

FRATURA PERIPROTÉTICA DA TÍBIA COMBINADA COM FRATURA DE FADIGA DA HASTE TIBIAL DE ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

TIBIAL PERIPROSTHETIC FRACTURE COMBINED WITH TIBIAL STEM STRESS FRACTURE FROM TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

Fernando Fonseca¹, Edgar Rebelo², António Completo³

RESUMO

As complicações das artroplastias totais do joelho relacionadas com o próprio material são muito raras, exceto o desgaste do polietileno. Neste artigo os autores reportam o caso de uma paciente do sexo feminino de 58 anos referenciada ao pronto-socorro do nosso hospital por uma fratura periprotética tibial (tipo I da classificação da Mayo Clinic). Uma observação mais cuidadosa mostrou a presença concomitante da referida fratura da tibia associada à fratura de fadiga da haste tibial. A prótese com a haste foi remetida a um laboratório de biomecânica independente onde foi avaliada e efetuada uma reconstrução com uso de sistema de elementos finitos em CAD de modo a verificar a existência de algum defeito de fabricação e as eventuais causas para o sucedido. Depois de avaliadas diversas hipóteses, concluiu-se que a fratura do material foi provocada por uma sobrecarga na zona de transição prato/haste secundária à falência óssea prévia (fratura). Da avaliação do caso ressalta-se novamente a necessidade de efetuar uma avaliação adequada da mineralização óssea e, em caso de dúvida, utilizar uma haste longa.

Descritores – Artroplastia do Joelho; Fraturas de Estresse; Revisão Cirúrgica

ABSTRACT

Total knee arthroplasty complications related to the prosthetic material are very rare, except for polyethylene wear. We report the case of a 58-year-old woman who came to the emergency service of our hospital with a periprosthetic tibial fracture (Mayo Clinic type I). Careful examination showed that this fracture was concomitantly associated with a tibial stem fatigue fracture. The prosthesis and the stem were sent to an independent biomechanics laboratory for evaluation. A finite-element CAD system was used to make a reconstruction, so as to ascertain whether there had been any manufacturing defect and what the causes of the event might have been. After evaluation of several hypotheses, it was concluded that the fracture in the prosthetic material had been caused by overloading at the plate/stem transition zone secondary to previous bone failure (fracture). From the evaluation of this case, the need to make appropriate assessment of bone mineralization can again be emphasized. In cases of doubt, a longer stem should be used.

Keywords – Arthroplasty, Replacement, Knee; Fractures, Stress; Reoperation

INTRODUÇÃO

Mendes *et al* descreveram, em 1984, uma fratura base do componente tibial de artroplastia total do joelho⁽¹⁾, caso que não é único na literatura⁽²⁻⁴⁾ embora

em componentes tibiais de tipo monobloco (base e haste único). No entanto, por exigência de mercado, muitas empresas comercializam componentes tibiais modulares com a base e a haste tibial separadas, sendo a sua

1 – Chefe de Serviço; Diretor da Área de Gestão Integrada Cirúrgica 2 dos HUC; Responsável pela Unidade de Cirurgia do Joelho dos HUC; Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina de Coimbra, Portugal.

2 – Residente de Ortopedia nos HUC – Coimbra, Portugal.

3 – Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Mecânica Grupo de Investigação em Biomecânica – Coimbra, Portugal.

Trabalho realizado no Serviço de Ortopedia do HUC – Coimbra, Portugal

Correspondência: Rua Larga – 3004-504 – Coimbra, Portugal. E-mail: pereirafonseca@gmail.com

Trabalho recebido para publicação: 22/09/2010, aceito para publicação: 25/05/2011.

