

ANÁLISE NUMÉRICA DE COMPONENTE FEMORAL DE PRÓTESE DE QUADRIL CIMENTADO POR TÉCNICA MODIFICADA

Ana Luisa Evaristo Rocha Petrini, Lebm-UFSC, analuisa.petrini@gmail.com
Eduardo Alberto Fancello, Lebm-UFSC, eduardo.fancello@ufsc.br
Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Lebm-UFSC, r.roesler@ufsc.br
Rodrigo Monari, Lebm-UFSC, rodrigomonari@hotmail.com

Resumo. Diferentes técnicas de cimentação do componente femoral de uma artroplastia de quadril levam à obtenção de diferentes espessuras da manta de cimento, que é apontada por muitos autores como um fator determinante no sucesso do procedimento. Apesar das recomendações tradicionais de uma espessura mínima de 2 mm, técnicas de cimentação que empregam finas ou inexistentes camadas de cimento em alguns pontos têm levado a ótimos resultados clínicos, um fenômeno conhecido como "paradoxo francês". O presente trabalho tem como objetivo avaliar por simulação numérica as consequências de um conceito de cimentação que emprega uma haste femoral sobredimensionada combinada com um manto de cimento não uniforme na resposta mecânica das diferentes partes que compõe o sistema, com ênfase no cimento ósseo. Foi empregado um modelo de elementos finitos tridimensional submetido a uma carga estática equivalente à carga máxima durante uma caminhada. Os resultados indicaram que as regiões lateral e distal da manta de cimento em torno da prótese e a região proximal antero-medial são mais suscetíveis à formação de trincas. Concentrações de tensão também foram encontradas nas regiões onde a espessura da manta é mínima.

Palavras chave: Artroplastia de quadril, Paradoxo francês, técnica de cimentação, cimento ósseo

1. INTRODUÇÃO

Artroplastia total de Quadril (ATQ) é empregada para reestabelecer a funcionalidade e a estabilidade da articulação original (Carli e Jerabek, 2015). Em uma ATQ tanto a cartilagem do acetábulo como a cabeça femoral são substituídas por implantes protéticos. Este tratamento geralmente é necessário em casos de fraturas no colo femoral ou quando a cartilagem da articulação sofre um desgaste excessivo reduzindo a mobilidade do paciente, provocando dores mesmo em repouso. A maior parte das ATQs é realizada em pessoas idosas, porém, ao longo dos anos, o número de cirurgias em pacientes abaixo de 55 anos, tem crescido (de Souza, 2011). Para esse grupo, segundo o relatório do Registro sueco de artroplastia de quadril, as taxas de revisão são maiores, sendo em média de 13% após 10 anos. Além disso, as artroplastias revisadas possuem taxa de falha ainda maior, aproximadamente 20%. Dessa forma, torna-se importante a realização de estudos para o melhoramento de próteses e técnicas cirúrgicas que levem a uma maior durabilidade da artroplastia, principalmente sob esforços mais intensos que representam as atividades de pessoas mais jovens.

O presente trabalho tem como foco o estudo da parte femoral de uma ATQ cimentada, cuja implantação envolve a remoção da cabeça do fêmur, preparação do canal femoral utilizando-se uma ferramenta no mesmo formato da haste da prótese, limpeza da cavidade e colocação retrógrada do cimento ósseo, que é composto principalmente de polimetilmetacrilato (PMMA), um polímero acrílico (Stolk et al. 2004, 2013), que é pressurizado antes da inserção da prótese. Portanto, a quantidade final de cimento que preenche o espaço entre a haste e o osso, também conhecido como manta de cimento, é determinada pelo tamanho e geometria do implante e do canal femoral preparado. De acordo com trabalhos anteriores, essa espessura pode influenciar o comportamento mecânico do cimento e, consequentemente, o sucesso a longo prazo da cirurgia (Caruana et al., 2009; Ramos and Simões, 2009; Fisher et al., 1997). A fratura do cimento e as falhas nas interfaces cimento/osso foram associadas com a soltura asséptica (Franklin et al., 2003; Norman et al., 2013; Perez et al., 2007; Guedes et al., 2012).

