





7th Portuguese Congress on Biomechanics

Guimarães – Portugal | 10th – 11th February 2017



In Portugal, over the last decades, Biomechanics has contributed decisively to extending the frontiers of the knowledge, as result of the excellence research. It has led to the development of important applications with relevance in the fields of medicine, bioengineering, biology, sport, ergonomics, rehabilitation, accessibility, occupational therapy, among others.

The Portuguese Congress on Biomechanics aims to promote and encourage the participation of the scientific and technical community of Biomechanics, in order to enhancing the progress and intervention of this field in Portugal.

In order to promote contacts between different research teams and to share the successes achieved, in 2005, it was held the 1st Portuguese Meeting on Biomechanics in Martinchel. Two years later, the 2nd Meeting was held in Évora elapsing with great success. Due to the natural evolution of these events, in 2009 the event name was changed to 3rd Portuguese Congress on Biomechanics, which took place in Bragança. In subsequent editions, in 2011 and 2013, the Portuguese Congress on Biomechanics took place in Coimbra and Espinho, respectively. Following the past events, the 6th Portuguese Congress of Biomechanics was held in February 2015 in Monte Real, Leiria

Therefore, the Portuguese Congress on Biomechanics aims to be an open forum for the scientific community engaged in the work and research in various areas of biomechanics, to discuss and share the developed research.

Use o botão abaixo para aceder às apresentações
Click the button to access the database

CNB-2017

Remark: using Microsoft Internet Explorer, please make sure *scripts* are enabled (in doubt see [here](#))



SOCIEDADE
PORTUGUESA
BIOMECÂNICA

7th Portuguese Congress on Biomechanics

Guimarães – Portugal | 10th – 11th February 2017



[back HOME](#)

Tópicos / Topics

- 01 - Antropometria
Anthropometrics
- 02 - Biofabricação
Biomanufacturing
- 03 - Biomateriais
Biomaterials
- 04 - Biomecânica cardiovascular,
biofluidos e hemodinâmica
*Cardiovascular and hemodynamic
bio-fluids*
- 05 - Biomecânica celular e molecular
Cellular and molecular biomechanics
- 06 - Biomecânica da lesão/impacto
Biomechanics of injury and impact
- 07 - Biomecânica de reabilitação
Biomechanics of rehabilitation
- 08 - Biomecânica desportiva
Sports biomechanics
- 09 - Biomecânica do crânio e coluna
Biomechanics of the spine and skull
- 10 - Biomecânica do Sistema músculo-
esquelético
*Biomechanics of the musculoskeletal
system*
- 11 - Biomecânica dos tecidos
Tissue biomechanics
- 12 - Biomecânica ocupacional
Occupational biomechanics
- 13 - Biomecânica orofacial
Oral-facial biomechanics
- 14 - Biomecânica ortopédica
Orthopaedic biomechanics
- 15 - Biomecânica respiratória
Respiratory biomechanics
- 16 - Cirurgia assistida por computador
Computer-assisted surgery
- 17 - Engenharia dos tecidos
Tissue engineering
- 18 - Ensino da biomecânica
Teaching of biomechanics
- 19 - Mecânica experimental em
biomecânica
*Experimental mechanics
biomechanics*
- 20 - Visão por computador em
biomecânica
Computer vision in biomechanics

In Portugal, over the last decades, Biomechanics has contributed decisively to extending the frontiers of the knowledge, as result of the excellence research. It has led to the development of important applications with relevance in the fields of medicine, bioengineering, biology, sport, ergonomics, rehabilitation, accessibility, occupational therapy, among others.

The Portuguese Congress on Biomechanics aims to promote and encourage the participation of the scientific and technical community of Biomechanics, in order to enhancing the progress and intervention of this field in Portugal.

