



cnme

10º Congresso Nacional
de Mecânica Experimental

2016

Lisboa • LNEC • 12 a 14 de outubro de 2016

LNEC

LABORATÓRIO NACIONAL
DE ENGENHARIA CIVIL

FUNDEC

APAET



[Comissões](#)

[Conferências Plenárias](#)

[Comunicações](#)

[Programa](#)

[Patrocínios](#)

[Ficha Técnica](#)

Este ciclo de conferências teve início em 1986, com a realização do 1º Encontro Nacional de Análise Experimental de Tensões no LNEC, tendo-se seguido mais 8 encontros nacionais e 2 internacionais (10th e 15th International Conference on Experimental Mechanics) realizados em Portugal.

Este evento comemora os 30 anos deste ciclo de conferências sempre sob a égide da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões (APAET). Nesta edição do CNME2016 foram abordados os seguintes temas:

- Análise experimental e numérica em infraestruturas de transportes
- Desafios e Oportunidades na Experimentação em Hidráulica e Ambiente
- Experimentação em Termofluidos
- Métodos Experimentais em Dinâmica de Estruturas e Engenharia Sísmica
- Acústica e Vibrações
- Biomecânica e Biomateriais
- Caracterização de Materiais
- Comportamento de Estruturas
- Dinâmica de Estruturas
- Geotécnica e Geologia
- Mecânica de Fluidos
- Métodos Computacionais e Simulação Numérica
- Monitorização Estrutural
- Nanotecnologia
- Tribologia

Neste suporte digital estão incluídos os artigos que, após terem sido sujeitos a um processo de revisão, foram aprovados pela Comissão Científica para apresentação no CNME2016.

Uma palavra final de agradecimento a todos os que permitiram a realização do congresso, com votos de um seminário proveitoso para a comunidade técnica e científica.

Editores

Carlos Pina, Jorge Gomes, Iara Pereira, Jorge Patrício, Mariana Carvalho, Paulo Morais, Simona Fontul, Teresa Gonçalves e Teresa Reis



Comissões

Conferências Plenárias

Comunicações

Programa

Patrocínios

Ficha Técnica

Comissão Organizadora

- Carlos Pina, Chairman
- Jorge Gomes, Co-Chairman
- Iara Pereira
- Jorge Patrício
- Mariana Carvalho
- Paulo Morais
- Simona Fontul
- Teresa Gonçalves
- Teresa Reis

Comissão Científica

- A. Torres Marques (FEUP)
- Abílio de Jesus (FEUP)
- Aldina Santiago (FCTUC)
- Alexandre Costa (ISEP)
- Alfredo Campos Costa (LNEC)
- Álvaro Cunha (FEUP)
- Álvaro Ribeiro (LNEC)
- António Arêde (FEUP)
- António Batista (LNEC)
- António Bettencourt (LNEC)
- António Gomes Correia (UM)
- Carlos Chastre Rodrigues (UNL)

- Cristina Costa (IPTomar)
- Cristina Oliveira (IPSetúbal)
- Daniel Cardoso Vaz (UNL)
- Eduardo Fortunato (LNEC)
- Elsa Caetano (FEUP)
- Elsa Pereira (LNEC)
- Elza Fonseca (IPB)
- Francisco Taveira Pinto (FEUP)
- Graça Vasconcelos (UM)
- Humberto Varum (FEUP)
- J.C. Reis Campos (FMDUP)
- João Estêvão (UALg)
- João G. Ferreira (IST)
- João Lanzinha (UBI)
- João Palma (LNEC)
- João Viegas (LNEC)
- Joaquim Barros (UM)
- Joaquim Infante Barbosa (ISEL)
- Joaquim Silva Gomes (FEUP)
- Jorge de Brito (IST)
- Jorge Saldanha Matos (IST)
- José Falcão de Melo (LNEC)
- José M. Cirne (FCTUC)
- José Muralha (LNEC)
- Julieta António (FCTUC)

- Júlio Montalvão (IST)
- Laura Caldeira (LNEC)
- Luís Simões da Silva (FCTUC)
- Maria Rosário Veiga (LNEC)
- Mário Santos (LNEG)
- Mário Vaz (FEUP)
- Marques da Silva (LNEC)
- Miguel Matos Neves (IST)
- Nuno Nunes (IPSetúbal)
- Óscar Ferreira (UALg)
- Paulo Bártolo (IPL)
- Paulo Fernandes (IST)
- Paulo Flores (UM)
- Paulo Lourenço (UM)
- Paulo Mendes (ISEL)
- Paulo Piloto (IPB)
- Paulo Tavares de Castro (FEUP)
- Paulo Vila Real (UA)
- Pedro Delgado (IPVianaCastelo)
- Rogério Mota (LNEC)
- Rui Calçada (FEUP)
- Rui Viegas (LNEC)
- Teresa Freitas (IST)
- Victor Neto (UA)