Tradicionalmente, para evitar esse tipo falha, uma manta de cimento com espessura mínima de 2 mm é sugerida por grande parte da literatura (Ramaniraka et al., 2000; Langlais et al., 2003). No entanto, no início dos anos 70, um outro conceito foi introduzido, no qual próteses com hastes mais espessas ("canal-filling stems") que ocupam grande parte do canal medular, começaram a ser utilizadas. Nessa técnica, a maior parte do osso trabecular é retirado e a região entre a prótese e o osso cortical remanescente é preenchida por uma camada de cimento não uniforme, com espessura menor que 1 mm ou até mesmo inexistente em alguns pontos. Tal procedimento de cimentação inicialmente utilizado com dois modelos de prótese franceses, Charnley-Kerboull e Ceraver Osteal, também tem alcançado ótimos resultados dando origem ao "paradoxo francês" (El Masri et al., 2010; Langlais et al., 2003). Entretanto, apesar de ambas as técnicas possuírem bons

resultados, variações no tamanho do implante e tipo de suporte ósseo da manta de cimento são apontados como fatores que podem influenciar a estabilidade da prótese e o aparecimento de trincas no cimento (Janssen et al., 2009; Ayers e Mann, 2003; Lee, 2005).

Simulações numéricas da articulação do quadril pós ATQ apresentam-se como uma ferramenta de apoio na tentativa de melhorar a técnica de cimentação e aumentar a durabilidade da artroplastia e, conseqüentemente, a qualidade de vida dos pacientes e a redução das despesas com cirurgias de revisão. Dessa forma, o objetivo deste estudo é avaliar as conseqüências da utilização da técnica de cimentação modificada a cima apresentada sobre o campo de tensões na manta de cimento ósseo e demais partes do sistema. A avaliação proposta foi realizada por meio de análises numéricas do sistema prótese-cimento-tecido ósseo empregando-se o método dos elementos finitos.

2. Construção da geometria

A parte óssea do modelo utilizado neste estudo foi construída a partir de uma geometria maciça tridimensional de um fêmur humano, cujas dimensões proximais correspondem a um fêmur adulto feminino brasileiro, de acordo com os dados fornecidos por De Farias et al. (2015). A camada externa cortical foi modelada com base nas medidas das dimensões endostais (intracorticais) realizadas por (Noble et al., 1988). O osso trabecular, que está mais presente na região proximal, foi determinado como a parte interna resultante após a distinção da camada cortical até a altura do trocanter menor (Jones, 2011). A região dentro do canal medular abaixo do trocanter menor é ocupada *in vivo* pela medula óssea, um tecido flexível feito principalmente por gordura, que não tem rigidez e, portanto, não foi incluído na geometria virtual.

Para a prótese, foi escolhida uma geometria simétrica dupla cunha, consistente com um projeto de fixação por forças radiais ("force-closed"), muito semelhante à prótese estrangeira Exeter, amplamente utilizada no mundo todo e também no Brasil nas cirurgias realizadas pelo SUS. O tamanho e o offset da prótese (38 mm) foram escolhidos de forma que a haste preenchesse a maior parte do canal medular, mas continuasse alinhada dentro do fêmur de modo que o centro da cabeça femoral coincidisse com o centro da cabeça do fêmur original. A manta de cimento foi determinada como o espaço entre a prótese e o tecido ósseo após a retirada da maior parte de osso trabecular. Uma pequena quantidade na região proximal lateral de osso trabecular foi preservada com base em observações clínicas. Como resultado, não foi obtida uma manta simétrica e sua espessura variou conforme a geometria do osso cortical. A espessura do manto de cimento foi maior nas regiões proximais do fêmur e mínima na região mediana (0,9 mm). O volume total do manto de cimento foi de 53161,19 mm³. A geometria final (Fig. 1) foi validada por um médico ortopedista, experiente especialista em cirurgia de quadril.

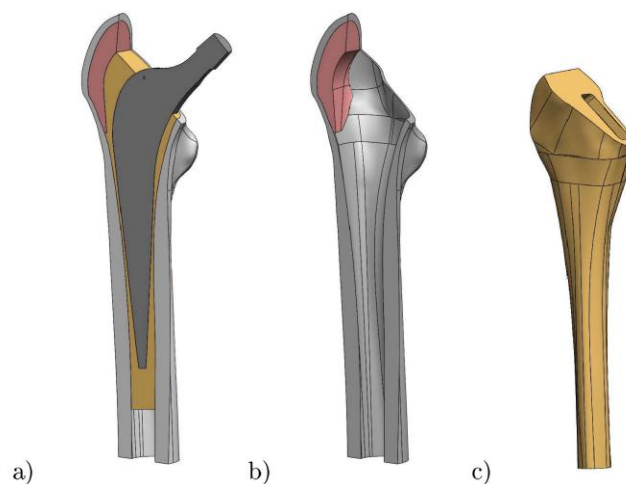


Figure 1: Modelo geométrico da parte femoral de uma artroplastia de quadril utilizando o conceito de cimentação não tradicional. a) Montagem final (vista em corte). b) Parte óssea (cortical em cinza e trabecular em vermelho). c) Manta de cimento.