Os autores declaram inexistência de conflito de interesses na realização deste trabalho / *The authors declare that there was no conflict of interest in conducting this work*

Este artigo está disponível online nas versões Português e Inglês nos sites: www.rbo.org.br e www.scielo.br/rbort
This article is available online in Portuguese and English at the websites: www.rbo.org.br and www.scielo.br/rbort

montagem efetuada no momento da implantação. Estas soluções provocam um aumento da concentração de cargas⁽⁵⁾ na zona de transição, que, segundo os fabricantes, é inferior ao limite de resistência do material. Das fraturas ósseas periprotéticas do joelho, a fratura tibial é igualmente rara⁽⁶⁾. O presente caso reporta um fenômeno de associação de duas fraturas diferentes (osso e metal) em simultâneo na mesma paciente, fato que tanto quanto é do nosso conhecimento não aparece relatado na literatura.

FATO CLÍNICO

Paciente do sexo feminino de 58 anos, trabalhadora rural em atividade, foi referenciada ao pronto-socorro do nosso hospital. Tinha história de uma deformidade em varo do joelho direito, progressiva desde há cerca de seis meses. Negava presença de dor associada ou qualquer trauma prévio. Deambulava com auxílio de uma canadiã, pois entendia que existia um afrouxamento da resistência do joelho. Nos antecedentes médicos referia-se osteoartrose do joelho direito e menopausa aos 45 anos sem utilização de terapêutica hormonal de substituição. Por causa da artrose do joelho foi efetuada a implantação de uma ATJ dois anos antes em outra instituição hospitalar (ATJ tipo Performace, Biomet Europa). No exame físico relata-se um varo do joelho direito de 20° redutível e um arco de movimento de 100° (100°-0°-0°).

No mesmo momento foi realizada uma radiografia do joelho (Figura 1) e internada no nosso serviço com o diagnóstico de fratura periprotética tibial de tipo IB da Mayo Clinic⁽³⁾. Durante a preparação e planificação operatória foi feita uma observação mais cuidadosa das imagens e detectada igualmente uma fratura da haste tibial junto à transição haste/base tibial (Figura 1). Face a estes novos dados foi decidido efetuar uma revisão com implantação de artroplastia total do joelho. No peroperatório e após a extração do componente tibial a fratura da haste foi confirmada de forma inequívoca (Figura 2). Foi efetuada a substituição de ambos os componentes, hastes e incluída uma cunha tibial (P.F.C. Sigma TC3 – Depuy Orthopaedics – Warsaw-IN) (Figura 3). Pós-operatório decorreu sem incidentes.

Análise pelo método dos elementos finitos

Após o tratamento da paciente, diversas questões foram colocadas:

- A fratura da haste foi secundária à fratura óssea?
- Pode a fratura da haste ter causado instabilidade responsável pela fratura óssea?

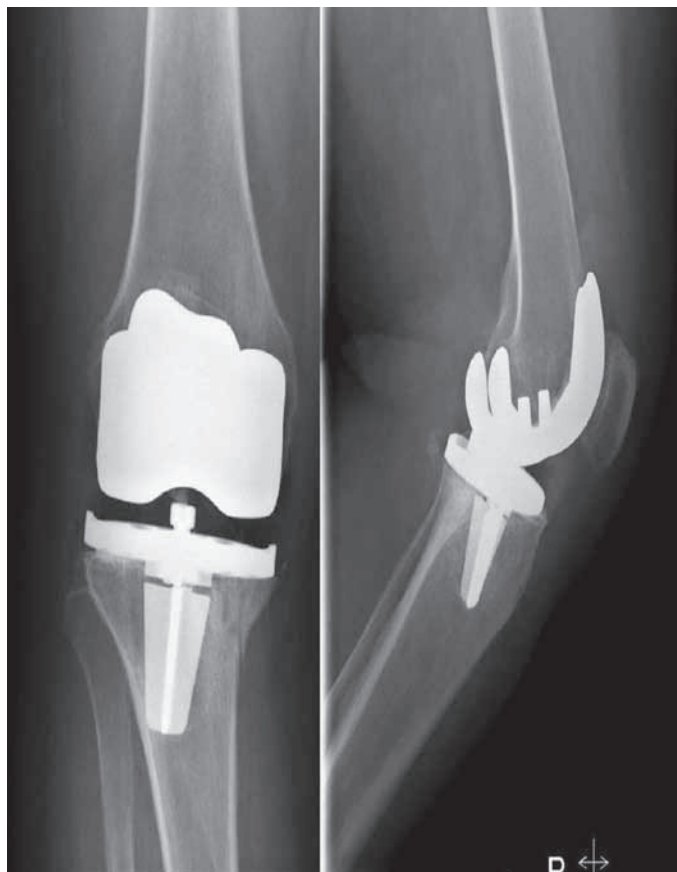


Figura 1 – Raio X no momento da admissão.