In order to promote contacts between different research teams and to share the successes achieved, in 2005, it was held the 1st Portuguese Meeting on Biomechanics in Martimel. Two years later, the 2nd Meeting was held in Évora elapsing with great success. Due to the natural evolution of these events, in 2009 the event name was changed to 3rd Portuguese Congress on Biomechanics, which took place in Bragança. In subsequent editions, in 2011 and 2013, the Portuguese Congress on Biomechanics took place in Coimbra and Espinho, respectively. Following the past events, the 6th Portuguese Congress of Biomechanics was held in February 2015 in Monte Real, Leiria

Therefore, the Portuguese Congress on Biomechanics aims to be an open forum for the scientific community engaged in the work and research in various areas of biomechanics, to discuss and share the developed research.

Observação:

- pode sempre utilizar a funcionalidade "**Ctrl F**" do seu browser para pesquisar qualquer palavra no título ou nome de autor.

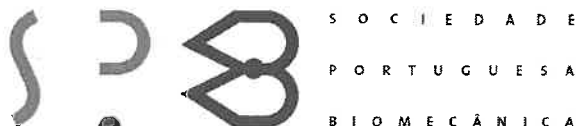
Remark:

- you can always use the "**Ctrl F**" functionality of your browser to search any word in the title or author's name.
-

Escola de Engenharia, Universidade do Minho, 2017

**ATAS DO
7º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA**

*PROCEEDINGS OF THE
7TH PORTUGUESE CONGRESS ON BIOMECHANICS*



COMISSÃO DE HONRA | HONOR COMMITTEE

Reitor da Universidade do Minho

Doutor António M. Cunha

Presidente da Câmara Municipal de Guimarães

Dr. Domingos Bragança

Presidente do Health Cluster Portugal

Doutor Luís Portela

Presidente da Sociedade Portuguesa de Biomecânica

Doutor Paulo Fernandes

Presidente da Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária

Doutor Pedro Mesquita

COMISSÃO ORGANIZADORA | ORGANIZING COMMITTEE

Paulo Flores, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

Filipe Marques, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

Filipe Silva, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

José Carlos Teixeira, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

José Luís Alves, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

José Pimenta Claro, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

Nuno Dourado, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

Sara Cortez, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Minho

João Folgado, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

PATROCÍNIOS E APOIOS INSTITUCIONAIS | SPONSORSHIP AND INSTITUTIONAL SUPPORT



COMISSÃO CIENTÍFICA | *SCIENTIFIC COMMITTEE*

Adélia Sequeira (IST)	José Luís Alves (UM)
Amílcar Ramalho (UC)	José Manuel Casanova (FMUC)
António Completo (UA)	José Oliveira Simões (UA)
António Figueiredo (UC)	Josep Llagunes (UPCatalonia)
António Ramos (UA)	Leandro Machado (FADEUP)
António Silva (UTAD)	Lídia Carvalho (INESCTEC)
António Veloso (FMH)	Luciano Menegaldo (UFRJ)
Aurélio Faria (UBI)	Luís Rocha (UM)
Cristina Santos (UM)	Luís Roseiro (ISEC)
Daniela Vaz (IPL)	Luísa Sousa (FEUP)
Elza Fonseca (IPB)	Manuel Gutierrez (FMUP)
Fernando Simões (IST)	Marco Parente (FEUP)
Fernando Gilberto Costa (FMUP)	Maria Augusta Neto (UC)
Filipa João (FMH)	Mário Augusto Vaz (FEUP)
Filipe Carvalho (CMRRC-Rovisco Pais)	Mário Forjaz Secca (UNL)
Filipe Silva (UM)	Mário João Gamelas (UNL)
Gonçalo Dias (UC)	Miguel Tavares da Silva (IST)
Helena Moreira (UTAD)	Miguel Velhote Correia (FEUP)
Hélder Rodrigues (IST)	Nuno Dourado (UM)
Jacinto Monteiro (FMUL)	Paulo Flores (UM)
Javier Cuadrado (UCoruña)	Paulo R. Fernandes (IST)
Joana Costa Reis (UÉvora)	Paulo Piloto (IPB)
João Espregueira-Mendes (CEM)	Pedro Coelho (UNL)
João Folgado (IST)	Pedro Martins (FEUP)
João MCS Abrantes (ULusófona)	Pedro Morouço (IPL)
João Manuel Tavares (FEUP)	Renato Natal Jorge (FEUP)
João Paulo Vilas-Boas (FADEUP)	Rita Santos Rocha (IPS)
Jorge Ambrósio (IST)	Ronaldo Gabriel (UTAD)
Jorge Belinha (FEUP)	Rui Barreiros Ruben (IPL)
Jorge Laíns (CMRRC-Rovisco Pais)	Rui Lima (UM)
José Alberto Ramos Duarte (FADEUP)	Rui Miranda Guedes (FEUP)
José Carlos Reis Campos (FMDUP)	Vera Moniz-Pereira (FMH)
José Luís Alves (UM)	

