

AVALIAÇÃO DAS TENSÕES NUMA PRÓTESE DO FÉMUR SOB INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MATERIAIS

STRESSES ASSESSMENT IN A FEMORAL PROSTHESIS UNDER THE INFLUENCE OF DIFFERENT MATERIALS

E. M. M. Fonseca¹, C. S. Mendes², J. K. Noronha³

¹ Departamento de Mecânica Aplicada, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal

² Engenharia Biomédica, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal

³ Dr. Krug de Noronha, Clínica de Radiologia / Imagem, Porto, Portugal



RESUMO

O principal objectivo deste trabalho é avaliar o comportamento biomecânico na utilização de diferentes materiais numa prótese do fémur. Pretende-se assim avaliar a resistência biomecânica do conjunto osso-implante, através da distribuição de tensões e de deformações, num fémur do sexo masculino de 70 anos. Foi utilizada uma tomografia computadorizada de alta resolução na criação do modelo geométrico tridimensional. A análise biomecânica do conjunto osso-implante é efectuada com o recurso ao método de elementos finitos, considerando o efeito do osso cortical e trabecular. O modelo isotrópico e elástico, em análise, é submetido a diferentes carregamentos em função da actividade quotidiana e da influência muscular. A discussão dos resultados contempla as análises efectuadas com base na utilização de três materiais diferentes em próteses.

ABSTRACT

The main objective of this work is to assess the biomechanics behaviour for different materials in a femoral prosthesis. It is intending to assess the biomechanical strength in the bone-implant assembly, through the stress and strain distribution in a male gender of 70 years old. High resolution computer tomography was used for the three dimensional geometry. The biomechanical analysis for the bone-implant is obtained with the finite element method, considering the cortical and trabecular bone effect. The elastic and isotropic model in analysis is submitted to different loading conditions during quotidian and muscular activity. A discussion based on the results of the analysis using three different biomaterials in prosthesis will be presented.

1- INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, vários autores têm desenvolvido trabalhos de investigação sobre o estudo da biocompatibilidade de materiais (Senalp et al, 2007; Kuiper and

Huiskes, 1996). Para muitos investigadores, o titânio é um dos materiais mais aconselhável, pois o paciente não necessita de realizar durante 15 anos nenhuma cirurgia de revisão em média. Também a optimização da forma do implante, com

vista à redução do efeito de stress shielding, tem sido objecto de ampla discussão científica, através do recurso à análise por elementos finitos, (Ridzwan et al, 2006; Ahmad et al, 2007; Huiskes et al, 1992).

No âmbito do projecto de implantes, têm sido aplicadas técnicas experimentais complementadas com a análise numérica e analítica, atendendo à forma e ao material a utilizar, como investigado por (Simões et al, 2000; Simões et al, 2001; Pettersen et al, 2009).

O crescente envelhecimento da população leva a que a cirurgia ortopédica mais frequente nos adultos seja a aplicação de uma prótese total da anca. Esta substitui os componentes de articulação da anca com o objectivo de melhorar a locomoção do paciente e a sua qualidade de vida. Um implante ao ser introduzido no humano tem que ser biocompatível. Para isso, utilizam-se materiais como o silicone, fibra de carbono, titânio, crómio-cobalto, aço inoxidável, entre outros, que além de possuírem características aceites pelo organismo também são consideravelmente leves, resistentes e armazenadores de energia (Vaz et al, 2009).

A anca é afectada por uma doença, caracterizada por uma destruição progressiva dos componentes da articulação que leva a uma diminuição das funções, acompanhada de dor mais ou menos intensa, consoante o desgaste sofrido pela articulação. Em alguns casos é necessária uma intervenção cirúrgica para remover o osso, ou a cartilagem danificada, realinhar ou alterar as superfícies articulares que fazem a carga, ou ainda remodelar a articulação, com a substituição da mesma, através de uma em material sintético.

