez factores negativos para os tecidos ósseos envolventes, como os efeitos de *stress shielding* e a dor.

Nas artroplastias com a utilização de componentes com baixa constrição condiliana, o cirurgião apenas utiliza a haste no osso onde existe clinicamente essa necessidade, sendo frequente encontrar casos de revisão da artroplastia total do joelho em que se utilizou somente a haste num dos ossos, no fémur ou na tibia. No entanto, parece existir um consenso generalizado entre os clínicos quanto à utilização das hastes em ambos os ossos para os casos de próteses de carneira ou próteses com grande constrição condiliana. Nesses casos, é evidente que devido à elevada constrição ou ligação rígida, a transferência de momentos flectores *varo-valgo* entre o fémur e a tibia gera na articulação elevados esforços, justificando-se desta forma a utilização de hastes tibial e femoral

Correspondencia:

A. Completo: completo@mec.ua.pt

F. Fonseca: pereirafonseca@sapo.pt

J. A. Simões: simoes@mec.ua.pt

para proporcionar a resistência a tais esforços e desta maneira assegurar a estabilidade necessária da articulação artificial.

Uma das questões colocadas pelos cirurgiões consiste em saber se a utilização das hastes somente num dos ossos (fémur ou tibia) pode influenciar a estabilidade e os esforços sobre o componente oposto aquando da utilização de componentes (tibial-femoral) de baixa constrição condilar. De facto, esta é uma pergunta pertinente para a qual não têm sido dadas respostas com significado biomecânico e/ou clínico. Assim, este artigo tem como objectivo identificar as alterações em termos de estabilidade e esforços sobre o componente femoral ou tibial quando se utilizam hastes no osso oposto. Foram analisadas hastes longas do tipo *press-fit*, quer na tibia quer no fémur. O estudo foi feito usando a prótese do joelho P.F.C Sigma Modular Knee System como elemento de estudo.

Materiais e métodos

As geometrias de referência usadas neste estudo foram do fémur e tibia compósitos, disponíveis comercialmente (Pacific Research Labs, Vashon Island, WA). Estes ossos artificiais são estruturas compósitas compostas por fibra de vidro curta embebida em resina de epóxido na sua camada exterior (replica do osso cortical) e interiormente preenchidos com espuma de poliuretano, que assume desta forma a função do osso esponjoso. Estes modelos são, normalmente, usados em estudos de biomecânica *in vitro*. As geometrias utilizadas nos componentes e haste *press-fit* analisados foram dos modelos comerciais da P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana) como mostra a figura 1. As dimensões dos componentes e hastes encontram-se na tabela 1.

A geração das geometrias dos diversos componentes e hastes comerciais utilizados nos modelos com implante foi realizada a partir da digitalização tridimensional das suas superfícies com uma precisão de 0.2mm (Roland LPX250). Posteriormente à digitalização, todos os pontos adquiridos foram utilizados através de uma aplicação de CAD tridimensional (Catia, Dassault Systèmes, USA) onde foram geradas as diversas superfícies de forma a poderem ser utilizadas posteriormente na montagem dos conjuntos osso e implante. Em todos os modelos, o componente tibial possui uma haste monobloco de 50mm e 3 quilhas não são cimentadas.

A posição dos implantes utilizados nas superfícies condilares, relativamente à tibia e ao fémur, foi determinada a partir de radiografias antero-posterior e medial-lateral, e através de TAC's realizados aos modelos *«in-vitro»* após a realização das cirurgias nos modelos por um cirurgião experiente. Estas posições permitiram uma correcta centragem e maximizaram o contacto dos componentes com as superfícies condilares da tibia e do fémur através do manto de cimento que apresentava cerca de 2mm de espessura entre estes.

Criaram-se todos os modelos geométricos do conjunto implante-osso em superfícies através da mesma aplicação de CAD tridimensional já referida, tendo por base os valores dimensionais recolhidos e a geometria do instrumental recomendado pelo fabricante para a colocação dos componentes e hastes. Estes modelos, além da geometria do osso esponjoso e cortical e dos componentes utilizados nas superfícies condilares e respectivas hastes, incluem também a modelação do manto de cimento utilizado nas interfaces osso-implante.

Geraram-se malhas de elementos finitos tetraédricos baseados na geometria tridimensional dos diversos modelos da tibia e do fémur com implantes. Cada malha de elementos finitos tridimensional foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com uma dimensão média de 1.8mm para a tibia e 2mm para o fémur. Estes elementos foram elaborados recorrendo ao gerador automático de malha triangular de superfície disponível no software Altair HyperMesh v6.0 (Troy, Michigan, USA). Em todas as malhas geradas 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 6 graus de liberdade por nó. Após a geração das malhas tridimensionais de elementos finitos, da definição das condições fronteira e das propriedades dos materiais, efectuaram-se as simulações usando a aplicação de análise estrutural Marc Research Analysis (Palo Alto, CA, USA). As simulações dos diferentes modelos numéricos foram realizadas em condições de contacto entre os diferentes componentes e matérias.

Como o objectivo deste estudo foi meramente comparativo entre os diversos modelos, considerou-se as propriedades para o osso cortical e esponjoso com comportamento linear elástico e homogéneos, assim como os dos restantes materiais. As

propriedades utilizadas nos modelos numéricos encontram-se na tabela 2.

As propriedades de contacto entre as diferentes interfaces dos modelos foram idênticas às referenciadas em diversas publicações. Neste estudo, as interfaces entre o cimento, osso esponjoso e cortical nas superfícies condilares em contacto com o prato tibial e componente femoral foram consideradas com um coeficiente de atrito $\mu=1$. Tal deve-se ao facto de vários estudos clínicos

relataram um descolamento entre o cimento e osso com o surgimento de radiolucências entre estes ou mesmo a formação de tecido fibroso em percentagens bastante significativas. Na generalidade dos modelos numéricos considerou-se que todas as superfícies dos diversos componentes estão simplesmente em contacto, sem existirem zonas de interferência ou afastadas. Os coeficientes de atrito considerados encontram-se na tabela 3.