INFLUÊNCIA DO MATERIAL NA DURABILIDADE DA PRÓTESE DO JOELHO

*Inês S. Fernandes*¹, *Elza M. M. Fonseca*²

¹ Mestrado Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança; inesdefernandes@gmail.com

² LAETA, INEGI, Departamento de Mecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Bragança; efonseca@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: Artroplastia do Joelho, Tomografia Computorizada, Método dos Elementos Finitos

RESUMO:

O profissional de saúde tem ao seu dispor diferentes ofertas no que diz respeito à prótese do joelho, variando essencialmente a geometria e o material. Neste trabalho, utilizaram-se tomografias computadorizadas de pacientes, que permitiram desenvolver modelos ósseos, para posterior inserção da prótese de joelho. Três geometrias de próteses diferentes, inseridas no modelo ósseo, vão possibilitar ter conhecimento da influência do material no desempenho do conjunto. Modelos computacionais 2D e 3D, submetidos à compressão, vão permitir eleger a melhor conjugação entre geometria e material.

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 [1] [2].

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 fémur e a CT reveste a extremidade proximal de tibia. 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 ainda 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 fémur. As componentes da prótese podem ser fixas aos tecidos ósseos através de um cimento, por exemplo o PMMA (Polimetilmetacrilato). [9] [11].

A artroplastia do joelho tem vida finita, que é decididamente afetada pelo nível de atividade desenvolvida pela articulação. Os problemas mecânicos associados às articulações de substituição estão, normalmente, relacionados com o desgaste, a rotura mecânica dos materiais e o descolamento da prótese. A revisão da artroplastia é, normalmente devido a complicações como a perda de massa óssea e conseqüente deslocamento da prótese, e o inevitável desgaste dos materiais, às vezes acelerado pela libertação de corpos livres na articulação, principalmente do polietileno [2] [8].

O desgaste da prótese é definido como uma remoção progressiva do material em forma de partículas. Entre os fatores que

influenciam o complexo mecanismo de desgaste, há ainda a considerar os parâmetros do material (dureza, acabamento superficial) e os parâmetros do paciente (distribuição de pressão de contato, lubrificação e atividade física) [10].

2 MATERIAIS DA PRÓTESE

Vários materiais metálicos têm sido utilizados em próteses, a lista de materiais inclui o aço inoxidável, ligas de cromo-cobalto, ligas de titânio, entre outros. Atualmente as próteses são produzidas essencialmente em cromo-cobalto e ligas de titânio.

As primeiras próteses utilizadas eram em aço inoxidável, sendo este material ainda utilizado. Atualmente preferem-se as ligas de cromo-cobalto, que são bastante mais resistentes ao desgaste e, por esse motivo, produzem menos resíduos, quase sempre mal tolerados e muitas vezes responsáveis pelos descolamentos das próteses. As ligas de Co-Cr são utilizadas na composição prótese do joelho e anca, principalmente nas cimentadas, pois possuem uma boa resistência à fadiga e à rotura em tração. Por outro lado, são mais indicadas para superfícies articulares, como é o caso da componente femoral da prótese do joelho [7].

