

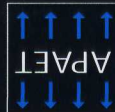
90

CONGRESSO NACIONAL mecânica experimental
Ponta Delgada 27-29 julho 2005

EDITORES

Mário A. P. Vaz (FEUP/INEGI) | José A. Simões (U Aveiro) | Paulo A. G. Piloto (IPB-ESTIG)

ASSOCIAÇÃO
PORTUGUESA
DE ANÁLISE
EXPERIMENTAL
DE TENSÕES



ESTUDO NUMÉRICO DA BIOMECÂNICA DA COMPONENTE TIBIAL DA ARTROPLASTIA DO JOELHO

Completo, A.¹; Fonseca, F.²; Simões, J.A.¹

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro
²Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade da Beira Interior, Covilhã

RESUMO

Neste artigo descreve-se um estudo numérico em que se avalia a influência do tipo de componente tibial da prótese de substituição do joelho. Para o efeito, foi usado o método dos elementos finitos. Foram analisadas hastes curtas e hastes compridas e a inclusão na ponta distal da haste um componente polimérico de polietileno. Os resultados obtidos permitiriam identificar os factores que em parte podem estar relacionados com a dor sentida por pacientes portadores deste tipo de implante. Os mesmos permitiriam ainda determinar o efeito de stress shielding em toda a extensão da haste e na região do tecido ósseo esponjoso adjacente à parte inferior do prato tibial.

1-INTRODUÇÃO

No âmbito de numerosos estudos clínicos realizados relativos à prótese do joelho têm surgido algumas questões pertinentes que se prendem com o seu desempenho, que por sua vez é influenciado pelas suas características geométricas, dimensionais e de superfície. Alguns estudos mediram a migração da componente tibial da prótese [1,2], demonstrando que a inicial (pós-operatório) pode ser um indicador para estimar a taxa de incidência da laxação asséptica [3]. Estes estudos mostram que a migração, e consequente deslocamento, se inicia logo após a cirurgia da artroplastia do joelho [3] e, aparentemente, é de carácter mecânico e não biológico, embora a total separação entre estes mecanismos não possa nem deva ser feita.

2-MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram criados 5 modelos numéricos de elementos finitos que se encontram identificados na tabela 1. A geometria do prato tibial e hastes

utilizadas são do modelo P.F.C Sygma Modular Knee System (Depuy/Johnson & Johnson-Warsaw/Indiana), com prato tibial tamanho 5 e haste monobloco de 50mm e haste de extensão de 60mm. Foi usado o modelo CAD de uma tibia sintética de material composto (Sawbones, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA) disponível para a comunidade científica para estudos numéricos. As propriedades mecânicas da tibia foram consideradas isotrópicas, homogêneas e lineares elásticas, sendo estas suposições aplicadas quer ao osso esponjoso quer ao osso cortical (tabela 1).

Todas as interfaces entre os diversos componentes e osso foram modeladas como rigidamente ligadas. Assim sendo, considerou-se as tensões de tracção no mecanismo de transferência de carga. O tipo de elemento finito utilizado foi o tetraédrico linear de 4 nós. A cirurgia virtual, para secionamento da tibia e colocação da prótese, foi realizada com as indicações de um cirurgião experiente neste tipo de cirurgia da prótese do joelho.

3 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

A figura 1 ilustra parte dos resultados

obtidos, que serão objecto de análise mais detalhada em artigo completo a submeter à Revista Mecânica Experimental. O estudo mostrou que a tibia intacta apresenta tensões de von Mises equivalentes de -3MPa (lado medial) e -0,97 (lado lateral). Também se observou que a tensão principal mínima, no osso esponjoso, aumenta à medida que nos aproximamos da extremidade da haste, quer na haste de 50mm em títanium quer na haste de 110mm no mesmo material, sendo a própria extremidade o ponto mais solicitado em compressão, actuando como um factor de concentração de tensões. Na haste de 50mm em títanium, este valor é cerca de 4,5 vezes superior e 7 vezes ao da haste de 110mm relativamente ao valor da tibia intacta.

Foi unicamente simulado o peso do corpo sobre o implante, não se considerando os esforços de origem muscular (quadriceps e gastrocnémio) e ligamentar. A carga aplicada é representativa de um joelho do tipo varo, com cerca de 3 vezes o peso do corpo. No condílio lateral a força foi de 880N e no medial é de 1440N. [4]. Estas cargas foram aplicadas, de forma distribuída, na área central de cada condílio, no sobre o osso cortical no caso do modelo da tibia intacta. A tibia foi seccionada na sua parte distal e foi rigidamente encastrada a 226mm do prato.

Tabela 1 - Características dos modelos analisados.

