



PRÓTESE DE JOELHO SOB CARGA ASSIMÉTRICA

INÊS S. FERNANDES¹, ELZA M.M. FONSECA^{1,2}

¹Escola Superior de Tecnologia e de Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
5300-253 Bragança, Portugal

²LAETA, INEGI

(Recibido 3 de diciembre de 2016, para publicación 3 de abril de 2017)

Resumo – Os fabricantes disponibilizam aos profissionais de saúde uma diversificada oferta no que diz respeito a próteses do joelho, variando essencialmente na geometria e no tipo de material. Neste trabalho, utilizaram-se tomografias computadorizadas de pacientes, que permitiram desenvolver modelos geométricos e com densidade óssea aproximada, para posterior inserção de uma prótese de joelho. Modelos computacionais 2D e 3D, submetidos à compressão por uma carga assimétrica, vão permitir eleger a melhor conjugação entre a geometria do osso e os materiais envolvidos, no desempenho da prótese.

Palavras-chave – Modelo computacional, tecido ósseo, prótese de joelho, elementos finitos.

1. INTRODUÇÃO

A artroplastia total do joelho é uma forma de tratamento eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho, promovendo a correção de deformidades e instabilidades, com alívio da dor e melhoria da função na maioria dos pacientes. O número de pacientes que procuram tratamento médico, devido ao comprometimento da capacidade funcional do joelho, tem crescido significativamente, devido ao aumento da longevidade da população na faixa etária mais avançada, [1, 2].

A artroplastia do joelho tem vida finita, que é decididamente afetada pelo nível de atividade desenvolvida pela articulação. Problemas mecânicos associados às articulações de substituição estão, normalmente, relacionados com o desgaste, rotura mecânica dos materiais e descolamento da prótese. A vida útil das artroplastias do joelho tem aumentado ao longo do tempo devido à melhoria dos equipamentos cirúrgicos, ao aperfeiçoamento da técnica cirúrgica e, principalmente, ao aumento do conhecimento da biomecânica do joelho, contribuindo para a evolução das componentes da prótese.

A revisão da artroplastia é, normalmente devido a complicações como, a perda de massa óssea e consequente deslocamento da prótese, bem como o inevitável desgaste dos materiais, sendo por vezes acelerada pela libertação de corpos livres na articulação devido ao desgaste, principalmente do polietileno [1, 3].

O comportamento biomecânico do osso e a avaliação da sua resistência mecânica dependem das características estruturais e geométricas da espessura cortical [4], sendo neste caso importante avaliar o efeito da introdução de uma prótese com rigidez diferente.

Estudos recentes de investigação têm permitido a análise de tensões em modelos anatómicos, através do recurso a simulações numéricas utilizando o método dos elementos finitos, processamento de imagens médicas e outras técnicas experimentais [4, 5, 6].

2. ESTUDO BIOMECÂNICO

Existe, atualmente, uma oferta variada de próteses do joelho. Efetuando-se uma pesquisa das próteses de joelho presentes no mercado, uma das principais conclusões é que a geometria e o material da prótese variam entre os principais fabricantes a nível mundial.



1. <https://emea.depuysynthes.com> 2. <http://www.serf.fr> 3. <http://www.endotec.com>

Fig. 1. Próteses em estudo.

A prótese do joelho é composta por três componentes, componente femoral (CF), componente tibial (CT) e componente patelar (CP). A CF reveste a extremidade distal do fêmur e a CT reveste a extremidade proximal de tíbia. A CF e CT estão disponíveis no mercado essencialmente em ligas de cromo-cobalto e titânio. Para que a CF se articule com a CT existe uma componente de polietileno que pertence à CT, substituindo assim a função dos meniscos, permitindo que a CF deslize sobre a CT. A CP também em polietileno substitui a parte posterior da patela assegurando o deslizamento da patela sob o fêmur. As componentes da prótese podem ser fixas aos tecidos ósseos através de um cimento (PMMA – Polimetilmetacrilato). De acordo com a bibliografia, a durabilidade das próteses cimentadas é maior que a das não cimentadas, [7, 8].

A CF apresenta semelhanças entre a maioria das próteses, com diferenças pouco significativas, em que o princípio da geometria se mantém. As diferenças geométricas mais marcantes encontram-se na CT. Alguns fabricantes produzem o prato tibial exclusivamente numa liga metálica, enquanto outros perfuram o espigão do prato tibial por polietileno que dá apoio à componente em polietileno. Contudo, ainda existem fabricantes que além de perfurar o espigão por outro material, criam um apoio extra ao prato tibial, colocando um reforço em torno do espigão.

No presente estudo, foram selecionadas três próteses, Fig. 1, detentoras das mais relevantes diferenças geométricas a nível da CT.

Além de uma diversificada oferta de diferentes geometrias, existem diferentes hipóteses a nível de materiais para a prótese, sendo na atualidade as ligas de Co-Cr e titânio como mais frequentes. A ASTM (Sociedade Americana para Testes e Materiais) recomenda as ligas de Co-Cr para a composição da prótese do joelho, principalmente nas cimentadas, pois esta liga possui uma boa resistência à fadiga e à rotura [9].