De modo a tentar responder a estas questões, foi enviada a ATJ extraída para um laboratório de biomecânica. Aí foram desenvolvidos dois modelos de elementos finitos de modo a quantificar as forças de tensão na haste em um modelo do joelho normal sem deformidade e em um modelo com deformidade em varo semelhante ao encontrado na paciente, com a extremidade da haste em contato com a cortical lateral da tibia, tal como observado na radiografia (Figura 1). Estes modelos foram planejados tendo em conta também o peso da paciente (80kg), a geometria da tibia e a geometria dos implantes antes da fratura.

O nível de estresse observado em cada um dos modelos foi comparado com o limite de fadiga do material constituinte da haste e fornecido pelo fabricante. Para a construção do modelo de elementos finitos de acordo com a especificidade da paciente, foram efetuadas radiografias de face, de perfil e uma tomografia computadorizada, tendo o modelo presumível da tibia antes (Figura 4) e depois da deformidade em varo sido construído em modelo CAD (Catia, Dassault Systèmes, França). No modelo ósseo distinguem-se dois volumes, representando um osso cortical e o outro osso esponjoso da tibia.

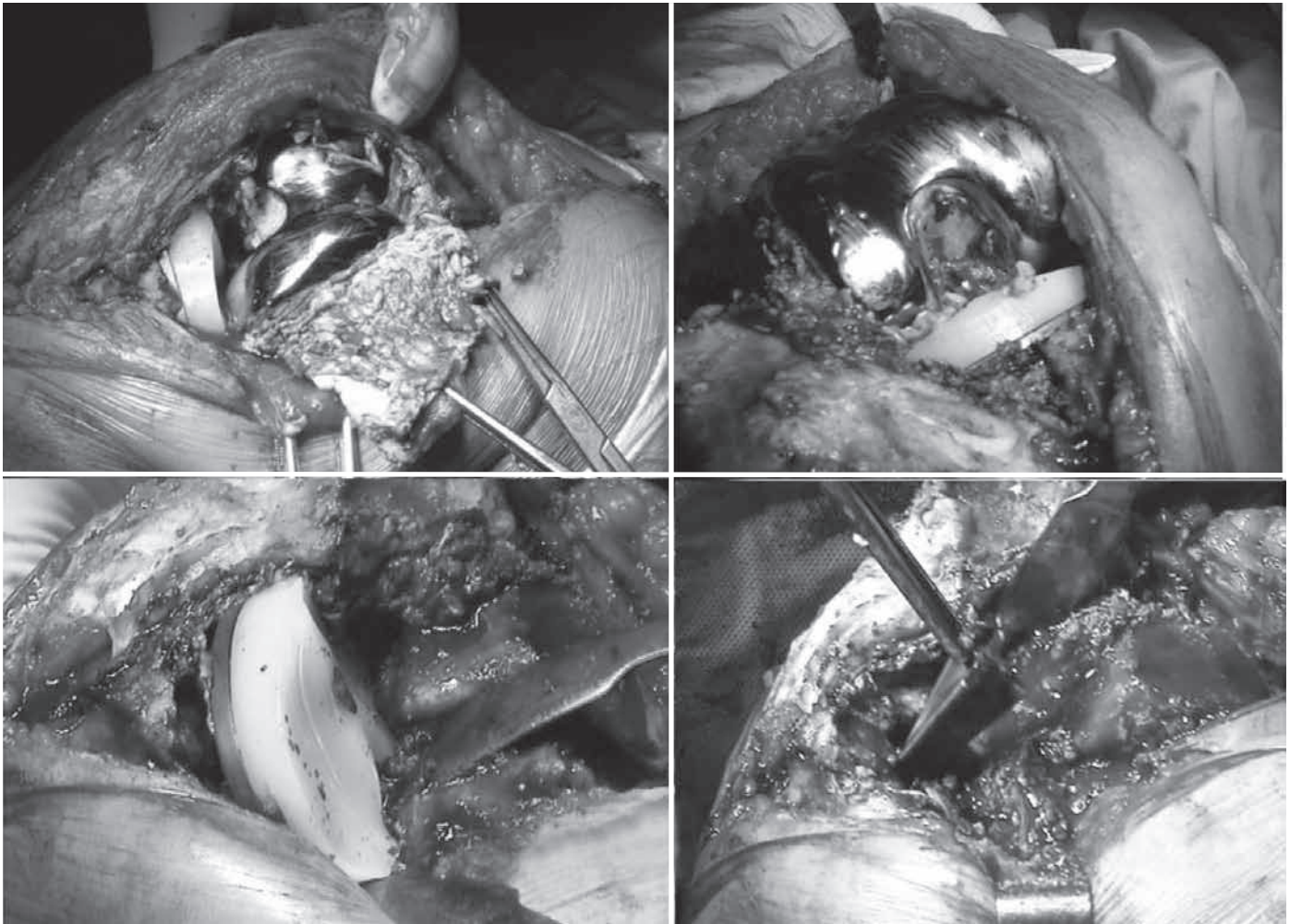


Figura 2 – ATJ com fratura da haste tibial.