As ligas de titânio são utilizadas, normalmente, para o prato tibial metálico. A elasticidade do titânio, relativamente à do aço, é mais próxima do osso, o que reduz os riscos de reabsorção óssea em torno da prótese. Ao contrário, o titânio e as suas ligas não devem ser utilizados em superfícies sujeitas a esforços de atrito, porque se desgastam muito rapidamente com a formação de partículas que geram reações inflamatórias, sendo indispensável uma nova cirurgia [9].

Em relação às ligas de titânio, a liga Ti-6Al-4V tem sido largamente a mais utilizada em material ortopédico, próteses e implantes. Esta liga tem uma excelente

biocompatibilidade, resistência à corrosão e módulo de elasticidade mais próximo do osso, em relação a outras ligas metálicas [3] [4] [5].

No desenvolvimento de ligas de titânio, o que se observa é a utilização de elementos não citotóxicos (Nb, Zr, Ta e Pt) visando-se obter materiais com menores valores de módulo de elasticidade, destacando-se as do sistema Ti-Nb-Zr. Atualmente a liga Ti-13Nb-13Zr está a tornar-se a mais utilizada em implantes cirúrgicos devido às suas excelentes propriedades. Esta nova liga, para além da biocompatibilidade e da alta resistência à corrosão, apresenta uma maior tenacidade à fratura, propriedades mecânicas superiores e menores módulos elásticos, devido à presença dos elementos Nb e Zr [3] [4] [6].

3 ESTUDO BIOMECÂNICO

Atualmente, os fabricantes apresentam no mercado uma oferta variada de próteses do joelho com diferentes geometrias. No presente estudo, foram selecionadas três próteses, Figura 1, detentoras das mais relevantes diferenças geométricas a nível da CF. A CF da prótese apresenta consideráveis semelhanças geométricas entre os fabricantes, com diferenças pouco significativas.



1. <https://emea.depuysynthes.com>

2. <http://www.serf.fr>

3. <http://www.endotec.com>

Figura 1 - Próteses em estudo.

Como já referido, o autor Judas, et al., 2009 [7] indica que o material da CF da prótese do joelho deve ser uma liga de Co-Cr. 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 estudo apresentado, pretende-se utilizar as ligas de Co-Cr, Ti-6Al-4V e Ti-13Nb-13Zr em três geometrias da CT de próteses de fabricantes diferentes. As propriedades mecânicas dos materiais utilizados na prótese encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades dos materiais da prótese.

Materiais	E [GPa]	ν
Co-Cr	230 [3]	0.3 [3]
Ti-6Al-4V	112 [12]	0.3 [11]
Ti-13Nb-13Zr	65 [13]	0.3 [13]
Polietileno	0.5 [14]	0.3 [14]
PMMA	2.3 [14]	0.3 [14]

3.1 MODELAÇÃO

Os modelos em estudo são representativos de um joelho em total extensão, em que se consideram as estruturas ósseas fémur e tibia, desprezando a patela e os restantes tecidos moles que constituem o joelho. As próteses são preparadas geometricamente para serem fixadas no tecido ósseo com cimento. Dos três fabricantes (Figura 1) a DePuySynthes® dá indicação que o cimento deve ocupar um espaço entre o osso e a prótese de 2 a 4 mm. No presente estudo foi utilizada uma espessura de 2mm [16] em todos os modelos. 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 [15]. 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 encontram-se identificadas as dimensões adotadas no estudo.

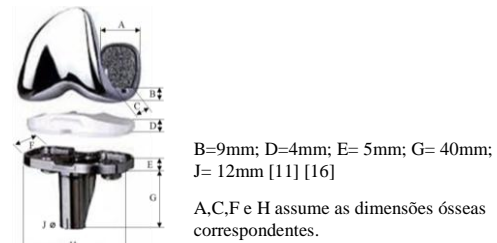


Figura 2 - Esquema da dimensão das próteses.