Em relação às ligas de titânio, a Ti-6Al-4V tem sido largamente a mais utilizada em próteses. Contudo, na atualidade surgiu a segunda geração de ligas, entre as quais se destaca a Ti-13Nb-13Zr, estando a tornar-se a liga mais utilizada em próteses devido a uma maior tenacidade à fratura e menores módulos elásticos, [10, 11, 12].

Existem dois fatores fundamentais, acerca das próteses do joelho, que variam entre fabricantes. Esses fatores são essencialmente a geometria e o material. Neste estudo pretende-se efetuar uma análise biomecânica computacional, de próteses detentoras das mais marcantes diferenças geométricas (Fig. 1) e testar as diferentes combinações de materiais possíveis. As propriedades dos materiais utilizados na prótese encontram-se na tabela 1. As propriedades em estudo são o módulo de elasticidade E , o coeficiente de Poisson ν , a tensão de cedência $\sigma(\text{ced.})$ e a tensão de rutura $\sigma(\text{rut.})$.

Tabela 1. Propriedades dos materiais.

Materiais	E [GPa]	ν	$\sigma(\text{ced.})$ [MPa]	$\sigma(\text{rut.})$ [MPa]
Co-Cr	230 [13]	0.3 [13]	1303 [14]	1572 [14]
Ti-6Al-4V	112 [15]	0.3 [7]	825 [16]	895 [16]
Ti-13Nb-13Zr	65 [17]	0.3 [17]	510 [17]	732 [17]
Polietileno	0.5 [18]	0.3 [18]	-	81 [14]
PMMA	2.3 [18]	0.3 [18]	14-20 [14]	27 [14]

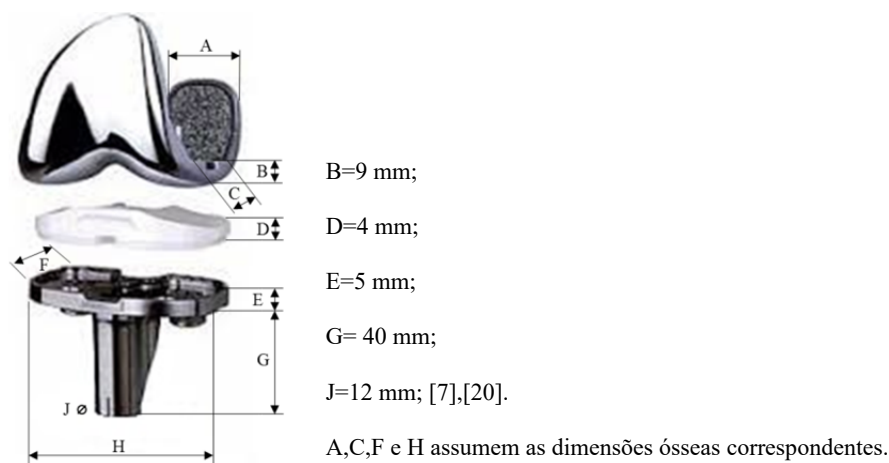


Fig. 2. Esquema das dimensões das próteses.

2.1. Modelação da prótese do joelho

Selecionadas as próteses para o estudo, os modelos em análise irão conter a prótese e as estruturas ósseas, desprezando a patela e a componente patelar.

As próteses são preparadas geometricamente para serem fixadas no tecido ósseo com cimento. Dos três fabricantes referidos a DePuySynthes® dá indicação que o cimento deve ocupar um espaço entre o osso e a prótese de 2 a 4 mm, sendo utilizado em todos os modelos uma espessura de 2 mm. A CF ideal deve ter o tamanho aproximado da superfície articular, sem ultrapassar os seus limites, na tibia, o apoio da prótese deverá fazer-se em toda a superfície recetora, incluindo os seus limites corticais. A CT será submetida a tensões mais elevadas, do que a CF, que serão bem suportadas pelo apoio da componente no osso cortical [19]. Para o bom desempenho da prótese é necessário que esta se ajuste o mais possível às dimensões do fémur e da tibia. Existem diferentes medidas para cada componente, oferecendo ao profissional de saúde a possibilidade de adaptar a prótese às dimensões ósseas do paciente. A modelação das próteses exige ter conhecimento das suas dimensões.

Na Fig. 2 encontram-se identificadas as dimensões das próteses adotadas no estudo.

O acesso a tomografias computadorizadas de joelhos de quatro pacientes, dois do género masculino e dois do género feminino, com idades que variam entre 22 e 50 anos, tornou possível reunir os dados relativos aos tecidos do fémur e da tibia. As imagens médicas são ainda portadoras de informação acerca da densidade dos tecidos.

Na Fig. 3 pode visualizar-se as cotas recolhidas das imagens médicas, para o cálculo de um valor médio no estabelecimento da dimensão dos tecidos.