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE DE JOELHO SOB INFLUÊNCIA DE CARGA ASSIMÉTRICA

BIOMECHANICAL EVALUATION OF THE KNEE PROSTHESIS UNDER AN ASYMMETRIC LOAD

IS Fernandes

Mestrado Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança

EMM Fonseca

Departamento de Mecânica Aplicada, LAETA, INEGI, UMNMEE, Instituto Politécnico de Bragança



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: Prótese do joelho / Tomografia computadorizada / Método dos elementos finitos

ABSTRACT

Manufacturers provide to the healthcare professionals a wide choice in respect of the knee prostheses, 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 approximated bone density, for subsequent insertion of a knee prosthesis. Computational models (2D and 3D), subjected to compression by an asymmetric load, will allow choose the best combination between the bone geometry and the involved materials in the prosthesis performance.

1. INTRODUÇÃO

A artroplastia total do joelho é uma forma de tratamento muito eficaz na recuperação funcional da articulação do joelho, promove 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, tanto pelo aumento da longevidade da população, quanto pelo aumento da atividade dos indivíduos nesta faixa etária mais avançada. (Pécora, et al., 2003) (Vasconcelos, et al., 2013).

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 e o inevitável desgaste dos materiais, às vezes acelerado pela libertação de corpos livres na articulação devido ao desgaste, principalmente do polietileno (Pécora, et al., 2003) (Completo, et al., 2006).

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.

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 tibia. 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 (Fouda, 2014) (Moreira, 2014).

A CF apresenta semelhanças entre a maioria das próteses, com diferenças pouco significativas, em que o princípio da geometria se mantem. As diferenças geométricas mais marcantes encontram-se na CT. Uma parte dos fabricantes produz 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, Figura 1 - Próteses em estudo, detentoras das mais relevantes diferenças geométricas a nível da CT.



Figura 1 - Próteses em estudo

Além de uma diversificada oferta de diferentes geometrias, existem diferentes hipóteses a nível de materiais para a prótese, essencialmente, na atualidade, ligas de Co-Cr e titânio. 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 (Judas, et al., 2009).

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, (Kuroda, et al., 1998) (Rack, et al., 2006) (Minatti, et al., 2012).

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, de próteses detentoras das mais marcantes diferenças geométricas (Figura 1 - Próteses em estudo) e testar as diferentes combinações de materiais possíveis. As propriedades dos materiais utilizados na prótese encontram-se na Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais da prótese

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais da prótese

Materiais	E [GPa]	ν	$\sigma_{ced.}$ [MPa]	$\sigma_{rut.}$ [MPa]
Co-Cr	230 (Gomes, 2010)	0.3 (Gomes, 2010)	1303 (Completo, et al., 2011)	1572 (Completo, et al., 2011)
Ti-6Al-4V	112 (Geethaa, et al., 2009)	0.3 (Fouda, 2014)	825 (Niinomi, 1998)	895 (Niinomi, 1998)
Ti-13Nb-13Zr	65 (Baptista, et al., 2004)	0.3 (Baptista, et al., 2004)	510 (Baptista, et al., 2004)	732 (Baptista, et al., 2004)
Polietileno	0.5 (Robalo, 2011)	0.3 (Robalo, 2011)	-	81 (Completo, et al., 2011)
PMMA	2.3 (Robalo, 2011)	0.3 (Robalo, 2011)	14-20 (Completo, et al., 2011)	27 (Completo, et al., 2011)

2.1. Modelação

Seleccionadas 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 2mm. 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 (Camargo, et al., 2007). 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 Figura 2 - Esquema da dimensão das próteses. encontram-se identificadas as dimensões adotados no estudo. O acesso a Tomografias Computorizas a 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.