O objectivo principal da cirurgia ortopédica no tratamento das doenças articulares degenerativas é o alívio da dor, devendo também recuperar a função e corrigir as deformidades. A artroplastia é um termo que se aplica a qualquer tipo de cirurgia, da qual resulta uma articulação artificial. É uma operação que tenta restaurar a integridade e a funcionalidade da articulação, representando o maior progresso das cirurgias ortopédicas nos últimos vinte anos, pela possibilidade da

reconstrução através de uma prótese (medicosdeportugal.saude.sapo.pt).

A substituição da anca é a artroplastia mais frequentemente realizada e é, sem dúvida, aquela que alcança o maior índice de sucesso entre todas as articulações artificiais. A artroplastia total da anca é importante para aqueles que sofrem há anos com dores intensas e que estão limitados nas suas actividades. Ao longo dos últimos anos tem havido grandes avanços da medicina sobre a artroplastia da anca (prótese total da anca), o que tem contribuído na melhoria do resultado da cirurgia. À medida que a população envelhece, a artroplastia da anca torna-se cada vez mais comum.

É objectivo deste trabalho comparar a resistência mecânica de diferentes materiais (aço-inoxidável, liga de titânio e crómio-cobalto) num fémur direito de um paciente do género masculino de 70 anos de idade através da análise do campo de tensões.

Recorrendo ao tratamento da imagem de uma tomografia computadorizada obtida numa clínica médica, torna-se possível a utilização da técnica de elementos finitos para a análise de resultados a obter no conjunto anatómico osso-implante.

Pretende-se verificar a influência da rigidez material do implante na obtenção dos resultados. Um implante rígido pode provocar o fenómeno de stress-shielding evitando a fusão ou a remodelação óssea proximal adaptativa e consequentemente levar à perda de massa óssea.

Este trabalho permitirá identificar as zonas de maiores tensões, para cada conjunto osso-implante em análise, atendendo às diferentes variáveis impostas. A discussão de resultados incidirá na utilização de diferentes materiais (aço-inoxidável, liga de titânio e crómio-cobalto) de forma a contribuir na escolha de um implante mais flexível.

2- MODELO NUMÉRICO

2.1- A malha de elementos finitos

Efectuou-se o tratamento da imagem médica através da utilização do programa ScanIP, conforme se verifica na figura 1.

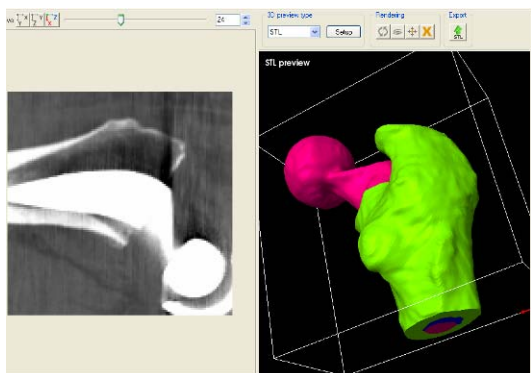


Fig. 1 – Tratamento da imagem médica.

O modelo tridimensional (3D) obtido foi transferido para um programa de elementos finitos, o Ansys. Foi possível introduzir neste programa as diferentes partes constituintes do modelo 3D (osso cortical, trabecular e implante).

Na figura 2, podem ser observadas as malhas de elementos finitos utilizadas para a simulação numérica do modelo em estudo.

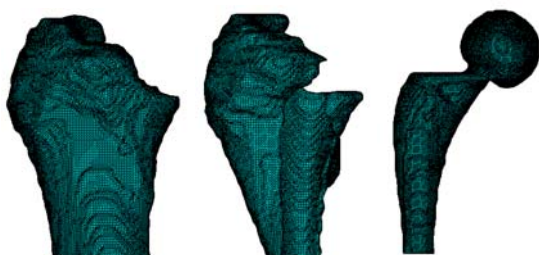


Fig. 2 – Malha de elementos finitos.

O elemento finito escolhido é um elemento estrutural 3D (Solid45), com 8 nós e 3 graus de liberdade em cada nó, tendo como opção a formação de elementos prismáticos e tetraédricos.