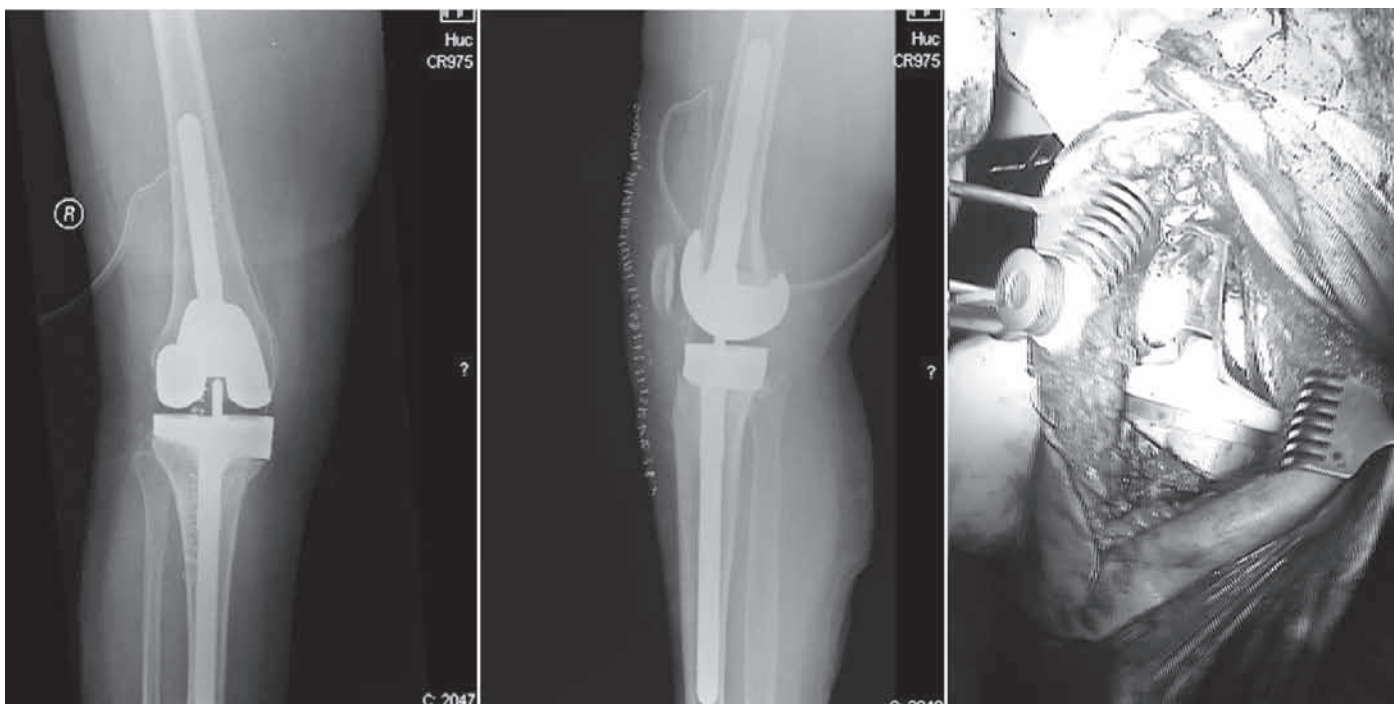


Figura 3 – ATJ implantada.

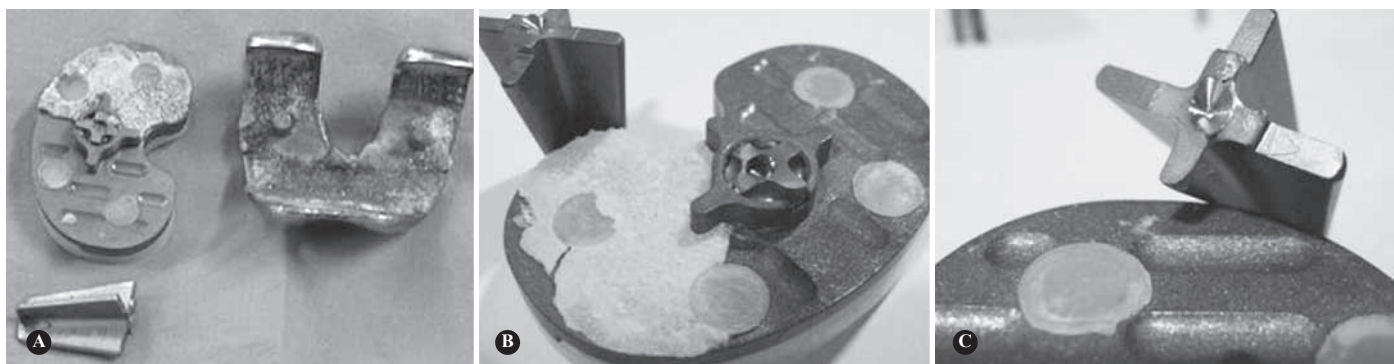


Figura 4 – (A) ATJ com fratura da haste tibial - (B) Per-operatório - (C) No laboratório.

O limite da transição entre o osso cortical e o esponjoso foi calculado na tomografia computadorizada. Posteriormente, procedeu-se a uma digitalização da base tibial de sua haste em um aparelho de *scanner* a laser 3-D (Roland LPX 250) que tem uma precisão de 0,2mm (Figura 4). Os elementos finitos relativos à artroplastia foram construídos igualmente em um modelo CAD (Catia, Dassault Systèmes, França). Como a artroplastia era cimentada, foi criado um modelo de manto de cimento. O conjunto dos modelos 3D criados (osso, componente tibial, cimento) foi convertido automaticamente em modelo de elementos finitos com uso do *software* CATIA (Catia, Dassault Systèmes, França). A malha dos elementos finitos foi construída com elementos de quatro nós. As propriedades do osso cortical e esponjoso foram calculadas por meio de tomografia⁽⁷⁾. As propriedades dos materiais da artroplastia e cimento ósseo considerados foram fornecidas pelos fabricantes (Tabela 1) assumindo-se ser homogêneas, isotrópicas e com elasticidade linear.

O número de elementos do conjunto avaliado foi de 134.952 para o “modelo de alinhamento normal” e de 128.410 elementos no “modelo com deformidade em varo” (Figura 5). A análise dos elementos finitos não lineares foi efetuada com uso do programa ABAQUS (6.7-1) para CATIA V5 (Providence, EUA). As zonas de interface cimento-implante, implante-osso e implante-*insert* polietileno foram consideradas com um algoritmo próprio.