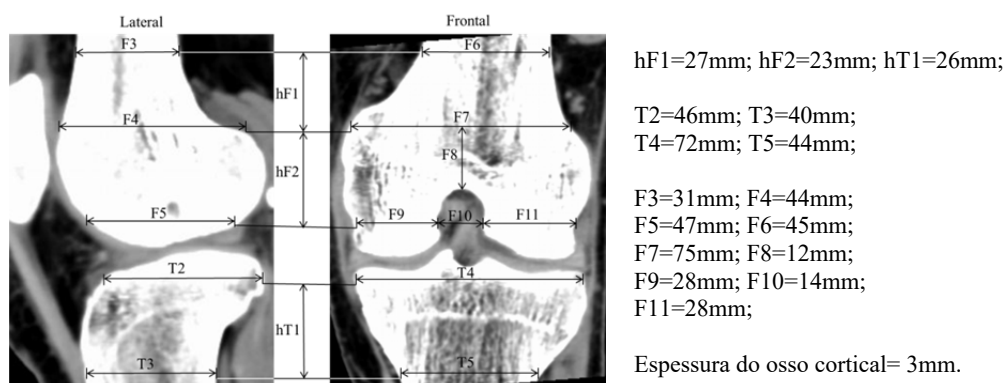


Fig. 3. Identificação das cotas no fémur e na tibia.

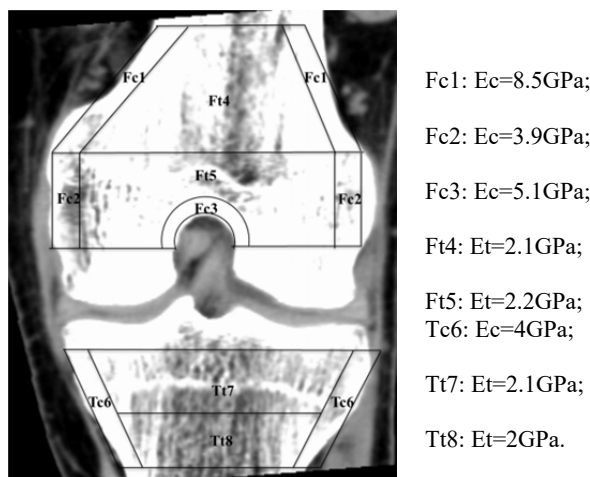


Fig. 4. Zonas de medição dos valores de HU.

A densidade dos tecidos ósseos no joelho, e em geral no corpo humano, varia dependendo da zona, dividindo-se em dois grupos, osso trabecular e osso cortical. As tomografias computadorizadas transportam a informação relativa à densidade dos tecidos através da Unidade Hounsfield (HU), [21]. Com estes valores é possível calcular o módulo de elasticidade do tecido, em função de leis exponenciais dependentes da densidade dos tecidos.

Na Fig. 4 estão identificadas as zonas de interesse para a recolha de valores de HU. Tendo conhecimento do valor médio de HU por zona, de entre todos os pacientes, calcula-se a densidade dos tecidos (ρ), equação 1. As equações 2 e 3 relacionam a densidade do tecido ósseo com módulo de elasticidade para o osso cortical (E_c) e trabecular (E_t), [22, 23].

$$\rho = 4.64 \times 10^{-4} \times HU + 1 \quad [\text{g/cm}^3] \quad (1)$$

$$E_c = 2065\rho^{3.09} \quad [\text{MPa}] \quad (2)$$

$$E_t = 1904\rho^{1.64} \quad [\text{MPa}] \quad (3)$$

Na Fig. 4 encontram-se indicadas as diferentes zonas consideradas no modelo ósseo, com diferentes os valores médios calculados relativos ao módulo de elasticidade. A modelação de estruturas anatómicas é tarefa difícil por serem geometrias complexas e assimétricas. Na maioria dos casos a representação 2D é exatamente uma única seção de todo o modelo, em forma de fatia do modelo 3D, com maior facilidade na modelação, menor dispêndio computacional e rapidez na obtenção de resultados.

Na primeira etapa deste trabalho, o objetivo é estudar o conjunto osso com as diferentes próteses 2D, e todas as conjugações de materiais, num total de 27 modelos (3 geometrias com 9 conjugações de materiais). A análise biomecânica computacional 2D vai permitir uma primeira abordagem ao estudo e identificar a geometria mais crítica. Posteriormente, será efetuada a modelação 3D para uma análise computacional mais pormenorizada. O fundamento é conhecer os comportamentos reais dos materiais em todas as zonas do modelo, principalmente as periféricas e desconhecidas na análise 2D.

3. ANÁLISE COMPUTACIONAL 2D LINEAR ESTÁTICA

Concluída a etapa de modelação, foi utilizado o programa computacional Ansys® que permitiu utilizar o Método dos Elementos Finitos. Para construir a malha 2D utilizou-se o elemento *Plane* 183, elemento bidimensional com 8 ou 6 nós e dois graus de liberdade em cada nó, com a capacidade de se adaptar a estruturas irregulares. O estudo computacional é efetuado através de uma análise linear estática em estado plano de tensão.