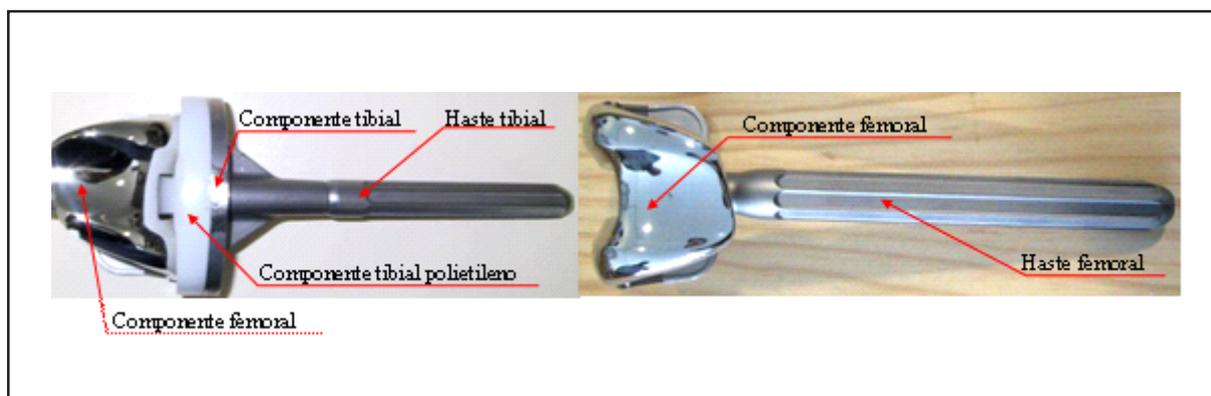


Figura 1. Fotografia dos componentes femoral, tibial com hastes do modelo PFC Sigma

Modelo	Componente de base P.F.C. Σ Knee System	Material
Componente de base P.F.C. Σ Knee System Tibia	Prato tibial - tamanho 5 - 83mm M/L - 55mm A/P Componente em polietileno posterior estabilizado 10mm	Ti-6AL-4V
Componente de base P.F.C. Σ Knee System Femur	Componente femoral - tamanho 4 - 71mm M/L - 65mm A/P Para sacrificio do ligamento cruzado posterior	Co-Cr-Mo
Haste press-fit fémur	Ø18mm x 175mm; 7°	Ti-6Al-4V
Haste press-fit tibia	Ø16mm x 115mm	Ti-6Al-4V

Tabela 1. Dimensões dos componentes condilares da tibia e fémur

	Designação do componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Tíbia e Fémur	Osso esponjoso	Osso esponjoso	0.104	0.3
	Osso Cortical	Osso cortical	14.2	0.3
	Prato tibial (comum a todos modelos)	Titânio	110	0.3
	Hastes	Titânio	110	0.3
	Componente tibial (polietileno)	Polietileno	0.5	0.3
	Componente femoral (comum a todos modelos)	Cr-Co	210	0.3
	Cimento	Polimetilmetacrilato de metil	2.28	0.3

Tabela 2. Propriedades dos materiais utilizados nos modelos numéricos

	Interface	Coefficiente de atrito
Tíbia e Fémur	Osso-cimento	$\mu=1$
	Osso-componentes condilares	$\mu=0.3$
	Osso-haste	$\mu=0.3$
	Componentes-polietileno	$\mu=0.045$
	Componentes-cimento	$\mu=0.25$

Tabela 3. Propriedades de contacto nas diferentes interfaces dos modelos numéricos

A figura 2 ilustra o modelo CAD da articulação total do joelho, enquanto a figura 3 ilustra em pormenor a malha de elementos finitos da articulação artificial para os diferentes modelos estudados. Utilizaram-se as extremidades do fémur distal e tibia proximal com os respectivos componentes. Consideraram-se condições fronteira adequadas (figura 1) às extremidades da tibia e do fémur, tendo-se considerado uma tibia com 250 mm e um fémur com 245 mm de comprimento relativamente à interface entre o componente femoral e tibial. Estas dimensões tiveram em conta o comprimento máximo das hastes utilizadas, evitando efeitos de bordo. Considerou-se um coeficiente de atrito de $\mu=0.045$ [3] entre o componente femoral e o prato tibial em polietileno.

A posição relativa entre o fémur e a tibia corresponde a zero graus de flexão com o pé totalmente apoiado. Não se consideraram os efeitos dos ligamentos colaterais assim como o da patela, tendão quadricipital e ligamento patelar. Os resultados devem tomar em conta a inexistência da influência destas estruturas, que atendendo à

natureza comparativa do estudo, não nos parece mascarar os resultados e as conclusões obtidas.

Na zona seccionada do fémur foi aplicada uma força de 2100 N alinhada com o eixo mecânico do fémur [4]. A simplificação das cargas aplicadas ao fémur justifica-se por se tratar de estudo meramente comparativo e porque as cargas utilizadas serem as de maior intensidade na articulação, tendo sido consideradas suficientes para responder à questão essencial deste estudo.

A congruência entre as superfícies condilianas do componente femoral e do componente tibial (em polietileno) assim como o coeficiente de atrito entre estas condicionam a forma como os esforços são transmitidos entre eles. Considerou-se contacto de baixa congruência, onde os desvios para os modelos de elementos finitos resultam do desvio associado à digitalização das formas dos componentes (0.2mm) assim como do desvio de discretização da geometria durante o processo de geração de malha. No entanto, estes desvios não põem em causa a natureza comparativa do estudo, nem a resposta pretendida com o mesmo. Na tabela 4