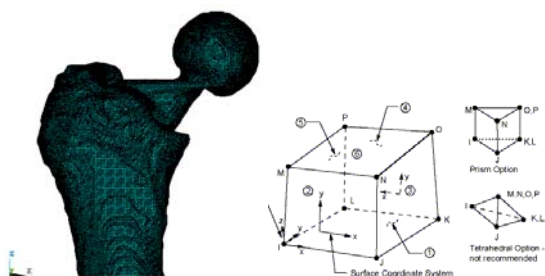


Fig. 3 – Malha e elemento Solid45.

A simulação numérica foi efectuada em regime linear elástico, tendo sido considerada uma ligação perfeita entre os diferentes materiais constitutivos do conjunto osso-implante.

2.2- Materiais

Neste trabalho consideraram-se três materiais diferentes biocompatíveis para a prótese em estudo, uma liga de titânio (Ti6Al4V), cobalto crómio (CoCr) e aço inoxidável (316L).

As propriedades mecânicas encontram-se representadas na tabela 1, conforme sugerido por diversos autores (Senalp et al, 2007; Jiang, 2007).

Na tabela 2 apresentam-se as propriedades mecânicas consideradas para o tecido ósseo cortical e trabecular do fêmur, (Senalp et al, 2007). O osso cortical foi considerado como um material linear transversal isotrópico, com 5 componentes independentes.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do implante.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Ti6Al4V	E=110	ν=0.32
CoCr	E=220	ν=0.30
316L	E=196	ν=0.30

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do tecido ósseo.

Material	Módulo Young (GPa)	Módulo corte (GPa)	Coefficiente Poisson
Cortical	$E_x=11.5$	$G_{xy}=3.6$	$\nu_{xz}=0.31$
	$E_y=11.5$	$G_{yz}=3.3$	$\nu_{yz}=0.31$
	$E_z=17.0$	$G_{xz}=3.3$	$\nu_{xy}=0.51$
Trabecular	E=2.13		ν=0.3

2.3- Carregamento imposto

A massa corporal utilizada para a simulação numérica do modelo em análise foi considerada igual a 70kg.

A solicitação foi imposta na extremidade proximal do implante em função de valores obtidos por outros autores (Bergmann et al, 2001). Atribuiu-se um valor máximo da força de contacto na articulação da anca, calculada como uma percentagem de 260% da massa corporal, na direcção do plano coronal em 12° e do plano transversal de 35° (Teixeira et al, 2008, Bergmann et al, 2001).

As forças devidas à actividade muscular foram obtidas conforme a referência (Taylor et al, 1996). Os valores a aplicar são os identificados na tabela 3.

Tabela 3: Forças musculares.

Músculo	Força
Abductor	1237 N
Iliopsoas	771 N
Iliotibial tract	1200 N

Foram efectuadas diferentes simulações numéricas aos conjuntos osso-implante (Ti6Al4V), osso-implante (CoCr) e osso-implante (316L), utilizando sempre o mesmo carregamento.

3- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos são apresentados em forma de gráficos, através da comparação efectuada entre os diferentes materiais do implante. São obtidos os resultados das máximas (S1) e das mínimas (S3) tensões no conjunto osso-implante.

A figura 4 representa a direcção longitudinal assinalada como o lado esquerdo do conjunto osso-implante (1 a 8) ou lado direito (9 a 16). É ao longo destas direcções que serão registadas as tensões, tanto no osso cortical como no implante, para a zona exterior. No registo das tensões, sobre o osso cortical do lado esquerdo, apenas foram consideradas as posições 3 a 8.

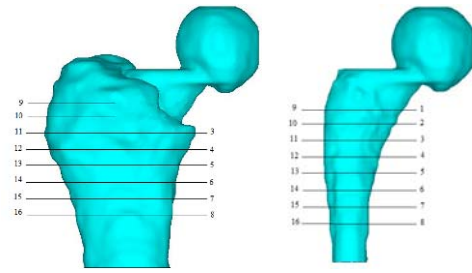


Fig. 4 – Direcção longitudinal, osso-implante.