Admitindo que o modelo do joelho é um indivíduo com massa corporal de 70 kg, em situação de apoio num único membro inferior e joelho em total extensão, transmite-se numa carga total F_y de 700 N. Devido à anatomia do joelho, a distribuição da carga na articulação é assimétrica, provocando um efeito de

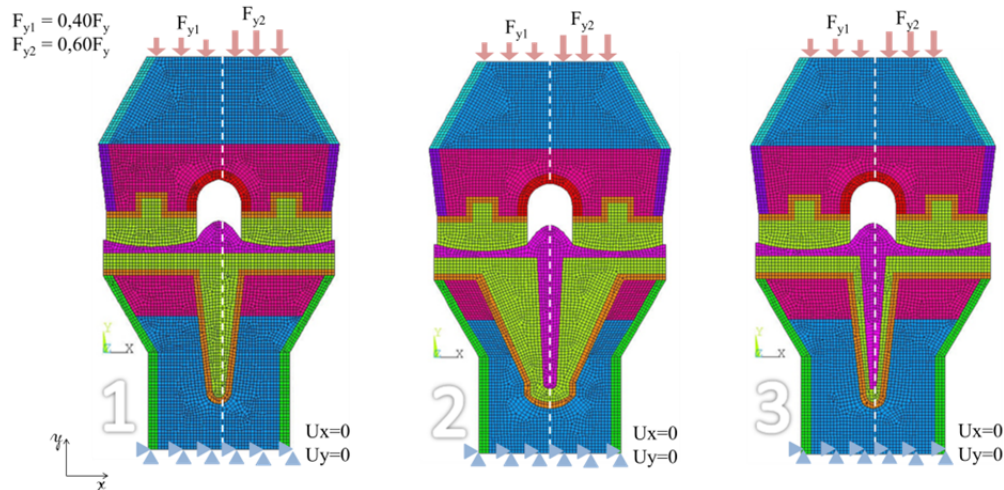


Fig. 5. Carga assimétrica nos modelos 1, 2 e 3.

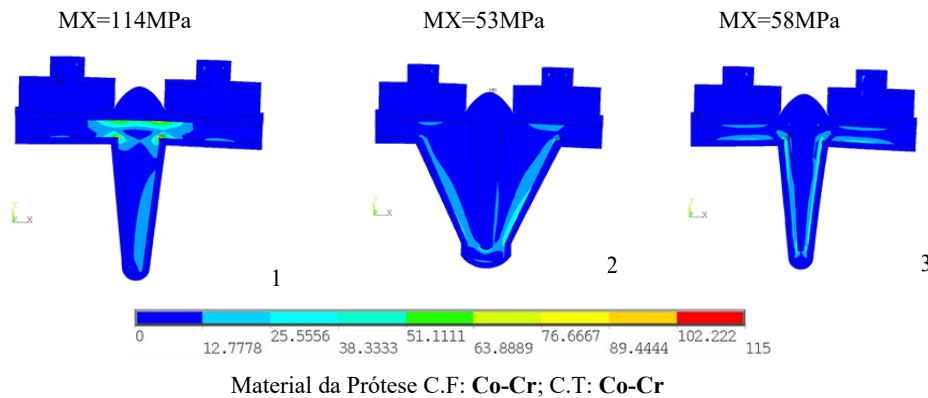


Fig. 6. Tensões de von Mises nas próteses 1, 2 e 3.

flexão na tíbia: a carga no côndilo medial representa 60% da carga total e o côndilo lateral recebem os restantes 40%, [14], [7]. Na Fig. 5, a força F_{y1} corresponde a 40% de F_y e F_{y2} corresponde a 60% de F_y ($F_{y1}=280$ N; $F_{y2}=420$ N), aplicadas no topo proximal, e a base distal constrangida.

Numa primeira análise verifica-se que em todas as geometrias se destacam tensões de von Mises mais elevadas quando a componente tibial é constituída por Co-Cr, independentemente do material da componente femoral. No entanto, estes valores não apresentam nenhuma proximidade com as tensões de cedência dos materiais da estrutura. Na Fig. 6 apresenta-se um exemplo de cada prótese para este caso.

Os pontos de concentrações de tensões estão situados nos dois vértices existentes entre o prato e o espião da componente tibial. Na prótese 2 existe um fenómeno diferente, elevada concentração de tensões também na extremidade mais fina do espigão ou extremidade de apoio, assumindo nesta área o ponto máximo de tensão na maioria dos modelos. As restantes estruturas do modelo apresentam valores abaixo de 13 MPa. Para os materiais da prótese e para o osso cortical, 13 MPa não é um problema. O mesmo não se pode dizer em relação ao osso trabecular, que de acordo com a bibliografia, atinge cedência para tensões inferiores a 25 MPa, parâmetro que pode ser unicamente 4.4 MPa, [14], [24]. Em todos os modelos em análise existem tensões a variar entre 4.4 MPa até um máximo de 8 MPa, traduzindo-se num problema no osso trabecular por estar ultrapassada a tensão de cedência.