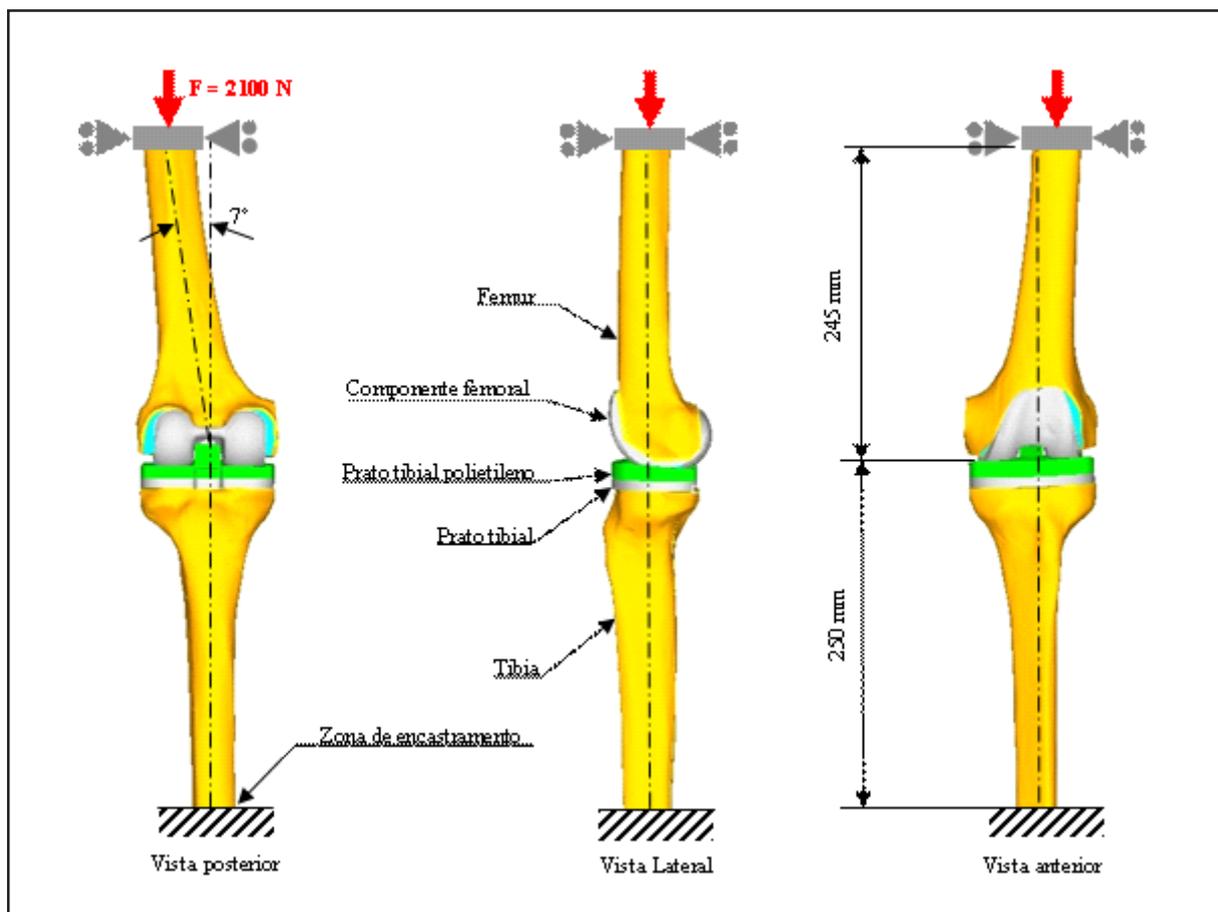


Figura 2. Representação esquemática das condições de fronteira dos modelos analisados