O acesso a Tomografias Computorizadas a joelhos de quatro pacientes, dois do género masculino e dois do género feminino, com idades que variam entre os 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 Figura 3 podem visualizar-se as dimensões recolhidas nas imagens médicas, para o cálculo de um valor médio, no estabelecimento da dimensão dos tecidos.

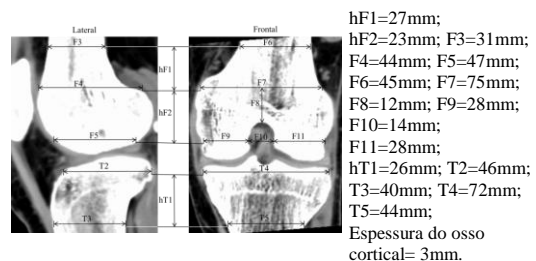


Figura 3 - Dimensões no fémur e tibia.

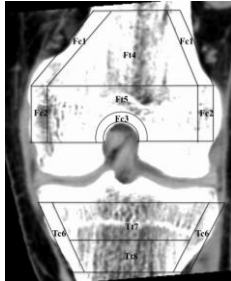
As Tomografias Computorizadas transportam a informação relativa à densidade dos tecidos através da Unidade Hounsfield (HU). Com estes valores é possível calcular o módulo de elasticidade do tecido. Na Figura 4 estão identificadas as zonas de interesse para a recolha de valores de HU. Com base no conhecimento do valor médio de HU por zona, de entre todos os pacientes, calculou-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) [17] [18]. Na

Figura 4 está indicado os valores de E para cada zona específica.

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

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

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



Fc1: Ec=8.5GPa;
 Fc2: Ec=3.9GPa;
 Fc3: Ec=5.1GPa;
 Fc4: Et=2.1GPa;
 Fc5: Et=2.2GPa;
 Tc6: Ec=4GPa;
 Tc7: Et=2.1GPa;
 Tc8: Et=2GPa.

Figura 4- Zonas de medição dos valores HU.

Na primeira etapa, o objetivo é estudar o conjunto osso com as diferentes próteses 2D, modelos simplificados de aproximação ao modelo real a duas dimensões, e todas as 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.

3.2 ANÁLISE 2D

Concluída a etapa de modelação, o programa computacional que permitiu utilizar o Método dos Elementos Finitos foi o Ansys®. 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, com a capacidade de se adaptar a estruturas irregulares [19]. Admitindo que o modelo do joelho é de 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%, [11] [20]. Na Figura 5, a força F_{y1} corresponde a 40% de F_y e F_{y2} corresponde a 60% de F_y ($F_{y1}=280\text{N}$; $F_{y2}=420\text{N}$), aplicadas no topo proximal, com a base distal fixa.

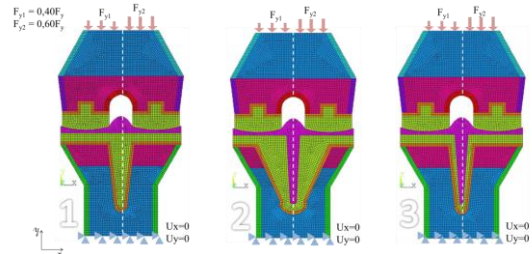


Figura 5 - Carga aplicada no modelo 1, 2 e 3.

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

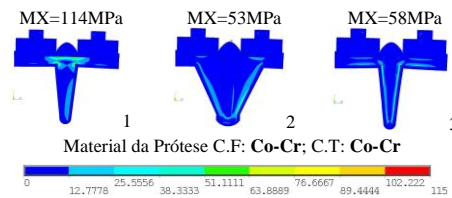


Figura 6 - Tensões von Mises na prótese 1, 2 e 3.