Na Fig. 7 apresenta-se cada uma das próteses com os valores máximos da tensão, comportamento que é idêntico nas restantes combinações de materiais.

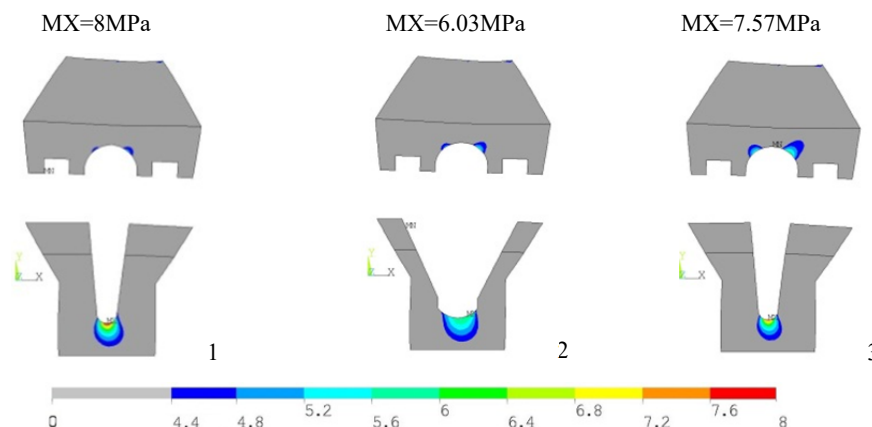


Fig. 7. Tensões de von Mises no osso trabecular para as próteses 1, 2 e 3.

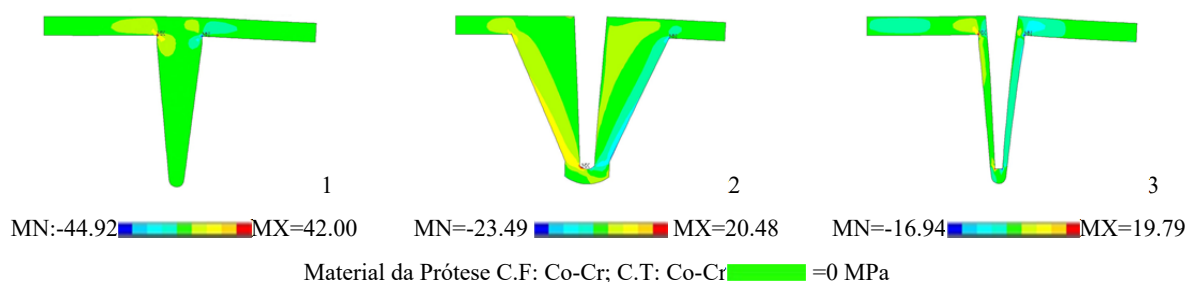


Fig. 8. Tensões de corte na componente tibial nas próteses 1, 2 e 3.

A concentração de tensões superiores a 4.4 MPa no osso trabecular do fémur não é significativa, é uma área pequena e não está em contacto com nenhuma componente da prótese. No caso do osso trabecular da tibia já não acontece o mesmo, as tensões atingem o valor máximo, a área é maior e concentram-se numa zona de apoio para a componente tibial. O espigão da tibia apoia-se em osso trabecular, atingindo tensões de cedência. O osso trabecular é o material com a tensão de cedência mais baixa, segue-se o PMMA com uma tensão de cedência de 14 MPa. É perceptível que o PMMA não atinge este valor, contudo pode atingir valores até 13 MPa na zona em que é responsável por fixar a extremidade menor do espigão ao osso, base de apoio para a estrutura.

O modelo em estudo é ainda constituído por várias componentes com materiais diferentes, sendo interessante perceber o que acontece com as tensões de corte, investigando se existe movimento entre as componentes. A distribuição das tensões de corte xy nos diferentes modelos apresentam áreas maioritariamente com a tonalidade que corresponde ao valor 0, as estruturas estão estáveis, à exceção da componente tibial, mais precisamente na fronteira entre a componente tibial e o cimento, onde são atingidos os valores máximos e mínimos.

A prótese 1 é detentora dos mais elevados micromovimentos, nomeadamente quando o material da componente tibial é Co-Cr, aproximadamente o dobro dos registados na prótese 2 e 3.

Na Fig. 8 encontram-se a distribuição das tensões de corte na componente tibial.

Um dos fatores mais importantes para a durabilidade da prótese e o conforto do paciente, pode ser denotado pelo bloqueio de tensões, registado pelo nível de tensões instalado entre o tecido ósseo e o material da prótese. A diferença de tensões entre a fronteira da componente femoral e o fémur, e na fronteira entre o prato tibial e a tibia, não são significativas para se considerarem críticas. O mesmo não acontece com as tensões existentes na parte distal do espigão da tibia e a área de osso nesta fronteira. Nesta zona, o efeito é menos significativo na prótese 2, a diferença entre tensões varia entre 1.05 e 2.75 MPa.