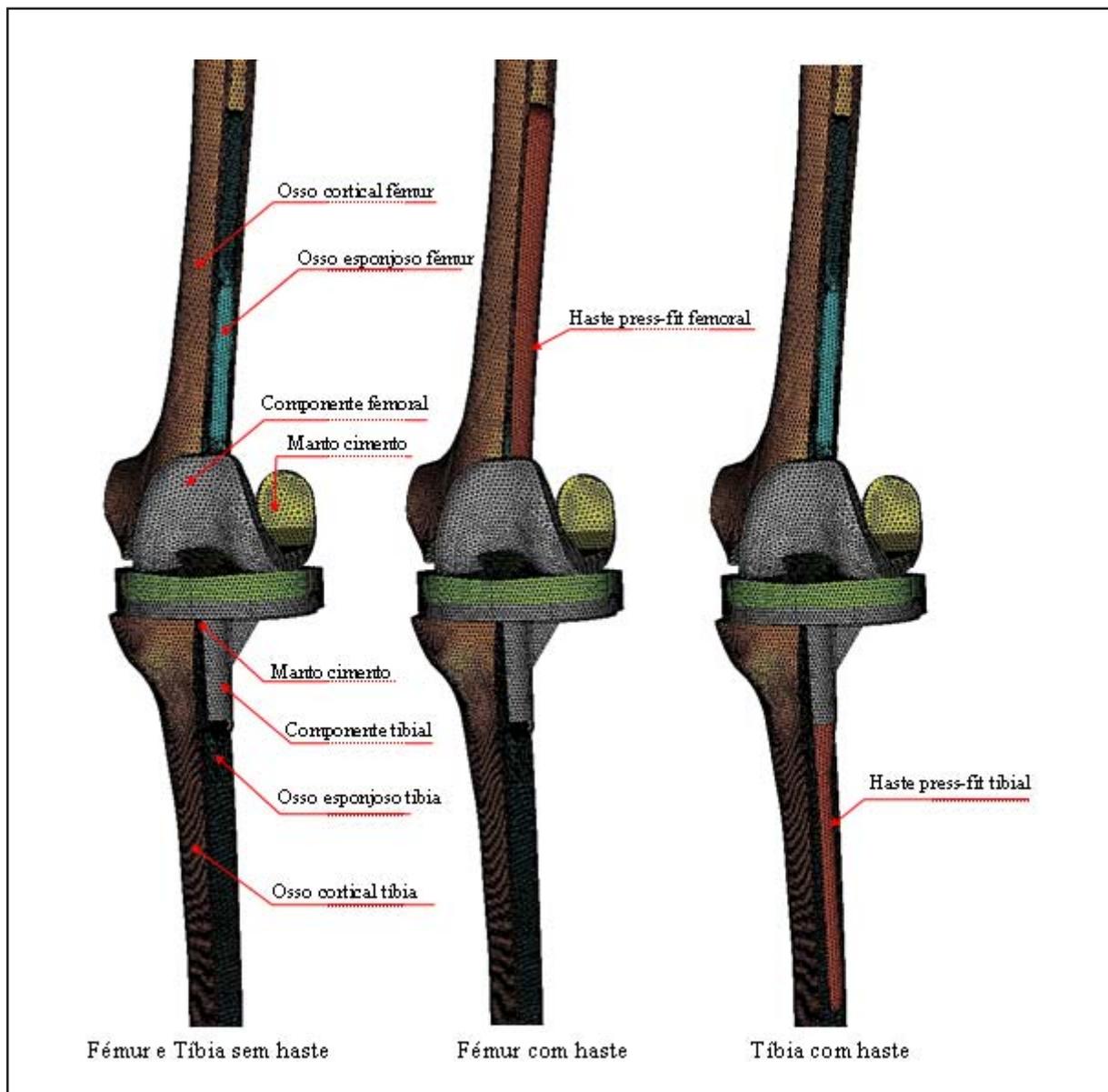


Figura 3. Malha de elementos finitos do modelo analisado na zona da articulação

Modelos analisados	Designação	Número de elementos	Número de nós
Componentes femoral e tibial sem hastes	Fémur e tibia sem haste	427265	95918
Componente femoral com haste e tibial sem haste	Fémur com haste	428601	96027
Componente tibial com haste e femoral sem haste	Tibia com haste	428601	96027

Tabela 4. Número de elementos e nós dos modelos de elementos finitos usados nas diversas simulações numéricas

encontram-se o número de elementos e nós dos modelos de elementos finitos usados nos diferentes modelos numéricos.

Os resultados analisados no fémur e na tíbia resultam da utilização somente de haste no osso adjacente, isto é, no caso do modelo com haste no fémur, analisaram-se os resultados no lado da tíbia e no modelo com haste na tíbia analisaram-se os resultados no fémur. No modelo sem hastes foram analisados os resultados do lado tibial e femoral para comparação com os modelos anteriores. As

condições de interface das hastes tibial e femoral na zona da extremidade foram oportunamente estudadas, assim como os modos de fixação das hastes comerciais [5]. Considerou-se as hastes *press-fit*, em contacto radial com o osso esponjoso, à excepção da zona da sua extremidade em que existe apenas contacto radial directamente com o osso cortical. A representação esquemática da combinação de componentes e hastes utilizadas assim como as interfaces na zona da extremidade estão apresentadas na figura 4.

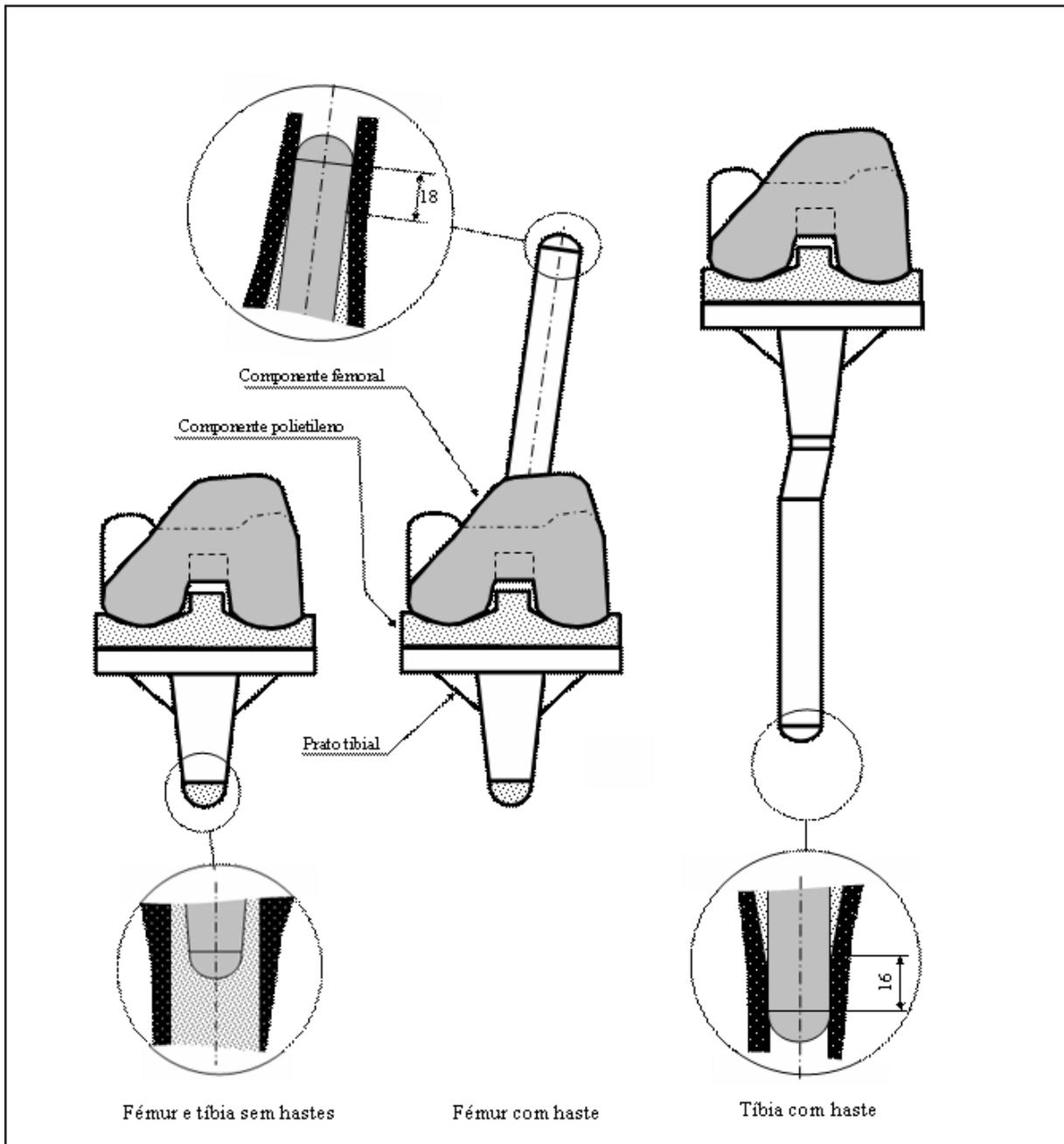


Figura 4. Representação esquemática da combinação de componentes e hastes utilizadas assim como as interfaces na zona da extremidade