As figuras 5 a 7 representam as tensões máximas (S1) obtidas para o lado esquerdo do conjunto osso-implante, ao longo da direcção longitudinal considerada.

Na figura 5 apresentam-se os resultados comparativos entre os diferentes materiais de implante, para o lado esquerdo.

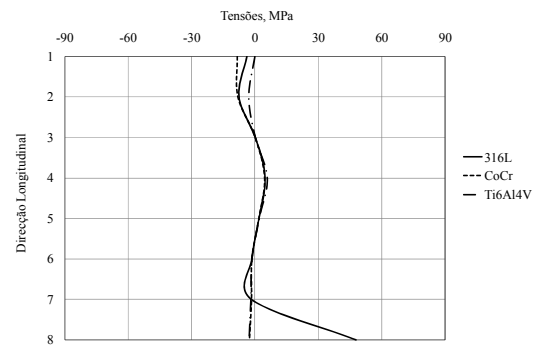


Fig. 5 – Lado esquerdo do implante (S1).

A zona 8 assinalada na figura 5, apresenta um pico de tensões quando se utiliza o implante 316L.

O nível de tensões no osso cortical, função da utilização de cada uma das próteses, pode ser verificado na figura 6.

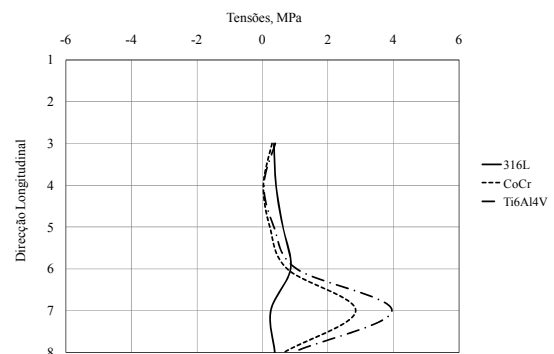


Fig. 6 – Lado esquerdo do osso cortical (S1).

Na figura 7 observa-se o valor da diferença das tensões, entre os gráficos anteriores, considerando as posições 3 a 8.

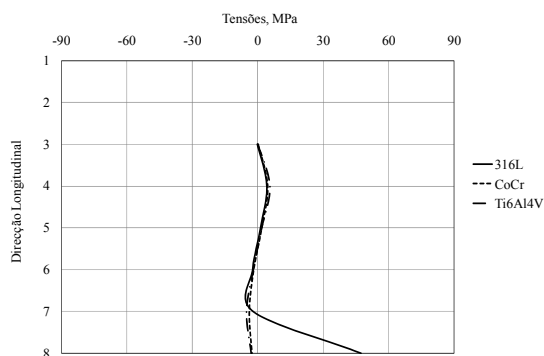


Fig. 7 – Lado esquerdo implante-cortical (S1).

Nos resultados da figura 7, verifica-se um comportamento idêntico às máximas tensões da figura 5, surgindo um pico de tensões na zona 8 com o implante 316L. Pode ainda concluir-se que as tensões S1 à tracção são pouco relevantes no lado esquerdo do conjunto.

As figuras 8 a 10 representam as tensões mínimas (S3) para o mesmo lado esquerdo do conjunto osso-implante.

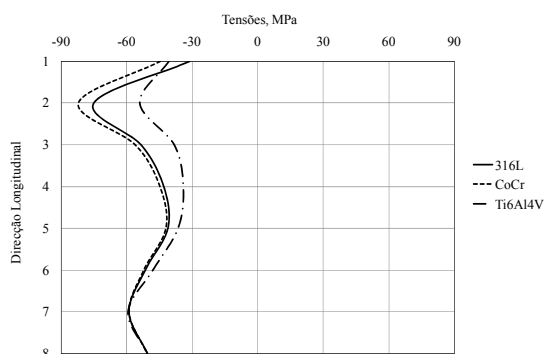


Fig. 8 – Lado esquerdo do implante (S3).

A figura 8 representa o estado à compressão para qualquer um dos materiais utilizados na prótese. Observa-se ainda que o implante em CoCr apresenta os maiores valores de tensão. A zona mais crítica situa-se ao longo da direcção 2. A prótese em Ti6Al4V regista os valores mais baixos.