No caso da prótese 1 e 3, a variação é entre 3.44 e 5.74 MPa, atingindo os valores mais elevados quando o material da componente tibial é Co-Cr.

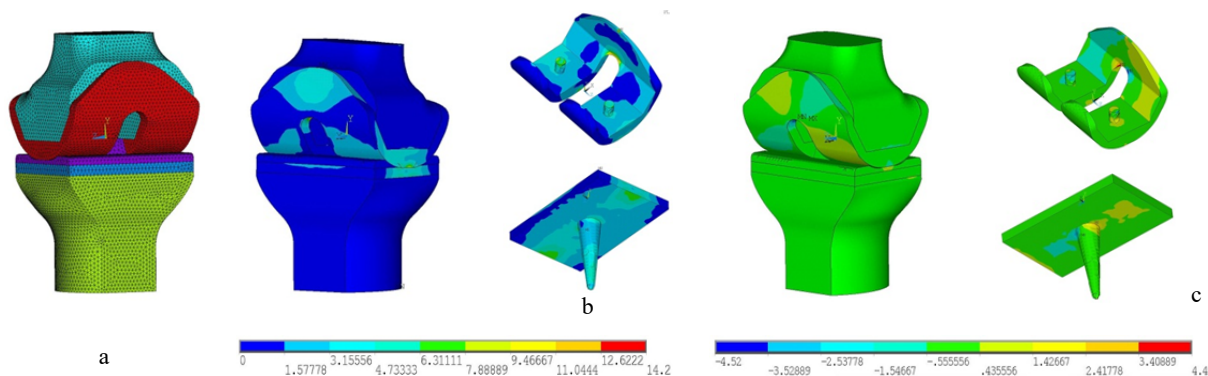


Fig. 9. a) Prótese 1 3D (*Solid* 185), b) tensões von Mises, c) tensões corte yz (CF: Co-Cr / CT: Co-Cr).

No caso da prótese 1 (CF: Co-Cr / CT: Co-Cr) a maior diferença de tensões é 5.55 MPa e no caso da prótese 3 (CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr) é de 5.74 MPa.

A análise computacional biomecânica 2D em 27 modelos permitiu verificar a tendência de geometria e material com o comportamento mais crítico.

A prótese 1 tem incidência de comportamentos críticos, apresenta tensões mais críticas de von Mises, micromovimentos superiores e é detentora de maiores variações de tensões entre materiais traduzindo-se no efeito mais acentuado de bloqueio de tensões.

No desenvolvimento do modelo 3D o objetivo é avaliar a combinação da geometria e material de prótese mais crítica, neste caso a prótese 1 combinada com o material Co-Cr.

4. ANÁLISE COMPUTACIONAL 3D LINEAR ESTÁTICA

Concluída a etapa de modelação com o programa SolidWorks® (formato .stl), o modelo foi convertido para o formato .iges para importação no programa de Elementos Finitos. A malha do modelo 3D é constituída por elementos finitos *Solid* 185, definidos com 8 nós e três graus de liberdade em cada nó, com capacidade de adaptação a estruturas irregulares degenerando-se em prismas ou tetraédricos.

Na Fig. 9.a, encontra-se a malha de elementos finitos do modelo 3D da prótese 1 e material da prótese Co-Cr. As condições de aplicação da carga obedeceram às mesmas condições que o modelo 2D: carga assimétrica no topo proximal do modelo de 700 N e a base distal totalmente estrangulada. A análise computacional efetuada é em regime linear estático.

Na análise dos resultados, a distribuição das tensões de von Mises (Fig. 9.b) e as tensões de corte yz (Fig. 9.c) (a orientação yz no modelo 3D equivale à orientação xy no 2D), verifica-se que a tendência de comportamento se assemelha ao modelo 2D.

As tensões de von Mises atingem um ponto máximo de 14.2 MPa, as tensões de corte variam entre -4.52 MPa e 4.4 MPa. No modelo 2D as tensões de von Mises atingem um ponto máximo de 114 MPa, e as tensões de corte variam entre -44.92 MPa e 42 MPa. Os pontos máximos de tensões permanecem concentrados na mesma zona em relação ao modelo 2D, embora com intensidade reduzida. As tensões de von Mises e tensões de corte no modelo 3D sofrem o decréscimo de 10x em relação ao modelo 2D. A análise 2D foi efetuada em estado plano de tensão com espessura de 4 mm. Na análise 3D, o modelo representa um aumento cerca de 10x, assumindo-se que espessura (anterior-posterior) recolhida no fémur e na tíbia, varia entre 31 a 47 mm.

4.1. Análise computacional 3D não linear material, carga incremental e elementos de contacto

Foi ainda efetuada uma análise linear incremental e com elementos de contacto, tendo sido utilizados os pares *TARGE170* e *CONTA174* com comportamento “Bonded-Flexible” e “close gap”. O coeficiente relativo à rigidez normal de contacto (FKN) foi considerado igual a 1 e o coeficiente de atrito entre as superfícies do modelo de 0.3 [25].