Resultados

Repartição de carga na interface osso-cimento no fémur e tibia

A figura 5 ilustra a repartição de carga na interface fémur-cimento e tibia-cimento. Os resultados observados indicam ligeiras alterações (< 1%) na repartição de carga entre o osso cortical e o osso esponjoso no fémur pela utilização da haste na tibia relativamente ao modelo sem haste na tibia. No entanto, o modelo com haste no fémur origina alterações mais significativas de repartição de carga na tibia entre o osso cortical, osso esponjoso e haste. A alteração mais significativa ocorreu no osso esponjoso onde a carga sobre este aumentou 10%. A carga transmitida pela haste para a zona mais distal da tibia não se alterou com a introdução da haste no fémur.

Micromovimentos do componente femoral relativamente ao osso cortical

Os deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical obtidos a 10mm da interface fémur-cimento foram analisados nos quatro lados do fémur (figura 6) para o modelo com haste na tibia. O facto de se utilizar a haste na tibia relativamente ao modelo sem haste origina alterações nos deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical nos quatro aspectos inferiores a 2%. Em termos absolutos, as maiores alterações ocorreram no aspecto anterior com uma redução de 6 μ m relativamente ao modelo sem haste tibial e no aspecto posterior onde estes aumentaram 5 μ m. Em termos ponderados, a introdução da haste aumenta os micromovimentos em média de 1.3%.

Nos modelos com utilização de haste femoral os deslocamentos relativos entre o componente tibial e o osso cortical a 10mm da interface revelam alterações relativamente ao modelo sem haste no fémur (figura 7). Em termos absolutos as maiores alterações ocorreram no aspecto posterior onde a introdução da haste no fémur reduziu o micromovimento relativo máximo de 5.5 μ m e no aspecto medial aumentou 4 μ m. Em termos ponderados, a haste *press-fit* aumentou os micromovimentos em 52.1% sendo o aspecto medial o mais responsável por este facto, onde o micromovimento máximo aumentou mais de 2 vezes relativamente ao modelo sem haste femoral, apesar de representar apenas 4 μ m.

Micromovimentos na interface osso-cimento nas zonas condilares

O deslocamento relativo entre o cimento e o osso esponjoso nesta interface foi avaliado nas direcções antero-posterior e medial-lateral (figura 8 e 9) para ambos os modelos com e sem haste.

O resultado do modelo com haste na tibia não revelou alterações significativas de deslocamento relativo entre o cimento e o osso, tendo como referente o modelo sem haste tibial. Em termos médios, esta alteração consistiu numa redução de 3.4% aquando da utilização haste *press-fit* na tibia. Em termos absolutos a diferença máxima encontrada foi de 3 μ m.

Para o caso do modelo com utilização da haste *press-fit* no fémur os micromovimentos entre o cimento e o osso esponjoso revelaram-se bastante significativos em ambas as direcções analisadas.

Na direcção antero-posterior os desvios mais significativos ocorrem nas zonas junto à

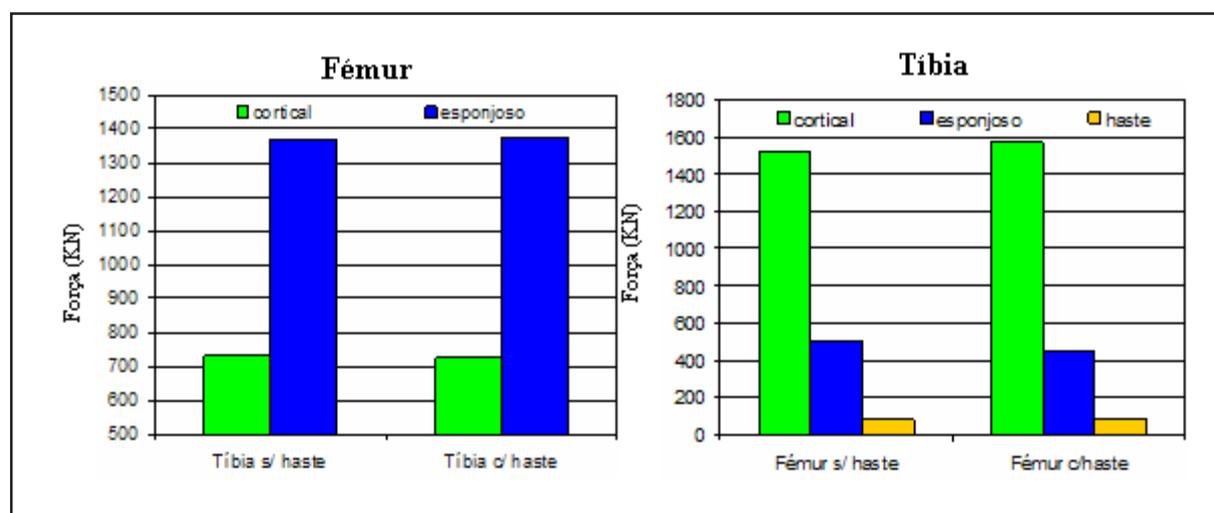


Figura 5. Alteração da repartição de carga na interface osso-cimento no fémur e na tibia