Foram efetuadas duas simulações de carga para avaliação de forças a nível da haste. O primeiro caso era uma carga correspondente a 45% do ciclo da marcha na face de carga logo antes da impulsão pelo primeiro dedo do pé, com uma força axial correspondente a três vezes o peso corporal (3 x 80kg) da paciente⁽⁶⁾ distribuído pelo prato tibial de forma

Tabela 1 – Características dos materiais.

	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Base tibial e haste	Titânio	110	0,3
Insert polietileno	Polietileno	0,5	0,3
Cimento	PMMA	2,28	0,3

assimétrica (60% medial e 40% lateral), considerando nesta configuração igualmente as forças exercidas pelo tendão patelar (Tabela 2) de acordo com o peso da paciente (80kg).

O segundo caso foi idêntico ao primeiro, mas com aplicação da carga axial apenas no prato medial (simulação de caso de grande deformidade em varo).

Em ambos os casos foram avaliadas as forças de estresse de von Mises (Figura 6).

As forças de estresse aplicadas podem ser observadas na Figura 7, em ambas as situações ensaiadas (antes e depois da deformidade em varo observada na entrada no pronto-socorro). O valor máximo das forças de estresse de von Mises antes da deformidade em varo foi de 27,2MPa, tendo passado para 54,3MPa na simulação de deformidade em varo. Em ambos os casos, o valor máximo foi encontrado na zona medial da transição entre a base tibial e a haste.

A localização encontrada no modelo de elementos finitos na haste tibial corresponde à zona da fratura de fadiga encontrada na haste da artroplastia implantada na paciente em questão. Contudo, em qualquer das simulações, os valores atingidos estavam abaixo da força limite de fadiga da liga de titânio utilizada na artroplastia (160MPa em 10 milhões de ciclos).



Figura 5 – Modelo “normal” construído em elementos finitos.

Tabela 2 – Momentos considerados.

Força/momento	Designação	Valor
Axial	(FM)+(FL) (60% medial + 40% lateral)	2.100 N
Momento interno-externo	IE	7 N.m
Tendão patelar	LP	670 N

Contudo, deve-se realçar que o simples alinhamento em varo não alterou as zonas de tensão máxima, mas elevou-as para o dobro. Também se deve ter em atenção que a simulação não considerou, por impossibilidade técnica, cargas em valores mais extremos com a deformidade em varo, nomeadamente no trabalho rural.

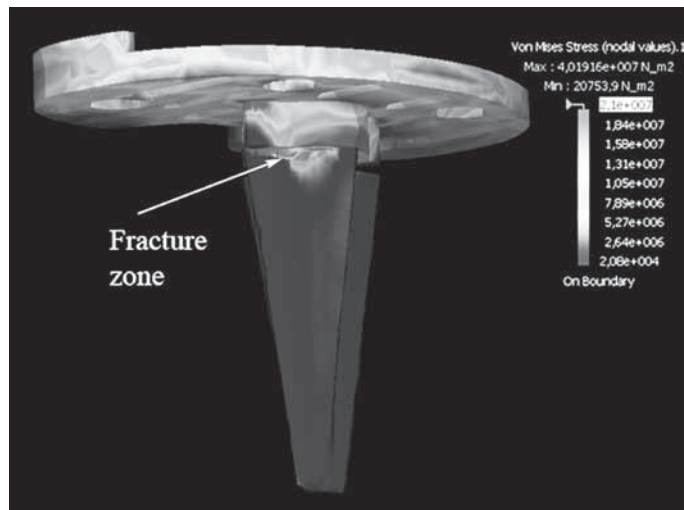


Figura 6 – Modelo prótese em elementos finitos mostrando uma alta concentração de forças na zona de transição do sistema modular base tibial-haste.