A figura 9 representa as tensões para a zona cortical, no lado esquerdo do conjunto em estudo.

A diferença entre as tensões registadas nas figuras 8 e 9 apresentam a evolução demonstrada no gráfico 10.

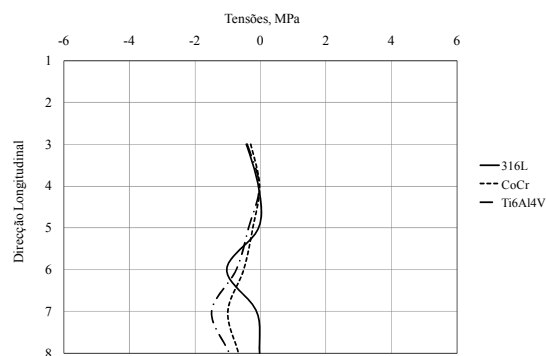


Fig. 9 – Lado esquerdo do osso cortical (S3).

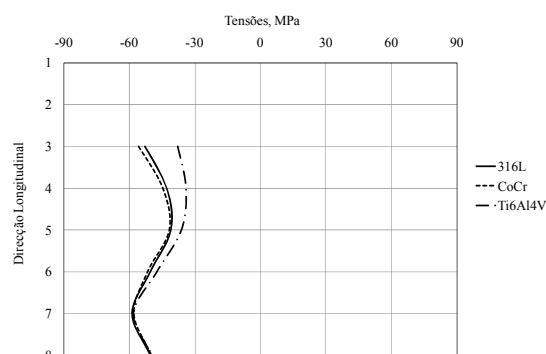


Fig. 10 – Lado esquerdo implante-cortical (S3).

É possível verificar-se na figura 10, que a introdução do implante CoCr no osso, representa o maior nível de tensões. As menores tensões são registadas com o implante Ti6Al4V. Conclui-se ainda que para o lado esquerdo do conjunto as tensões são de compressão.

As figuras seguintes representam as tensões para o lado direito do conjunto osso-implante, sendo que as figuras 11 a 13 traduzem as máximas tensões e as 14 a 16 as mínimas tensões.

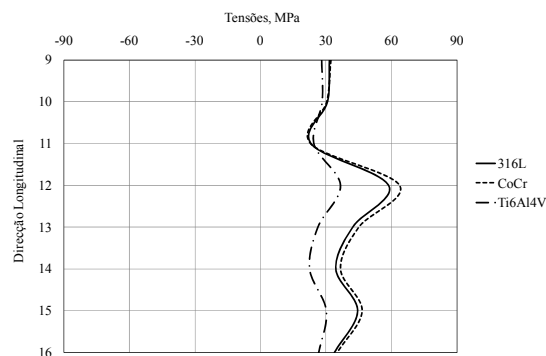


Fig. 11 – Lado direito do implante (S1).

Os resultados da figura 11 permitem verificar tensões de tracção ao longo de toda a direcção longitudinal, com influência máxima na zona 12. O material CoCr continua a apresentar os maiores valores. A liga de Ti6Al4V regista sempre os valores mais baixos.

Na figura 12 apresentam-se os valores das tensões máximas para o osso cortical, sob influência de implantes de material diferente. A liga 316L é a que produz um maior nível de tensões no osso cortical.

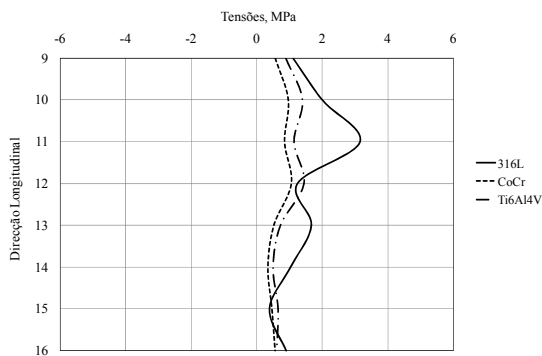


Fig. 12 – Lado direito do osso cortical (S1).