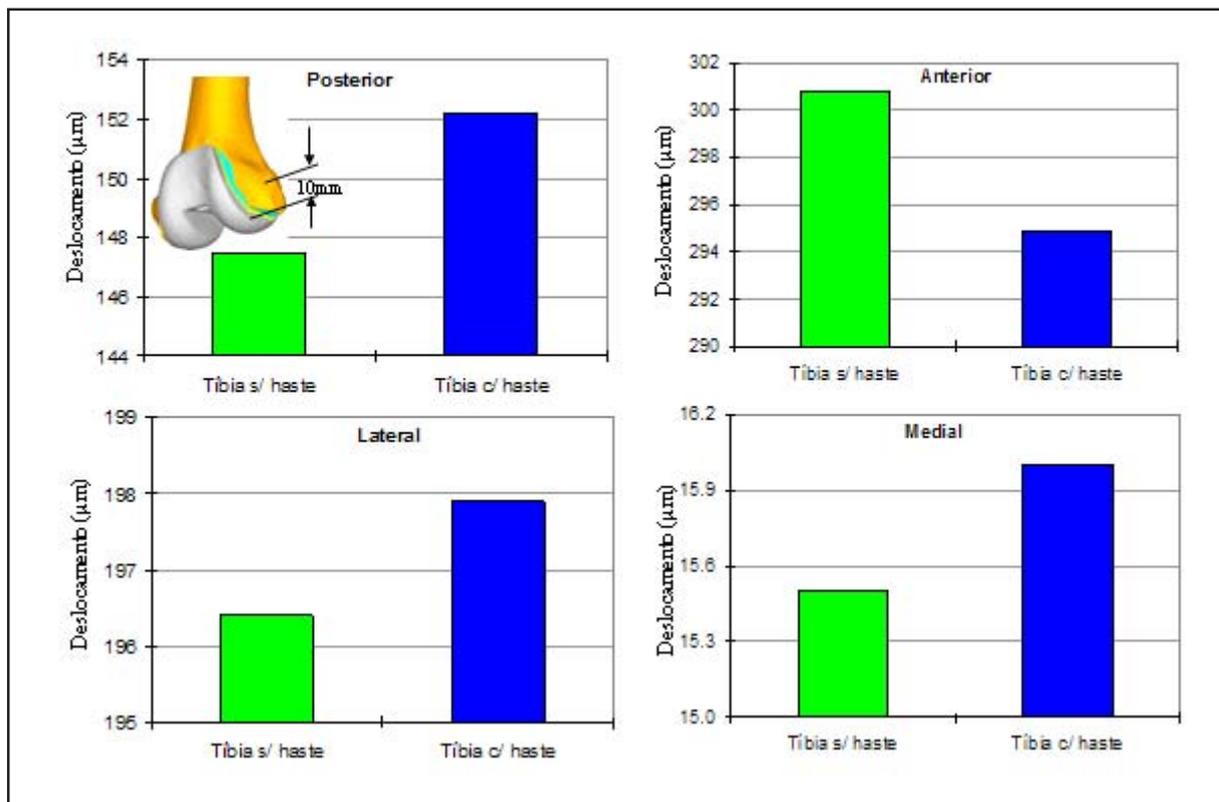


Figura 6. Micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical a 10mm da interface fêmur-cimento com a utilização da haste *press-fit* na tíbia

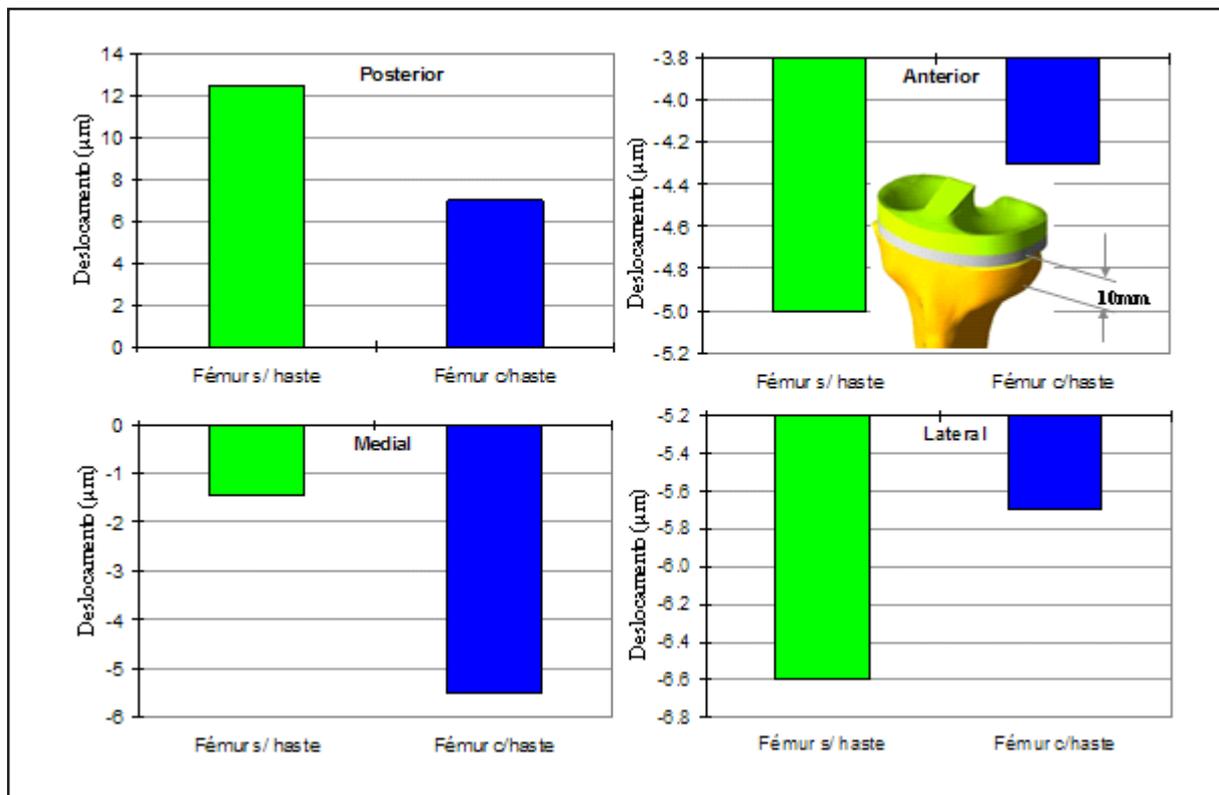


Figura 7. Micromovimentos entre o componente tibial e o osso cortical a 10mm da interface fêmur-cimento com a utilização de haste *press-fit* no fêmur