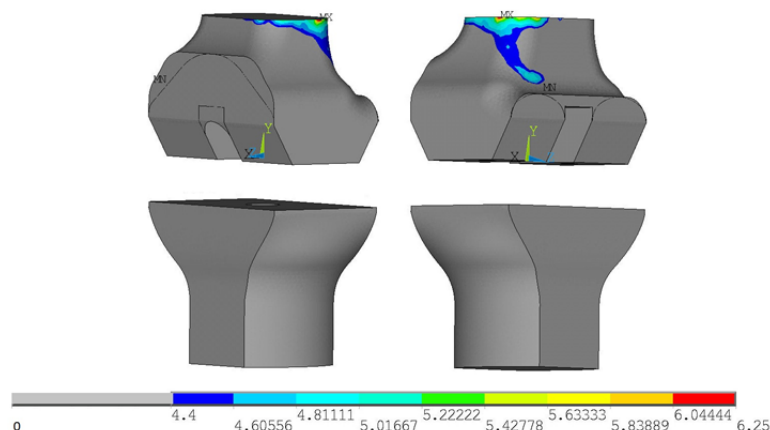


Fig. 10. Tensões de von-Mises.

Para os materiais envolvidos nesta análise foi assumido um comportamento não linear (elástico e plástico), bem como a imposição de uma carga assimétrica incremental com variação linear até um valor máximo de 4200 N.

Com base nos resultados numéricos, a carga limite alcançada é 3360 N, sendo que nestas circunstâncias, o fêmur ultrapassa a cedência (4.5 MPa), Fig. 10.

Durante a caminhada a força no joelho pode corresponder até quatro vezes a massa do indivíduo, pelo que é necessário que o indivíduo tenha pelo menos 84 kg para atingir a carga de 3360 N. Quando a prótese 1 em Co-Cr está sujeita a uma carga de 3360 N, o fêmur atinge tensões de cedência na zona posterior, coincidente com a zona de aplicação da carga mais elevada, na secção medial do joelho.

5. CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo a construção e a análise de modelos de joelhos com prótese para avaliar o desempenho da geometria e materiais no conjunto biomecânico. Foram analisadas 3 geometrias com 9 conjugações de materiais, sendo que os modelos 2D permitiram tirar as primeiras conclusões na definição de qual a geometria e o material com comportamento mais crítico. A prótese do joelho implica tensões de cedência no osso trabecular que dá apoio à parte distal do espigão na componente tibial, ou seja, para a carga de 700 N as 3 geometrias em estudo implicam tensões na cedência no osso trabecular, numa área de apoio à prótese. Esta zona detém as tensões críticas provocando um significativo efeito na avaliação das tensões de bloqueio. Estes fatores indicam que nesta área do osso, importante ao suporte e fixação da prótese, poderá existir como consequência perda de massa óssea. O cimento, que poderia aqui reforçar o apoio e fixar a prótese, atinge tensões de 13 MPa, valor a 1 MPa da cedência. Existindo elevados níveis de tensão no osso e no cimento, poderão ocorrer libertação de corpos livres, para além da prótese solta, acelerando o desgaste com o aumento do atrito. Quando se analisa isoladamente a geometria 2, aos fenômenos descritos anteriormente, ainda se verifica a concentração das tensões mais críticas de corte associadas ao micromovimento, que poderão acelerar os processos descritos. Como referido, a prótese do joelho tem vida finita, e este estudo indica que será na zona distal de apoio ao espigão da componente tibial que a prótese a longo prazo poderá falhar. Sabe-se que a prótese do joelho atinge a falência sobretudo pelo desgaste, e em todos os modelos 2D existem fatores que podem justificar esse fenómeno. Contudo, o melhoramento da geometria e do material podem desacelerar este processo. A prótese com a geometria 1, em que o espigão na componente tibial é totalmente em metal, em todas as análises as tensões são mais elevadas em relação às restantes geometrias. A geometria 2 apresenta tensões mais baixas, o que dá um maior conforto ao paciente, no entanto a longo prazo poderá ser um problema devido às tensões de corte se concentrarem na zona em que o modelo tem tendência a falhar. Independentemente da geometria e do material da componente femoral, quando o material da componente tibial é Co-Cr atinge as tensões mais

críticas, no caso de ser Ti-13Nb-13Zr as tensões apresentam valores mínimos. Os valores de tensões intermédias pertencem aos modelos em que a componente tibial é de Ti-6Al-4V. Conclui-se que os materiais de menor rigidez impõem menores tensões. A geometria 2 em conjugação com o material da componente tibial Ti-13Nb-13Zr possuem as menores tensões, considerando-se assim o modelo com melhor desempenho. O objetivo da análise biomecânica 3D é criar um modelo mais próximo do real. Com base na análise de contato foi possível concluir que um indivíduo com pelo menos 84 kg, com prótese de joelho, ao caminhar poderá atingir a cedência no fêmur. Associado ao estudo pormenorizado dos acontecimentos na tibia, que poderão antecipar o tempo de vida útil da prótese, o modelo 3D indica perda de massa óssea em áreas periféricas do fêmur.