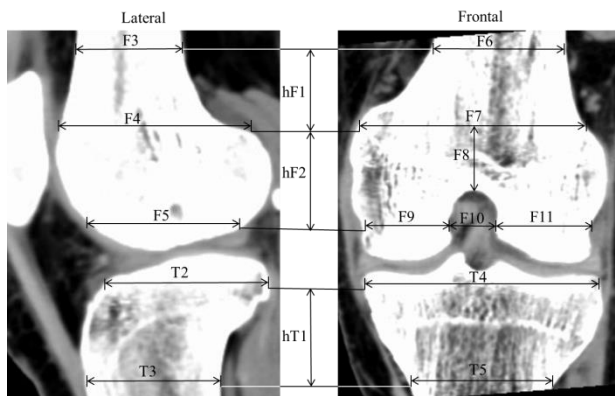
B=9mm; D=4mm; E= 5mm; G= 40mm; J= 12mm

(Fouda, 2014) (Depuy Synthes, 2015).

A,C,F e H assume as dimensões ósseas correspondentes.

Figura 2 - Esquema da dimensão das próteses.

As imagens médicas são ainda portadoras de informação acerca da densidade dos tecidos. Na Figura 3 - Identificação das cotas no fémur e na tíbia. pode visualizar-se as cotas recolhidas das imagens médicas, para o cálculo de um valor médio no estabelecimento da dimensão dos tecidos.



hF1=27mm; hF2=23mm; F3=31mm;

F4=44mm; F5=47mm; F6=45mm;

F7=75mm; F8=12mm; F9=28mm;

F10=14mm; F11=28mm;

hT1=26mm; T2=46mm; T3=40mm;

T4=72mm; T5=44mm;

Espessura do osso cortical= 3mm.

Figura 3 - Identificação das cotas no fémur e na tíbia.

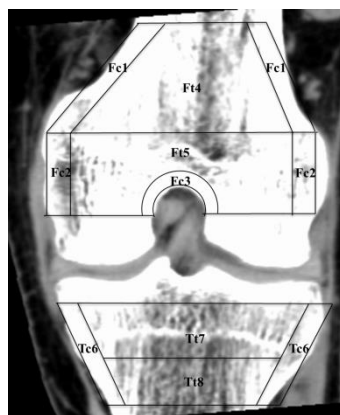
A densidade dos tecidos ósseos no joelho, e em geral no corpo humano, varia dependendo da zona, dividindo-se em dois grupos, osso trabecular e osso cortical. As Tomografias Computorizadas transportam a informação relativa à densidade dos tecidos através da Unidade Hounsfield (HU), (Carvalho, 2007). Com estes valores é possível calcular o módulo de elasticidade do tecido. Na Figura 4- Zonas de medição dos valores de HU. 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) (Taylor, et al., 2002) (Lima , et al., 2009). Na Figura 4- Zonas de medição dos valores de HU. está indicado o valor de E para cada zona específica.

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

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

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

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 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 2D vai permitir uma primeira abordagem ao estudo e identificar a geometria mais crítica. Posteriormente, será efetuada a modelação 3D para uma análise 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



Fc1: $E_c=8.5\text{GPa}$; Fc2: $E_c=3.9\text{GPa}$;
Fc3: $E_c=5.1\text{GPa}$; Fc4: $E_t=2.1\text{GPa}$;
Fc5: $E_t=2.2\text{GPa}$; Fc6: $E_c=4\text{GPa}$; Tt7:
 $E_t=2.1\text{GPa}$; Tt8: $E_t=2\text{GPa}$.

Figura 4- Zonas de medição dos valores de HU.

3. ANÁLISE BIOMECÂNICA 2D

Concluída a etapa de modelação, o Ansys® foi o programa computacional que permitiu utilizar o Método dos Elementos Finitos. Para construir a malha em 2D utilizou-se o elemento Plane 183, elemento bidimensional com 8 ou 6 nós e dois graus de liberdade em cada nó, tem a capacidade de se adaptar a estruturas irregulares (Ansys®, 2016).

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

assimétrica, provocando um efeito de flexão na tibia: a carga no côndilo medial representa 60% da carga total e o côndilo lateral recebem os restantes 40%, (Completo, et al., 2011) (Fouda, 2014). Na Figura 5 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 1, 2 e 3 (elemento plane 183).5, a força F_{y1} corresponde a 40% de F_y e F_{y2} corresponde a 60% de F_y ($F_{y1}=280N$; $F_{y2}=420N$), aplicadas no topo proximal, e a base distal constrangida.