extremidade do componente tibial. Nestas zonas o aumento dos micromovimentos relativamente ao modelo sem haste foi de $41\mu\text{m}$, representado um aumento de cerca de 3 vezes. Na direcção medial-lateral, o aumento médio dos micromovimentos foi de $18\mu\text{m}$ relativamente ao modelo sem haste. Em algumas zonas este aumento foi superior a 1000% em termos relativos. Na zona da extremidade do prato tibial, no lado lateral, a combinação dos deslocamentos relativos nas duas direcções representa um aumento de $50\mu\text{m}$ relativamente ao modelo sem haste. As diferenças das médias de

todos os deslocamento relativos entre o modelo sem e com haste femoral apresentam, em termos estatísticos, diferenças significativas ($p < 0.05$).

Deformações no osso esponjoso na interface fémur-cimento

As deformações principais mínimas (figura 9) no osso esponjoso do fémur na interface fémur-cimento revelam que a utilização das hastes tibiais altera as suas intensidades relativamente ao modelo de referência de forma bastante diminuta, pois os desvios encontrados não foram além de 1.5%. No

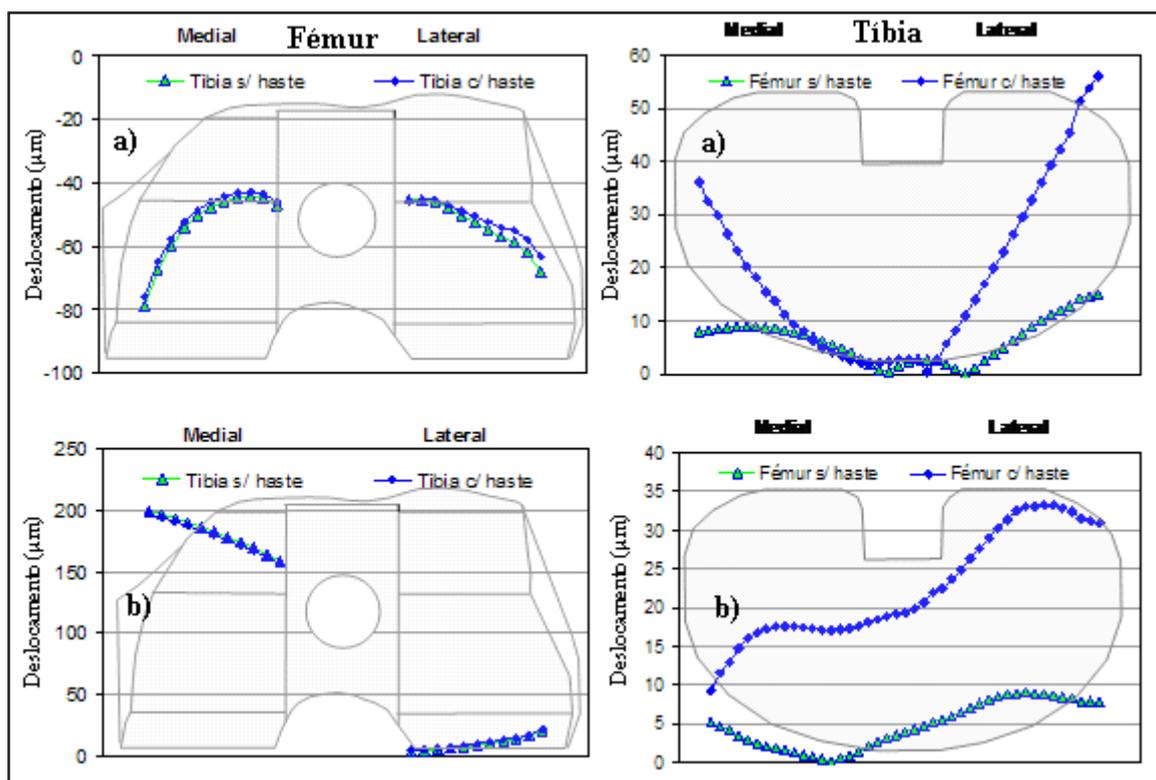


Figura 8. Micromovimentos entre o cimento e o osso no fémur e tibia nos modelos com haste e sem haste: **a)** direcção antero-posterior e **b)** direcção medial-lateral

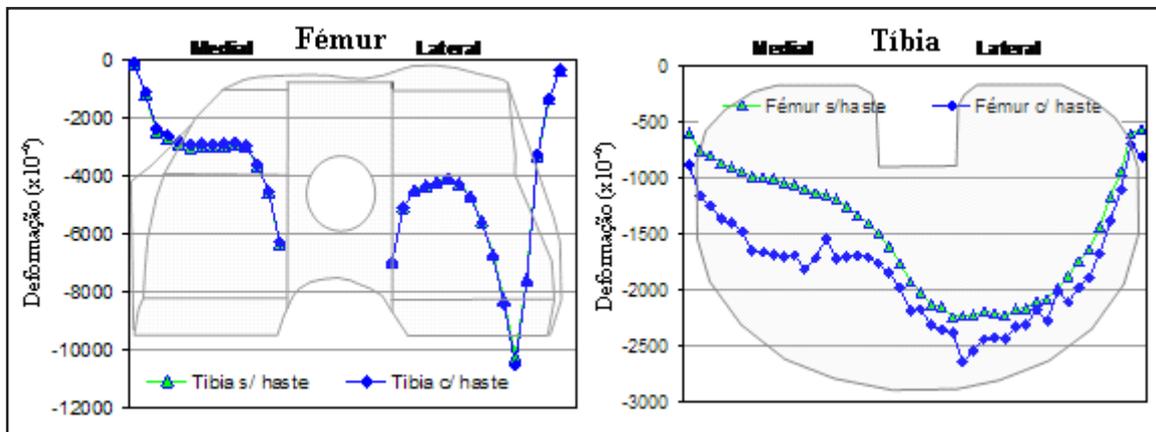


Figura 9. Deformações principais mínimas no osso esponjoso do fémur e tibia nos modelos com haste e sem haste

entanto, não deixa de ser relevante que a utilização de hastes influencia os níveis de deformações principais mínimas no osso esponjoso na interface fêmur-cimento com a utilização da haste na tíbia.