A diferença registada entre os diferentes materiais de implante e o osso observa-se na figura 13.

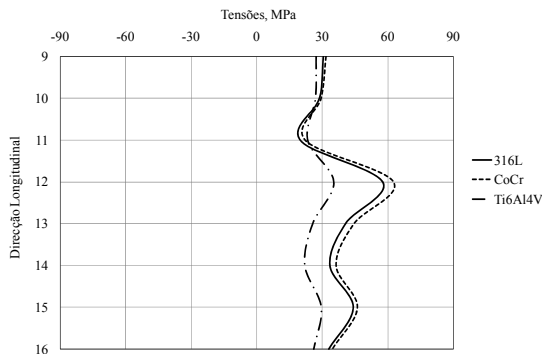


Fig. 13 – Lado direito implante-cortical (S1).

Conforme se observa nesta figura, é na direcção 12 que a diferença de tensões é maior, tal como observado na figura 11. Os resultados permitem verificar tensões de tracção S1 ao longo de toda a direcção longitudinal do lado direito. As ligas 316L e CoCr produzem os maiores níveis de tensões no osso cortical. A liga de Ti6Al4V permite registar os valores mais baixos.

As tensões de compressão são mínimas ao longo da direcção longitudinal para o lado direito do implante, figura 14.

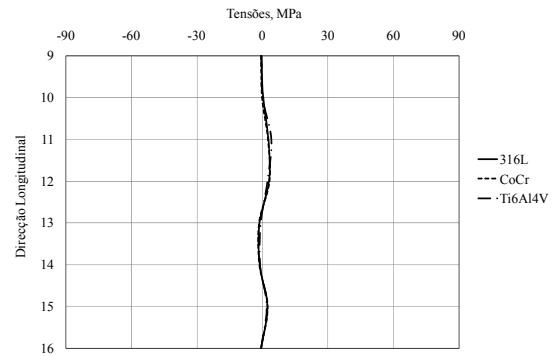


Fig. 14 – Lado direito do implante (S3).

O material da prótese 316L influencia o valor das tensões mínimas no osso cortical, figura 15.

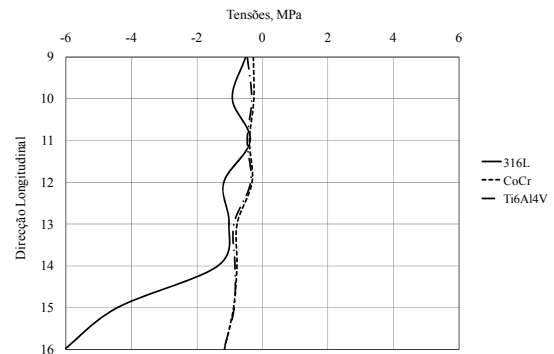


Fig. 15 – Lado direito do osso cortical (S3).

No lado direito do conjunto osso-implante, a diferença dos resultados das tensões mínimas não é muito significativa, conforme se verifica na figura 16.

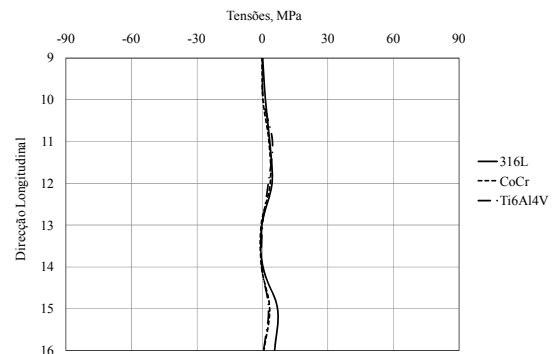


Fig. 16 – Lado direito implante-cortical (S3).

Para qualquer tipo de material do implante a diferença de tensões mantém um comportamento muito semelhante, ao longo do lado direito do conjunto osso-implante. As tensões S3 de compressão nesta zona apresentam sempre valores muito baixos.

As tensões equivalentes (SEQV), obtidas para cada um dos implantes, podem ser verificadas em cada uma das figuras seguintes (17 a 19).