Os pontos de concentrações de tensões estão situados nos dois vértices existentes entre o prato e o espão 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 [20] [21].

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

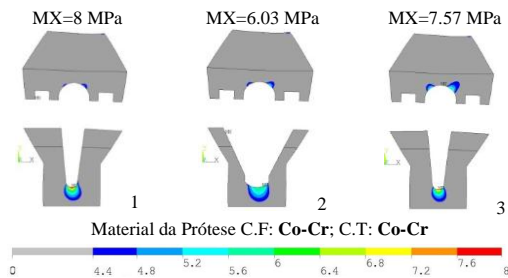


Figura 7 - Tensões de von Mises no osso trabecular para a prótese 1, 2 e 3.

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 12 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 em estudo 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. A distribuição 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 encontra-se a distribuição das tensões de corte na componente tibial.

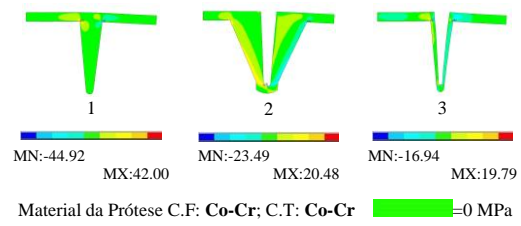


Figura 8 - Tensões de corte na componente tibial para a prótese 1, 2 e 3.

Um dos fatores mais importantes para a durabilidade da prótese e o conforto do paciente é a análise do efeito de *stress shielding* através da identificação do bloqueio de tensões. A diferença entre os valores de tensão registadas na fronteira da componente femoral e do fémur, e na fronteira entre o prato tibial e a tíbia, não são significativas para se considerarem críticas. O mesmo não acontece com as tensões existentes na parte distal do espigão da tíbia 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. A análise biomecânica 2D permitiu verificar a tendência de geometria e material com o comportamento mais crítico. A prótese 1 tem incidência de comportamentos críticos, apresenta maiores tensões de von Mises e de corte, possibilitando as de corte micromovimentos superiores, e é ainda 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, tendo sido verificada essa ocorrência na prótese 1 combinada com o material Co-Cr.

3.3 ANÁLISE 3D

Concluída a etapa de modelação no programa SolidWorks®, e utilizando o modelo em formato .stl, foi possível a sua conversão para o formato .iges e posterior importação para o programa Ansys®, onde se aplicou o Método dos Elementos Finitos. A malha do modelo 3D é constituída por elementos finitos *Solid 185*, definido 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, 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- B) e as tensões de corte yz (Figura 9- C) (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 que espessura (anterior-

posterior) recolhida no fémur e na tíbia, varia entre 31 a 47mm.

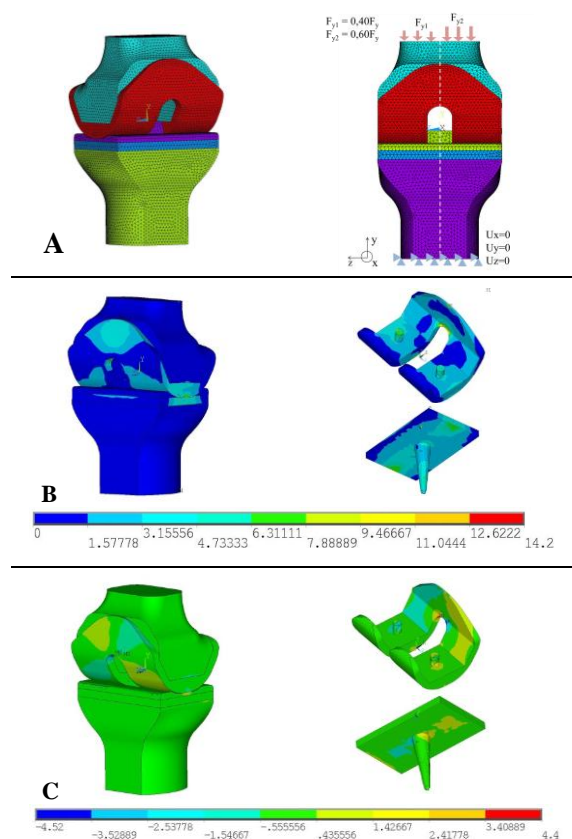


Figura 9 - A: Modelo 3D; B: tensões de von Mises; C: tensões de corte yz (CF: Co-Cr/ CT: Co-Cr).