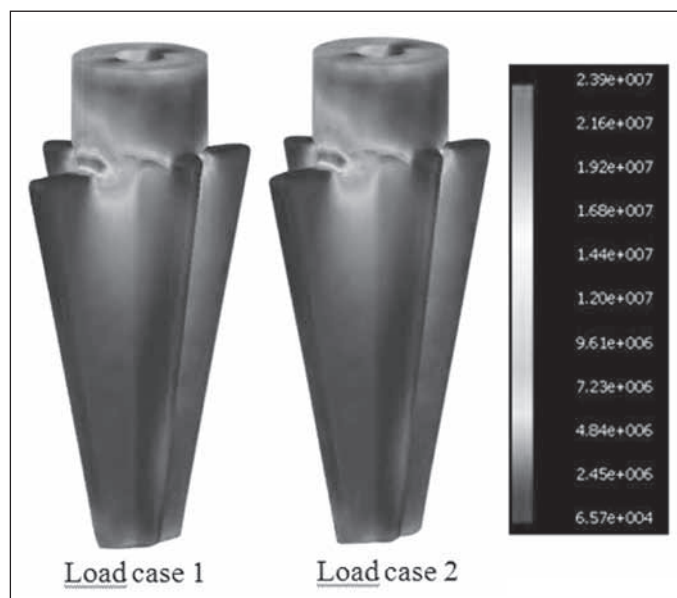


Figura 7 – Pormenor nas forças de stress aplicadas no “modelo normal (load case 1)” e no “modelo de varo (load case 2)”.

DISCUSSÃO

As fraturas de fadiga do componente tibial da artroplastia total do joelho são muito raras, tal como demonstrado por Chatterji *et al*⁽⁸⁾, que descreveram várias causas possíveis. O mesmo se pode afirmar das fraturas ósseas periprotéticas na tibia⁽⁹⁾.

Scott *et al*⁽⁴⁾ postularam que a implantação em varo do componente tibial de uma artroplastia total do joelho aumenta a concentração das cargas com distribuição assimétrica das mesmas, podendo ser causa de fratura de fadiga do metal. Também a implantação do componente tibial em rotação externa foi identificada como responsável por cargas excessivas em componentes tibiais nomeadamente

nas artroplastias de tipo *total condylar III knee*⁽¹⁰⁾, bem como na zona de encaixe do polietileno^(5,11,12).

Os trabalhos de Maquet⁽¹³⁾ demonstraram que, em posição estática, uma deformidade em varo do joelho aumenta de forma exponencial as cargas transmitidas ao prato tibial medial, não só pelo aumento do braço de alavanca como pela diminuição da superfície de carga. Contudo, Johnson *et al*⁽¹⁴⁾ e Harrington⁽¹⁵⁾ referem que este aumento é principalmente na posição ortostática, pois, já durante a marcha, há uma passagem da superfície de carga para a zona medial e, como tal, o aumento da carga não é tão acentuado. As simulações com modelos de elementos finitos mostraram que uma deformidade em varo aumenta os valores de estresse no prato tibial medial 1,7 vezes abaixo do valor da resistência à fadiga da estrutura óssea envolvida, podendo justificar a elevada associação entre fratura tibial periprotética e mau alinhamento axial⁽¹⁶⁾.

Do ponto de vista biomecânico, a zona de transição entre a haste/quilha tibial e a base tibial constitui um ponto fraco e de potencial risco de fratura de fadiga pela concentração nessa zona de todas as forças de carga transmitidas pela prótese, situação agravada nos casos de componentes tibiais modulares como na artroplastia aplicada. Neste caso, procedemos ao estudo das condições locais da paciente, tendo em atenção a massa óssea, o peso, a altura da paciente bem como o tipo de artroplastia implantado por intermédio do método dos elementos finitos. A análise pelo método dos elementos finitos é uma ferramenta de engenharia cada vez mais utilizada no cálculo e desenho de implantes e pode tornar-se importante em casos como o descrito, pois permite simular as condições locais de implantação de uma artroplastia contribuindo para a compreensão das possíveis causas de falência ou erros cometidos. Os testes mostraram que as zonas de maior estresse são concordantes com as alterações observadas na prótese retirada da paciente, embora o pico máximo