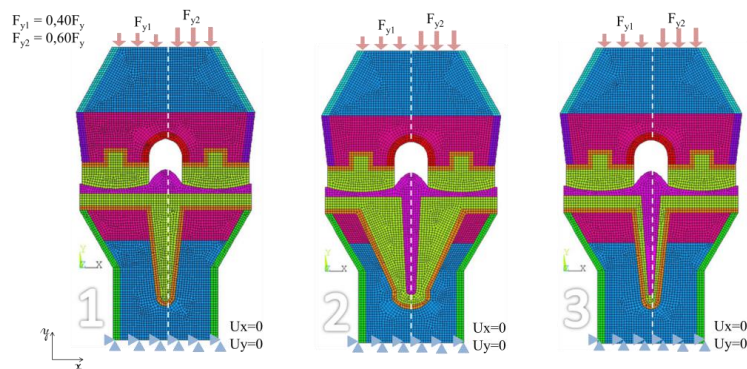


Figura 5 - Carga assimétrica aplicada ao modelo 1, 2 e 3 (elemento plane 183).

Numa primeira análise verifica-se que em todas as geometrias destacam-se 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 Figura 6 - Tensões de von Mises na prótese 1, 2 e 3 apresenta-se um exemplo de cada prótese para este caso.

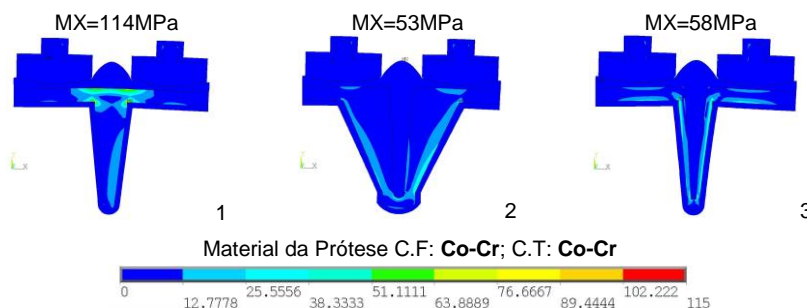


Figura 6 - Tensões de von Mises na prótese 1, 2 e 3

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 (Completo, et al., 2011) (Dunham, et al.). Em todos os modelos em análise existem tensões a variar entre 4.4 MPa até um máximo de 8 MPa, um problema no osso trabecular por estar ultrapassada a tensão de cedência. Na Figura 7 - Tensões de von Mises no osso trabecular para a prótese 1, 2 e 3 apresenta-se cada uma das próteses com os valores máximos da tensão, comportamento que é idêntico nas restantes combinações de materiais.

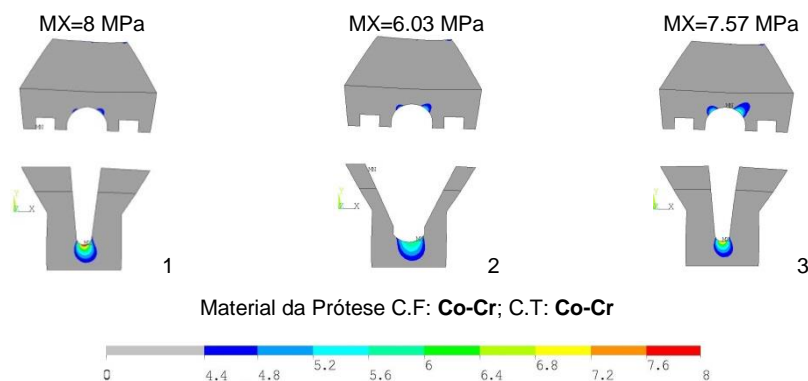


Figura 7 - Tensões de von Mises no osso trabecular para a prótese 1, 2 e 3

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 tíbia já não acontece o mesmo, as tensões atingem o valor máximo, a área é maior e concentra-se numa zona de apoio para a componente tibial. O espigão da tíbia 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 o PMMA é responsável por fixar a extremidade menor do espigão ao osso, base de apoio para a estrutura. O modelo é 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. As distribuições das tensões de corte xy nos 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 Figura 8 - Tensões de corte na componente tibial para a prótese 1, 2 e 3