É importante mencionar que, na literatura, a técnica de cimentação modificada, que deu origem ao paradoxo francês, está frequentemente associada a um manto de cimento muito fino. Porém, a principal característica da técnica modificada é a não preocupação em se obter uma espessura mínima em todos os pontos. Dessa forma, espessuras consideradas grossas (maiores que 2mm) podem ser obtidas, por exemplo na região proximal lateral, onde a manta tende a ser mais volumosa.

2.1 Modelo em Elementos Finitos

A geometria tridimensional resultante foi convertida em um modelo de elementos finitos construído com elementos tetraédricos lineares com 203.380 nós. Foi realizado um teste de convergência com quatro densidades de malhas diferentes. Todos os materiais foram modelados como isotrópicos elásticos lineares. As propriedades do osso cortical e trabecular foram as mesmas usadas por Moulgada et al. (2014) e as do cimento ósseo foram retiradas de (Lewis, 1997). À haste femoral foram atribuídas as propriedades do aço inoxidável como resumido na Tabela 1.

Table 1: Propriedades dos materiais dos componentes do modelo em elementos finitos.

	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Osso trabecular	0,4	0,3
Osso cortical	15,5	0,28
Cimento ósseo	2,2	0,3
Haste femoral	210	0,3

Para aproximar a demanda mecânica do sistema, foi aplicado um carregamento estático referente à solicitação máxima durante a marcha humana com base no estudo de Heller et al. (2005). Uma força resultante intersegmental, devido ao peso de todos os segmentos do corpo acima da articulação e suas forças de inércia associadas, foi aplicada ao centro da cabeça do implante. Também foram levadas em consideração as forças resultantes dos principais grupos musculares atuantes no movimento da articulação (Heller et al., 2005). Foram incluídas as forças do glúteo e tensor fascia lata aplicado no centro do trocânter maior e a ação da força do músculo vasto lateral. A magnitude das forças foi determinada assumindo um peso corporal de 700 N (Tabela 2). O sistema de coordenadas utilizado teve como referência um fêmur direito com o eixo x positivo orientado latero-medialmente, o eixo y em uma direção inferior-superior e o eixo z posterior-anterior (Fig. 2).

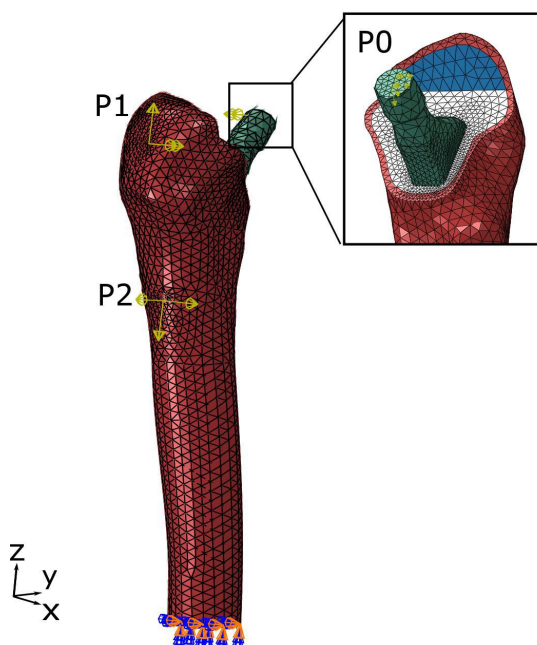


Figure 2: Malha de elementos finitos e condições de contorno.

	x	y	z	Ponto de aplicação
Resultante intersegmental	-8,1	-12,8	-78,2	P0
Abdutor	58,0	4,3	86,5	P1
Tensor fascia lata, parte proximal	7,2	11,6	13,2	
Tensor fascia latae, parte distal	-0,5	-0,7	-19,0	P2
Vasto lateral	-0,9	18,5	-92,9	

Table 2: Forças aplicadas, em Newtons, referentes ao carregamento máximo em uma caminhada.