AGRADECIMENTOS

A autora agradece a disponibilidade na cedência das imagens tomográficas das 4 pacientes do estudo.

REFERÊNCIAS

- [1] Pécora, J. *et al.*, “Comparative analysis of changes in knee strain transfer flow in total and unicompartmental cemented prostheses. A trial in ten human cadavers”, *Acta Ortopédica Brasileira*, **11**(3), 133-144 (2003)
- [2] Vasconcelos, J. *et al.*, “Avaliação em médio prazo da artroplastia total de joelho sem substituição da patela”, *Revista Brasileira de Ortopedia*, **48**(3), 251-256 (2013)
- [3] Completo, A., Fonseca, F., Simões, J.A., “Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho”, *Mecânica Experimental*, **12**, 77-98 (2006)
- [4] Fernandes, M.G.A., Fonseca, E.M.M., Barbosa, M.P., Natal, R.M., “Análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur (Tipo B) utilizando uma haste intramedular”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, **19**(1), 41-48 (2015)
- [5] Fonseca, E.M.M., Barreira, L.M.S., “Metodologia numérica e experimental na avaliação da resistência femoral”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, **17**(1), 81-88 (2013)
- [6] Isaza, J., Serna, A., Restrepo, D., Gutiérrez, F., Ramírez, J., Correa, A., “Reconstrucción digital del muñón de un amputado transfemoral a partir de datos obtenidos de escáner 3D”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, **15**(1), 43-52 (2011)
- [7] Fouda, N., “The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia”, *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*, **14**(5), 97-110 (2014)
- [8] Moreira, B.S., “Artroplastia total de joelho e a reabilitação física”, *Corpus et Scientia*, **10**(1), 64-77 (2014)
- [9] Judas, F., Figueiredo, H., Dias, R., “Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva”, Clínica Universitaria de Ortopedia, HUC (2009)
- [10] Kuroda, D. *et al.*, “Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials”, *Materials Science and Engineering*, 244-249 (1998)
- [11] Rack, H., Oazi, J., “Titanium alloys for biomedical applications”, *Materials Science and Eng.*, 1269 – 1277 (2006)
- [12] Minatti, J., Furlan, G., Rodrigues, D., “Obtenção e caracterização de pós de ti-13nb-13zr por moagem de alta energia para aplicações biomédicas”, VI Conferência Brasileira sobre Temas de Tratamento Térmico (2012)
- [13] Gomes, L., Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. O Quadril (2010)
- [14] Completo, A., Fonseca, F., “Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica”, *Publindústria, Edições Técnicas* (2011)
- [15] Geethaa, M. *et al.*, “Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review”, *Progress in Materials Science*, **54**, 397-425 (2009)
- [16] Niinomi, M., “Mechanical properties of biomedical titanium alloys”, *Materials Science and Engineering: A*, **243**(1-2), 231-236 (1998)
- [17] Baptista, C. *et al.*, “Fatigue behavior of arc melted Ti-13Nb-13Zr alloy”, *International Journal of Fatigue*, **26**(9), 967-973 (2004)

- [18] Robalo, T., “Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis”, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa (2011)
- [19] Camargo, O., Cury, R., “Fatores que Influenciam a durabilidade das Próteses do Joelho”, Artroplastia Total do Joelho (2007)
- [20] DepuySynthesKnee Reconstruction. DepuySynthes Joint Reconstruction. [Online] <https://emea.depuySynthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system> (2015)
- [21] Carvalho, A., História da Tomografia Computurizada. História da Radiologia (2007)
- [22] Taylor, W. *et al.*, “Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis”, *Journal of Biomechanics* (2002)
- [23] Lima, M.J., Fonseca, E.M.M., Teixeira, C., Barreira, L., “A influência da densidade óssea aparente na simulação de um fémur humano”, In Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança: FEUP (2009)
- [24] Dunham, C. *et al.*, “Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus”, Congress - ASB 29th Annual Meeting, 564 (2005)
- [25] Rancourt, D. *et al.*, “Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone”, *Journal of Biomedical Materials Research*, 24,1503-1519 (1990)

KNEE PROSTHESIS UNDER AN ASYMMETRIC LOAD

Abstract – Manufacturers provide to the healthcare professionals, a wide choice in respect of the knee prosthesis, essentially dependent of the geometry and the material type. In this study, computerized tomography images from different patients were used, which led to the development of geometric models and with approximated bone density, for a future knee prosthesis insertion. The computational models (2D and 3D), subjected to compression due an asymmetric load, will allow to choose the best combination between geometry and material in the performance of the prosthesis.

Keywords – Computational model, Bone tissue, Knee prosthesis, Finite Elements.