de carga fosse inferior aos limites de fadiga do material indicado pelo fabricante, tanto na posição correta como na posição apresentada na avaliação inicial da paciente. Contudo, deve-se notar que de uma posição para outra houve um aumento do pico máximo de estresse para o dobro, o que deixa em aberto a possibilidade de a paciente poder ter atingido os valores limites de fadiga, já que era trabalhadora rural e esse trabalho pressupõe esforços intensos e, sobretudo, cargas e transporte de objetos muito pesados (por vezes entre 50 e 100kg). Na radiografia obtida à entrada do nosso hospital não é possível identificar um mau alinhamento inicial, não tendo sido possível obter a radiografia pós-operatória imediata, mas acreditamos que o posicionamento em varo do componente tibial é secundário à fratura que terá ocorrido em primeiro lugar e não foi identificada. Como a paciente continuou a trabalhar e apenas notava um varismo cada vez mais aumentado, o colapso ósseo pode ter permitido o posicionamento em varo encontrado na data da entrada na nossa unidade, e, levando-se em conta o tipo de trabalho da paciente, as cargas repetidas alteraram-se de forma significativa, tendo possivelmente chegado ou mesmo ultrapassado o valor limite de fadiga da liga de titânio, provocando secundariamente uma fratura de fadiga do material.

Apesar de não se poder atribuir ao desenho da artroplastia a causa de um eventual risco de fratura, este caso lançou-nos o alerta para essa possibilidade em situações extremas como a descrita e levou-nos a decidir pela não utilização de prato tibial monobloco abandonado a opção modular.

CONCLUSÃO

Casos como este mostram a necessidade de efetuar um controle clínico e radiográfico dos pacientes para detecção precoce de alterações como a descrita.

REFERÊNCIAS

- Mendes DG, Brandon D, Galor L, Roffman M. Breakage of the metal tray in total knee replacement. *Orthopedics*. 1984;7: 860-2.
- Abernethy PJ, Robinson CM, Fowler RM. Fracture of the metal tibial tray after Kinematic total knee replacement. A common cause of early aseptic failure. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(2):220-5.
- Hanssen AD, Stuart MJ, Felix NA. Classification of periprosthetic tibial fractures. In: Scuderi GR, Tria AJ, editors. *Surgical techniques in total knee arthroplasty*. New York: Springer-Verlag; 2002. p. 576.
- Scott RD, Ewald FC, Walker PS. Fracture of the metallic tibial tray following total knee replacement. Report of two cases. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(5):780-2.
- Filvik G, Ljung P, Rydholm U. Fracture of the tibial tray of the PCA knee. A case report of early failure caused by improper design. *Acta Orthop Scand*. 1990;61(1):26-8.
- Taylor SJ, Walker PS, Perry JS, Cannon SR, Woledge R. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J Arthroplasty*. 1998;13(4):428-37.
- Les CM, Keyak JH, Stover SM, Taylor KT, Kaneps AJ. Estimation of material properties in the equine metacarpus with use of quantitative computed tomography. *J Orthop Res*. 1994;12(6):822-33.
- Chatterji U, Ashworth MJ, Smith AL, Brewster N, Lewis PL. Retrieval study of tibial baseplate fracture after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005;20(1):101-7.
- Rand JA, Coventry MB. Stress fractures after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(2):226-33.
- McPherson EJ, Vince KG. Breakage of a Total Condylar III knee prosthesis. A case report. *J Arthroplasty*. 1993;8(5):561-3.
- Maruyama M, Terayama K, Sunohara H, Adachi T, Suzuki S, Fukuzawa T. Fracture of the tibial tray following PCA knee replacement. A report of two cases. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1994;113(6):330-3.
- Skinner HB, Mabey MF, Paganelli JV, Meagher JM. Failure analysis of PCA revision total knee replacement tibial component. A preliminary study using the finite element method. *Orthopedics*. 1987;10(4):581-4.
- Maquet PGJ. *Biomechanics of the Knee: With Applications to the Pathogenesis and the Surgical Treatment of Osteoarthritis*. Berlin:Springer-Verlag; 1984.
- Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg Br*. 1980;62(3):346-9.
- Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(2):247-59.
- Cordeiro EN, Costa RC, Carazzato JC, Silva J. Periprosthetic fractures in patients with total knee arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;(252):182-9.