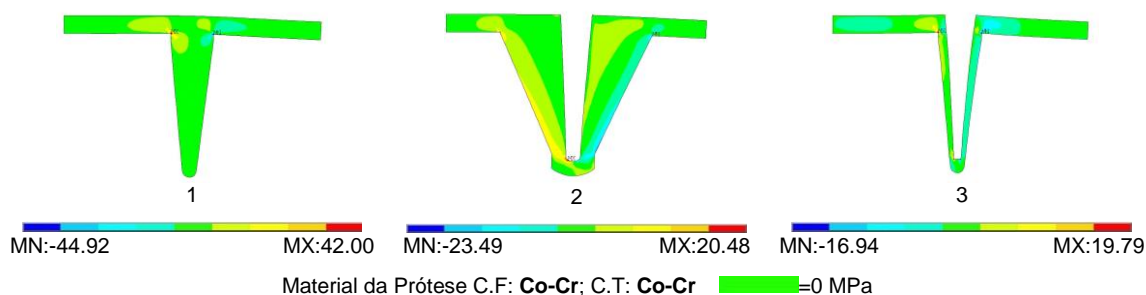


Figura 8 - Tensões de corte na componente tibial para a prótese 1, 2 e 3

Um dos fatores mais importantes para a durabilidade da prótese e o conforto do paciente é, o efeito de *stress shielding*. A diferença de tensões registadas na 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 a 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. 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 2 (CF: Ti-6Al-4V/ CT: Co-Cr) é de 5.74 MPa. A análise 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 *stress shielding*. No desenvolvimento do modelo 3D o objetivo é avaliar a combinação da geometria e material de prótese mais críticas, neste caso a prótese 1 combinada com o material Co-Cr.

4. ANÁLISE BIOMECÂNICA 3D

Concluída a etapa de modelação com o programa SolidWorks® (formato .stl), o modelo foi convertido para o formato .iges para importação no Ansys®, onde se aplicou o Método dos 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 (Ansys®, 2016). Na Figura 9 – A: Prótese 1 3D (elemento solid 185); B: tensões de von Mises; C: tensões de corte yz (CF: Co-Cr/ CT: Co-Cr)., 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 700N e a base distal totalmente constrangida. Na análise de tensões, a distribuição das tensões de von Mises (Figura 9 – A: Prótese 1 3D (elemento solid 185); B: tensões de von Mises) e as tensões de corte yz (C: tensões de corte yz) (a orientação yz no 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 4mm. Na análise 3D, o modelo representa um aumento cerca de 10x, assumindo-se a que espessura (anterior-posterior) recolhida no fémur e na tibia, varia entre 31 a 47mm.

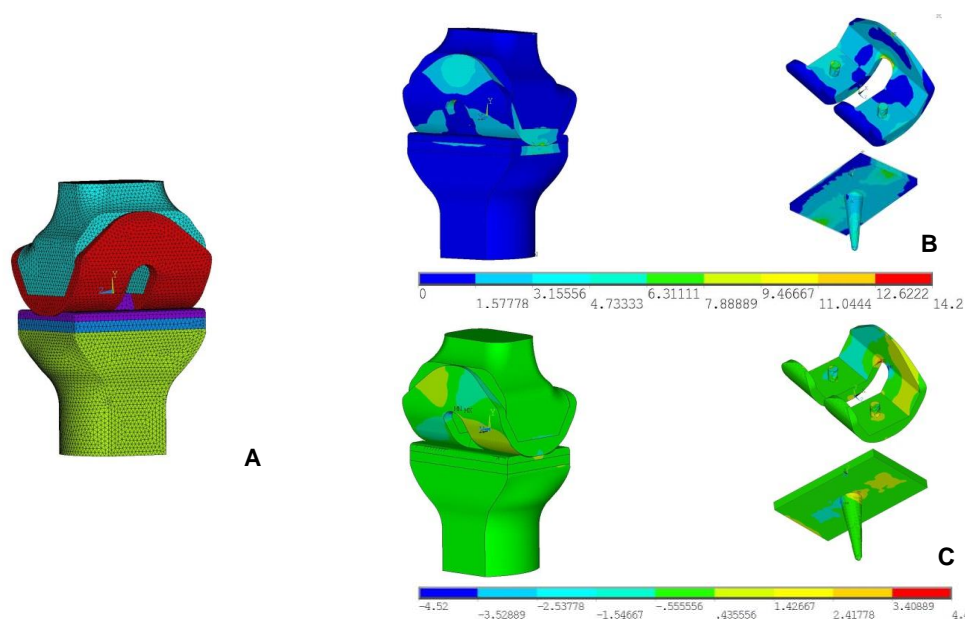


Figura 9 – A: Prótese 1 3D (elemento solid 185); B: tensões de von Mises; C: tensões de corte yz (CF: Co-Cr/ CT: Co-Cr).