Modelos numéricos e propriedades mecânicas	Nós	Modulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Tibia intacta	17	0,3	0,3
Osso Cortical			
Osso Esponjoso			
Cimento osseo (P/MMA)	2	0,3	0,3
Prato tibial (prato/haste) Títanium / Títanium	75372	110 / 110	0,3
		e = 2,5 mm	
		l = 50 mm	
Prato tibial (prato/haste) Títanium / Títanium	84025	110 / 110	0,3
		e = 2,5 mm	
		l = 110 mm	
Prato tibial (prato/haste) CrCo / CrCo	84025	210 / 210	0,3
		e = 2,5 mm	
		l = 110 mm	
Prato tibial (prato/haste) Títanium / Títanium / Polietileno	83787	110 / 0,5	0,3
		e = 2,5 mm	
		l = 95 mm (CrCo)	
		l = 15 mm (Polietileno)	

e = espessura de cimento entre o prato e as estruturas ósseas
 l = comprimento da haste

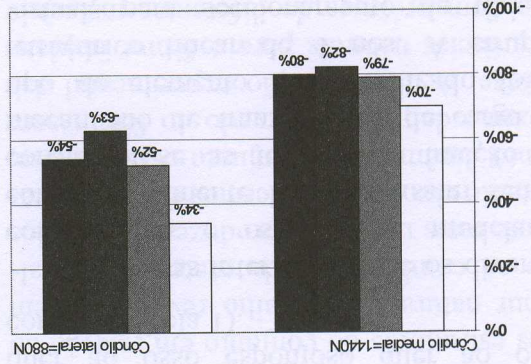


Figura 1- Desvio do valor de pico da tensão principal mínima relativamente ao valor do osso intacto na interface osso - cimento [17].

Tal como é descrito no trabalho de Completo et al. [4], Barrack et al. [5] relatam um estudo clinico onde cerca de 32% dos pacientes com hastes longas (146mm) em CrCo e cerca de 9,8% com hastes de títanium modificadas (extremidade rasgada), apresentaram dor na zona da extremidade da haste. Igualmente outros autores como Hass et al. [6] e Fonseca et al. [7] relatam igualmente o efeito da dor, tendo este último autor observado por análise cintigráfica actividade osteoblástica mais intensa na região da dor, uma vez que o aumento da carga ao nível ósseo estimula localmente este tipo de actividade [8]. Este efeito pode levar igualmente a uma ossificação acentuada na extremidade da haste. Completo et al. [4] mostrou que a região de maior concentração de tensões na haste tibial situa-se em torno da região medial-posterior, o que vem confirmar os resultados de actividade osteoblástica apresentados por Fonseca et al [7]. Neste sentido, é legítimo supor que existe uma relação entre a dor sentida e o campo das tensões-deformações nos tecidos ósseos em contacto com o implante. Naturalmente que tal suposição carece de investigação científica mais aprofundada, sendo em todo o caso a relação entre a dor e factores

de origem mecânica de difícil estudo e de correção complexa.

4 - CONCLUSÕES

- [3] Grewal, R., Rimmer, M. G., Freeman, M. A. R., 1992. Early migration of tibial prostheses in relation to long term survivorship. *Journal of Bone and Joint Surgery* 74B, 239-242.

- [4] Completo, A., Fonseca, F., Simões, J. A., 2005, "Dor na extremidade da haste do prato tibial na artroplastia do joelho e sua relação com efeitos de origem mecânica", Encontro I Biomecânica, 3 a 4 de Fevereiro, Martimichel, Abrantes, pp. 61-67.

- [5] Barrack RL, Stanley, T, Burt M, 2004, The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty* 19(7): Suppl 2.

- [6] Haas SB, Insall JN, Montgomery W III, Windsor RE, 1995, Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 77:1700.

- [7] Fonseca F, Lucas F, Pires A, Barreto M, Marques A, 1998, Revisão de PTJ charneira por PTJ deslizamento – Caso clínico. XVII Congresso Nacional de Ortopedia e Traumatologia, Porto.

- [8] Dye SF, Chew MH, 1994, The use of scintigraphy to detect increased osseous metabolic activity about the knee, *Instr Course Lect*. 43:453.

O estudo mostrou que os materiais e a geometria da prótese tibial estão relacionados com efeitos como o *stress shielding* e a dor, embora também se deva ter em consideração a contribuição de outros factores, nomeadamente biológicos. Todavia, é plausível assumir que são os estímulos de origem mecânica os iniciadores dos fenómenos de resposta dos tecidos ósseos. Os campos de tensões provocados pela prótese mostram que a ponta distal da mesma é aquela que deve merecer especial atenção, pois é nesta zona do implante que se verifica grande parte da transferência de carga pelas elevadas tensões aí verificadas. O uso de materiais de menor rigidez, menor módulo de elasticidade como o polietileno, permite transferir os níveis mais elevados de tensões para a zona de transição entre os diferentes materiais (titanio-polietileno ou CrCo-polietileno), mas são contudo mais baixas. Aparentemente hastes poliméricas são projectualmente mais ajustadas para provocar níveis de tensões mais baixas, mas tal pode constituir factor nefasto por induzir micromovimentos de maior amplitude na interface osso-implante, comprometendo a adesão do tecido ósseo à superfície da prótese.

REFERÊNCIAS

- [1] Albrektsson, B. E. J., Ryd, L., Carlsson, L. V., Freeman, M. A. R., Herberts, P., Regner, L., Selvik, G., 1990. The effect of a stem on the tibial component of knee arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery* 72B, 252-258.
- [2] Ryd, L., 1986. Micromotion in knee arthroplasty: A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplement* 220.