A interface haste-cimento foi considerada completamente descolada, com contato apenas entre as superfícies laterais, tanto da prótese como do interior da manta de cimento. Um coeficiente de atrito de 0,25 foi utilizado com base em estudos anteriores feitos com hastes cimentadas de superfície polida (Janssen et al., 2009; Jeffers et al., 2007). Dessa forma, a face inferior da extremidade distal da haste femoral foi considerada livre, sem contato com o cimento. Tal escolha foi feita com

base na geometria dupla cunha da prótese que prevê sua fixação por forças radiais na manta de cimento e não por apoio na região inferior. Esta aproximação também foi usada por Norman et al. (2013). As demais interfaces, cimento/osso e osso trabecular/osso cortical, foram consideradas totalmente aderidas pela construção de uma malha contínua (nó conectado por nó) com propriedades diferentes para cada material. Como foi utilizado apenas a metade proximal do fêmur, foram restringidos todos os graus de liberdade dos nós da face da extremidade inferior do modelo. As simulações FE foram conduzidas usando o software comercial Abaqus.

2.2 Resultados e discussão

A análise de tensões em cada parte do sistema prótese-cimento-tecido ósseo é importante na avaliação do seu desempenho e no seu entendimento como um todo.

No cimento ósseo, um dos mecanismos de falha é a formação de trincas devido ao carregamento repetitivo ao qual ele está submetido diariamente. Na literatura, esse fenômeno tem sido simulado associando-se modelos em elementos finitos a um algoritmo que calcula o acúmulo de dano em termos da tensão máxima principal e o número de ciclos (Stolk et al., 2004). Com base nessa abordagem, para o cimento ósseo foram analisadas as tensões máximas principais com o objetivo de avaliar as regiões mais propensas a formação de trincas (Fig. 4).

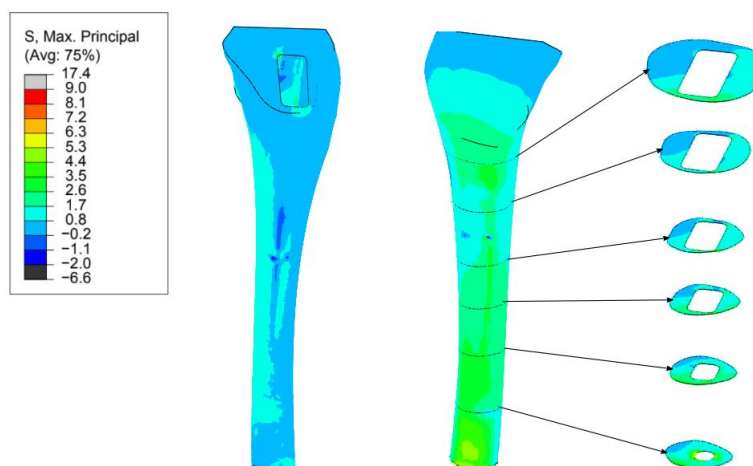


Figure 3: Tensão máxima principal na manta de cimento. Vista medial, vista lateral e imagem de seções transversais ao longo da manta.

Na região distal, no entorno da extremidade da prótese (zonas 3 e 5 de Gruen), foram encontradas as tensões de maior magnitude para o cimento ósseo. Estudos experimentais realizados com outro tipo de prótese relataram a presença de trincas nessa região para a técnica de cimentação tradicional (Cristofolini et al., 2007).

Por meio das imagens das seções transversais foi possível visualizar que tensões principais elevadas ocorrem na região lateral e há uma tendência de se localizarem na região de contato com as arestas da prótese. As tensões atingem valores de 6 MPa, inclusive onde a espessura da manta é menor que 1 mm.

Um aspecto relevante da distribuição de tensão máxima principal no interior da manta é que na região proximal, elas alcançam os maiores valores no entorno da aresta antero-medial da prótese. Este tipo de comportamento é esperado pois a pressão produzida pela prótese tende a abrir o canal, sendo que nas arestas encontra-se a maior rigidez assim como uma forte acentuação na curvatura do canal. Trincas iniciadas na região proximal-medial caminhando para a extremidade distal são apontadas por El Masri et al. (2010) como o primeiro evento a ocorrer na avaliação da primeira geração dos implantes Chanrley, implantado pela técnica tradicional. Contudo, no modelo numérico não se observam tensões elevadas no interior da manta na região medial, local relatado como possível caminho para as trincas.