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 uma carga imposta de 3360N, o fémur ultrapassa a cedência (4.5 MPa), Figura 10.

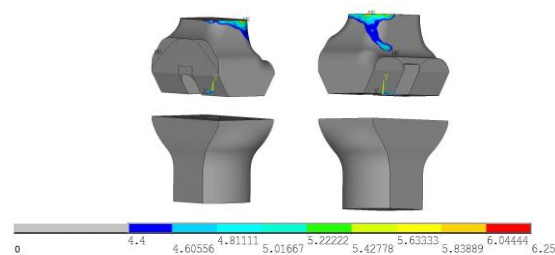


Figura 9 – Tensões de von Mises.

Durante a caminhada a força no joelho pode corresponder até quatro vezes a massa do indivíduo, pelo que é necessário que 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.

4 CONCLUSÃO

A prótese do joelho implica tensões de cedência no osso trabecular que dá apoio à parte distal do espigão na componente tibial. Para a carga de 700N, as três 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 do bloqueio de tensões. 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 12 MPa, valor a 2MPa 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, e 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 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 junção 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 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

Os autores agradecem aos pacientes o acesso às tomografias computadorizadas.

REFERÊNCIAS

- [1] Vasconcelos, José, et al. "Avaliação em médio prazo da artroplastia total de joelho sem substituição da patela." *Rev. Bras. Ortop.*, 2013.
- [2] Pécora, José, 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*. 2003.
- [3] Gomes, L. "Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição." *O Quadril*. 2010.
- [4] Kuroda, D, et al. "Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials." *Materials Science and Engineering*. 1998, pp. 244-249.

- [5] Rack, H e Oazi, J. "Titanium alloys for biomedical applications" *Materials Science and Engineering*. 2006, pp. 1269 – 1277.
- [6] Minatti, J, Furlan, G e 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.
- [7] Judas, F, Figueiredo, H e Dias, R. "Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva." 2009.
- [8] Completo, A, Fonseca, F e Simões, J A. 2006. Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho.
- [9] Moreira, Benjamim da Silva. 2014. Artroplastia total de joelho e a reabilitação física. *Corpus et Scientia*.
- [10] DallaCosta, D. Desenvolvimento de um Simulador Universal para Ensaio de Desgaste em Próteses de Quadril. Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica - Universidade Federal de Santa Catarina, 2011.
- [11] 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*.
- [12] 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.
- [13] Baptista, C, et al. 2004. Fatigue behavior of arc melted Ti–13Nb–13Zr alloy. *Int. J. Fatigue*. Vol. 26, pp. 967–973.
- [14] Robalo, T. 2011. Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa.
- [15] Camargo, Osmar e Cury, Ricardo. 2007. Fatores que Influenciam a durabilidade das Próteses do Joelho. *Artroplastia Total do Joelho*.
- [16] Depuy Synthes. 2015. Knee Reconstruction. Depuy Synthes Joint Reconstruction. [Online] <https://emea.depuyorthosynthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system>.
- [17] Taylor, W, et al. 2002. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*.
- [18] Lima, M, et al. 2009. Influência da densidade óssea na simulação de um fémur humano. *Cong. Nac. Biomecânica*.
- [19] Ansys®. 2016. Determining Contact Stiffness and Allowable Penetration: version16.2.
- [20] Completo, António e Fonseca, Fernando. 2011. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. s.l. : Publindústria, Edições Técnicas.