As deformações principais mínimas no osso esponjoso na interface osso-cimento da tíbia no modelo com haste femoral aumentaram de forma significativa relativamente ao modelo sem haste, principalmente no lado medial. Na zona medial o aumento foi em média de 60% relativamente ao modelo sem haste femoral.

Discussão

A análise dos diferentes resultados mostra alterações biomecânicas no fêmur com a utilização da haste *press-fit* na tíbia. No entanto, os valores relativos encontrados, assim como a sua distribuição, parecem não influenciar de forma significativa a estabilidade (micromovimentos) do componente femoral aquando da utilização da haste *press-fit* na tíbia. No entanto, a questão que se pode colocar é se as diferenças (pequenas) encontradas terão algum significado clínico ou não. Não foi possível encontrar estudos clínicos que comparem as taxas de sucesso do componente femoral aquando da utilização ou não das hastes *press-fit* na tíbia de forma a poder comparar com os resultados numéricos obtidos neste estudo. Assim, tendo em contas as diminutas alterações de carga e deformações no osso e os desvios máximos de micromovimento do componente femoral da ordem do $6\mu\text{m}$, parece-nos que nos casos em que a qualidade do osso na superfície condilar do fêmur seja boa e ausente de defeitos, a influencia da utilização da haste tibial é desprezível relativamente a situação sem haste tibial.

A utilização da haste *press-fit* no fêmur altera de forma mais significativa a estabilidade (micromovimentos) do componente tibial relativamente a situação sem haste femoral, principalmente na interface osso-cimento. Tal como no caso anterior, a questão que se coloca é de saber se as diferenças mais significativas, aquando da utilização da haste na tíbia, podem ao não influenciar negativamente a estabilidade do componente tibial e conduzir de forma mais precoce a perda do componente tibial. Tal como para o caso da utilização da haste na tíbia, não existem dados clínicos que permitam evidenciar uma maior ou menor perda do componente tibial do joelho devido ao uso da haste femoral. No entanto, é conhecido que a taxa de perda do componente tibial é superior à do componente femoral. Tendo em conta este

facto e os aumentos ($50\mu\text{m}$) observados nos deslocamentos relativos na interface osso-cimento, zona mais susceptível ao surgimento de radiolúcências nos exames radiológicos à tíbia, indicando uma separação na interface, parece-nos que alguma prudência deve ser tomada pelo cirurgião aquando utilização da haste femoral. O aumento de $50\mu\text{m}$ representa um aumento superior a 300% relativamente a situação sem da haste femoral. Uma baixa qualidade ou a existência de alguns defeitos na superfície condilar da tíbia deve ser motivo especial de ponderação para a utilização da haste femoral por parte do cirurgião. O facto de se utilizar a haste femoral origina um aumento de rigidez do fêmur distal que transmite de forma mais vigorosa os esforços ao componente de polietileno na tíbia. O facto de o componente tibial estar apoiado numa superfície plana sem nenhum tipo de encaixe natural, como acontece com o componente femoral, onde este se posiciona entre a face condilar posterior e a face anterior do fêmur dando a este um encaixe anatómico que contribui de forma significativa para a estabilidade do componente femoral. Convém referir que o componente tibial utilizado possui uma pequena haste de 50mm e 3 quilhas que contribuem para a sua estabilidade, mas pelos resultados observados parece não serem suficientes para tornar imune a sua estabilidade à utilização da haste femoral.

Tendo em conta estes resultados e a função da utilização das hastes, que é contribuir para a estabilidade do componente onde esta é aplicada, parece-nos de todo aconselhado ao cirurgião que quando tenha necessidade de utilizar a haste femoral utilize uma haste no lado tibial para contribuir para uma maior estabilidade do componente tibial. Um futuro trabalho será desenvolvido de forma a avaliar o contributo da utilização da haste *press-fit* tibial nos casos onde a utilização da haste femoral é essencial.

Convém referir que este estudo é bastante simplificado, não entrando com a contribuição da patela e ligamentos da articulação do joelho para a estabilidade do componente femoral e tibial. Além disso, a carga aplicada ao fêmur é apenas vertical, omitindo-se os esforços nas direcções transversais e o momento de torção interno-externo entre o fêmur e a tíbia. Assim, tendo em conta os resultados obtidos, a introdução destes esforços de grandeza bastante inferiores ao da carga vertical contribuem para uma diminuição da estabilidade da interface osso cimento, já que pela sua natureza estes fomentam o deslizamento dos componentes nas superfícies condilares.

Referências

1. **Completo, A., Fonseca, F., Simões, J. A.**, 2006, «Finite element and experimental cortex strains of the intact and implanted tibia», J Biomech Eng (submetido).
2. **Completo, A., Fonseca, F., Simões, J. A.**, 2006 «Finite element and experimental validation of the intact and implanted distal femur models», J Biomech (submetido).
3. **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.
4. **Taylor, S., Walker, P. S., Perry, J., Cannon, S. R.** and Woledge, R. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. J. Arthroplasty, 1998, 13(4), 428–437.
5. **Completo, A., Fonseca, F., Simões, J. A.**, 2006, «A influência do tipo de haste do componente femoral na revisão da ATJ: Análise pelo método dos elementos finitos», Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia (submetido).