Em relação à prótese, a distribuição de tensões de von Mises (Fig. 4) indica uma maior concentração nas regiões medial e lateral da prótese próximo a sua extremidade distal. O maior valor de tensão atingido foi de 190 MPa.

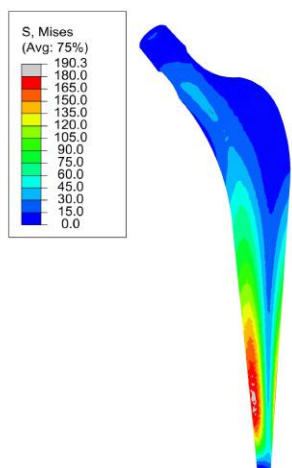


Figure 4: Tensão de von Mises na prótese.

Para a parte óssea cortical, por não possuir um patamar de escoamento, foram analisados os resultados de máxima e mínima tensão principal (Fig. 5). Os maiores valores de tensão no osso cortical se encontram na região distal se estendendo até a região medial (zonas 5 e 6 de Gruen). Nota-se que, devido ao fenômeno de flexão produzido pelo carregamento aplicado, as maiores tensões máximas principais ocorreram na região lateral e as maiores tensões mínimas principais na região medial, de magnitude porém, bem abaixo do limite de falha sob tração (124 MPa) e sob compressão (107 MPa) estimados para o material (Pal, 2014).

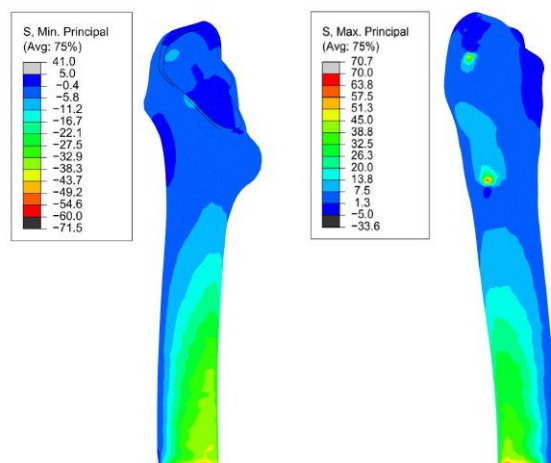


Figure 5: Tensão mínima principal (esquerda) e máxima principal (direita) no osso cortical.

2.3 Conclusão

Os resultados obtidos indicaram a região proximal-medial e a região distal da manta de cimento como as mais críticas em termos do nível de tensões mecânicas desenvolvido. Dessa forma, considerando resultados de estudos clínicos de artroplastias realizadas com cimentação tradicional que reportaram o aparecimento das primeiras trincas nessas mesmas regiões, os resultados da análise de tensões realizada no presente estudo para uma técnica de cimentação modificada indicam que a utilização de uma prótese sobredimensionada com suporte ósseo cortical não alteram significativamente a localização do carregamento crítico.

3. REFERÊNCIAS

- AYERS, D.; MANN, K. The importance of proximal cement filling of the calcar region: A biomechanical justification. **Journal of Arthroplasty**, 18(7 SUPPL. 1):103-109, 2003.
- CARLI, A.; JERABEK, S. Principles of design and fixation. **Seminars in Musculoskeletal Radiology**, 19(1):3-11,

2015.