4.1 Análise com elementos de contacto

Foi ainda efetuada uma análise 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 (Ansys®, 2016) e o coeficiente de atrito de 0,3 (Rancourt, et al., 1990). Para os materiais envolvidos foi assumido um

comportamento não linear elástico e plástico, bem como a imposição de uma carga assimétrica incremental até um valor máximo de 4200N, para um $\Delta t=10s$. Para uma carga imposta de 3360N, o fêmur ultrapassa a cedência (4.5 MPa), Figura 10 – Tensões de von Mises.

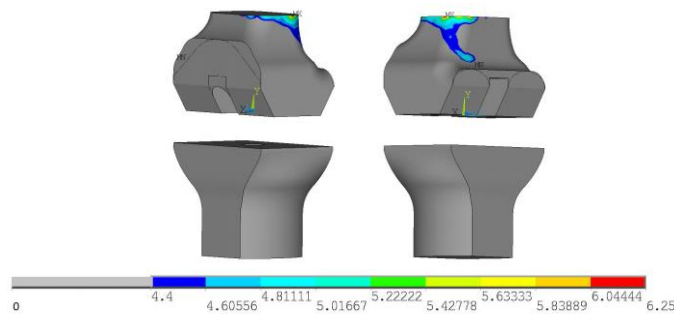


Figura 10 – Tensões de von Mises

Durante a caminhada a força no joelho pode corresponder até quatro vezes a massa do individuo, pelo que é necessário que o individuo tenha pelo menos 84kg para atingir a carga de 3360N. Quando a prótese 1 em Co-Cr está sujeita a uma carga de 3360N, 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 por 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 700N 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 de *stress shielding*. 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 1MPa 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 fenómenos 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 84kg, com prótese de joelho, ao caminhar poderá atingir a cedência no fémur. 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 fémur.

6. REFERÊNCIAS

- Taylor, W, et al. 2002. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*.
- Ansys®. 2016. Determining Contact Stiffness and Allowable Penetration: version16.2.
- Baptista, C, et al. 2004. Fatigue behavior of arc melted Ti-13Nb-13Zr alloy. *Int. J. Fatigue*. Vol. 26, pp. 967-973.
- Camargo, Osmar e Cury, Ricardo. 2007. Fatores que Influenciam a durabilidade das Próteses do Joelho. *Artroplastia Total do Joelho*.
- Carvalho, António. 2007. História da Tomografia Computurizada. *História da Radiologia*.
- Completo, A, Fonseca, F e Simões, J A. 2006. Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho.
- Completo, António e Fonseca, Fernando. 2011. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. s.l. : Publindústria, Edições Técnicas.
- Depuy Synthes. 2015. Knee Reconstruction. Depuy Sunthes Joint Reconstruction. [Online] <https://emea.depuy-synthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system>.
- Dunham, Cheryl, et al. Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus. *Congress - ASB 29th Annual Meeting*.
- Fouda, N. 2014. The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*.
- Geethaa, M, et al. 2009. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review. *Progress in Materials Science*. Vol. 54, pp. 397-425.

- Gomes, L. 2010. Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. O Quadril.
- Judas, F, Figueiredo, H e Dias, R. 2009. Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva.
- Kuroda, D, et al. 1998. Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials. Materials Science and Engineering. pp. 244-249.
- Lima, M, et al. 2009. Influência da densidade óssea na simulação de um fêmur humano. Cong. Nac. Biomecânica.
- Minatti, J, Furlan, G e Rodrigues, D. 2012. 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.
- Moreira, Benjamim da Silva. 2014. Artroplastia total de joelho e a reabilitação física. Corpus et Scientia.
- Niinomi, M. 1998. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Eng. pp. 231–236.
- Pécora, José, et al. 2003. Comparative analysis of changes in knee strain transfer flow in total and unicompartmental cemented prostheses. A trial in ten human cadavers. Acta Ortopédica Brasileira.
- Rack, H e Oazi, J. 2006. Titanium alloys for biomedical applications. Materials Science and Eng. pp. 1269 – 1277.
- Rancourt, D, et al. 1990. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. s.l. : Journal of Biomedical Materials Research. pp. 1503-1519. Vol. 24.
- Robalo, T. 2011. Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa.
- Vasconcelos, José, et al. 2013. Avaliação em médio prazo da artroplastia total de joelho sem substituição da patela. Revista Brasileira de Ortopedia.