- CARUANA, J.; JANSSEN, D.; VERDONSCHOT, N.; BLUNN, G.W. The importance of a thick cement mantle depends on stem geometry and stem-cement interfacial bonding. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, 223(3):315-327, 2009.
- CRISTOFOLINI, L.; ERANI, P.; SAVIGNI, P.; GRUPP, T.; THIES, O.; VICECONTI, M. Increased long-term failure risk associated with excessively thin cement mantle in cemented hip arthroplasty: A comparative in vitro study. **Clinical Biomechanics**, 22(4):410-421, 2007.
- de FARIAS, T.H.S.; BORGES, V.Q.; de SOUZA, E.S.; MIKI, N.; ABDALA, F. Estudo radiográfico dos aspectos anatômicos do fêmur proximal dos adultos brasileiros. **Revista Brasileira de Ortopedia**, 50(1):16-21, 2015.
- EI MASRI, F.; KERBOULL, L.; KERBOULL, M.; COURPIED, J. P.; HAMADOUCHE, M. Is the so-called "French paradox" a reality? Long-term survival and migration of the Charnley-Kerboull stem cemented line-to-line. **Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume**, 92-B(3):342-348, 2010.
- FISHER, D.A.; TSANG, A. C.; PAYDAR, N.; MILIONIS, S.; TURNER, C. H. Cement-mantle thickness affects cement strains in total hip replacement. **Journal of Biomechanics**, 30(11-12):1173-1177, 1997.
- FRANKLIN, J.; ROBERTSSON, O.; GESTSSON, J.; LOHMANDER, L. S.; INGVARSSON, T. Revision and complication rates in 654 exeter total hip replacements, with a maximum follow up of 20 years. **BMC Musculoskeletal Disorders** 5:1-5, 2003.
- GUEDES, R. M.; NABAIS, C.; and SIMÕES, J. A. Damage initiation and propagation until failure of cement bone interface by the Element-Failure Method. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, 12(03):1250042, 2012.
- HELLER, M. O.; BERGMANN, G.; KASSI, J. P.; CLAES, L.; HAAS, N. P.; DUDA, G. N. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. **Journal of Biomechanics**, 38(5):1155-1163, 2005.
- JANSSEN, D.; van AKEN, J.; SCHEERLINCK, T.; VERDONSCHOT, N. Finite element analysis of the effect of cementing concepts on implant stability and cement fatigue failure. **Acta orthopaedica**, 80(3):319-324, 2009.
- JEFFERS, J. R. T.; BROWNE, M.; LENNON, A. B.; PRENDERGAST, P. J.; TAYLOR, M. Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: experimental and computational testing. **Journal of biomechanics**, 40(7):1525-33, 2007.
- JONES, A. C. Elastic properties of the human proximal femur. Pages 91-164, 2011.
- LANGLAIS, F.; KERBOULL, M.; SEDEL, L.; LING, R. S. M. The "French paradox". **The Journal of Bone and Joint Surgery**, 85(1):17-20, 2003.
- LEE, A. J. C. Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement. **The Well Cemented Total Hip Arthroplasty**, pages 60-6, 2005.
- LEWIS, G. Properties of acrylic bone cement: state of the art review. **Journal of biomedical materials research**, 38(2):155-82, 1997.
- MOULGADA; A.; BOUZIANE, M.; BACHIR BOUIADJRA, B., BENBAREK, S. Finite element simulation of stress distribution in the different components of ceraver-osteal hip prosthesis: static and dynamic analysis. **Mechanika**, 20(5) 452-459, 2014.
- NOBLE, P.; ALEXANDER, J.; LINDAHL, L.; YEW, D.; GRANBERRY, W.; TULLOS, H. The anatomic basis of femoral component design. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, (235), 1988.
- NORMAN, T. L.; SHULTZ, T.; NOBLE, G.; GRUEN, T. A.; BLAHA, J. D. Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA). **Journal of Biomechanics**, 46(5):949-955, 2013.
- PAL, S. Design of artificial human joints and organs. **Design of Artificial Human Joints and Organs**, 9781461462:1-419.
- PEREZ, M.; FORNELL, P.; GARCIA-AZNAR, J.; DOBLARÉ, M. Validation of bone remodeling models applied to different bone types using Mimics, 2007.
- RAMANIRAKA, N. A.; RAKOTOMANANA, L. R.; LEYVRAZ, P. F. The fixation of the cemented femoral component. Effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. **The Journal of bone and joint surgery**. **British volume**, 82(2):297-303, 2000.
- RAMOS, A.; SIMÕES, J. A. The influence of cement mantle thickness and stem geometry on fatigue damage in two different cemented hip femoral prostheses. **Journal of Biomechanics**, 42(15):2602-2610, 2009.
- STOLK, J. A computerized pre-clinical test for cemented hip prostheses based on Finite Element techniques, 2013.
- STOLK, J.; VERDONSCHOT, N.; MURPHY, B. P.; PRENDERGAST, P. J.; HUISKES, R. Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. **Engineering Fracture Mechanics**, 71(4-6):513-528, 2004.

4. AGRADECIMENTOS

Nós agradecemos ao Cnpq pelo auxílio financeiro na realização do mestrado envolvido no projeto e ao FNS/MS e Finep pelo financiamento do projeto de investigação de prótese de quadril realizado no Lebm/HU-UFSC.

5. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.