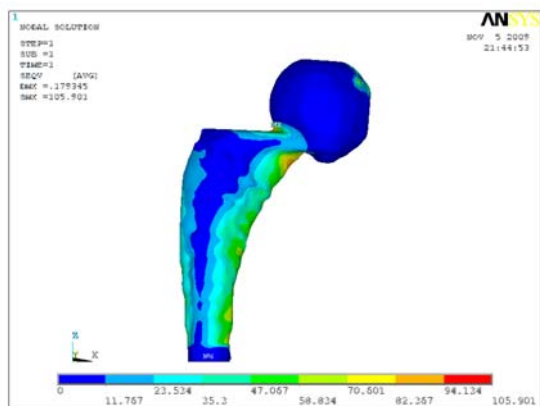


Fig. 17 – Tensões equivalentes, implante 316L.

Verifica-se que a máxima tensão equivalente ocorre sempre junto à mudança da descontinuidade geométrica, entre a cabeça e o corpo do implante, independentemente do material utilizado.

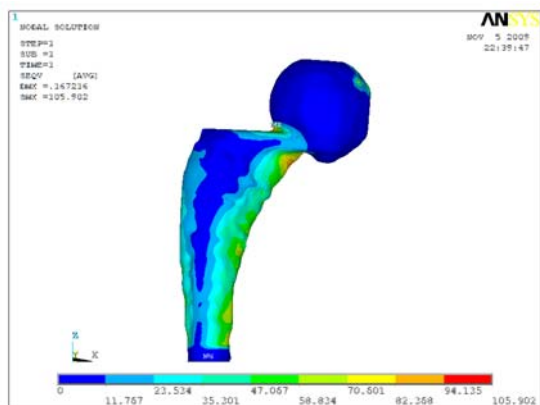


Fig. 18 – Tensões equivalentes, implante CoCr.

Para qualquer um dos três materiais de implante, os valores da tensão equivalente são sempre elevados.

Conforme se verifica nas figuras 17 a 19, o lado esquerdo de qualquer um dos im-

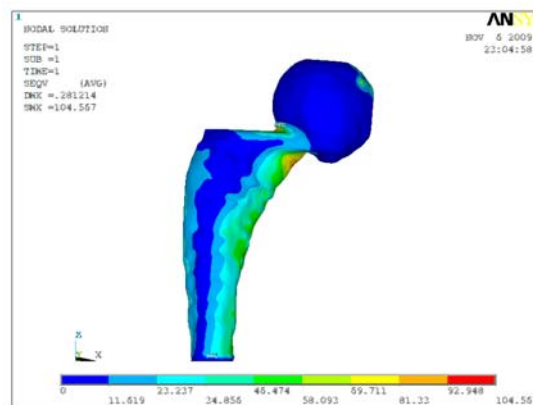


Fig. 19 – Tensões equivalentes, implante Ti6Al4V.

plantes absorve as maiores tensões, representando um estado de compressão como se verificou nas análises anteriores.

A comparação das tensões equivalentes entre os diferentes materiais de implante, nas zonas assinaladas como o lado esquerdo e o direito, podem ser verificadas nas figuras 20 e 21.

Para o lado esquerdo do implante, verifica-se que o CoCr tem tensões mais elevadas, quando comparado com os restantes dois materiais.

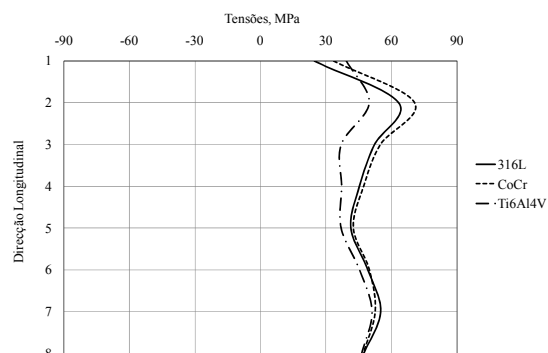


Fig. 20 – Lado esquerdo do implante (SEQV).

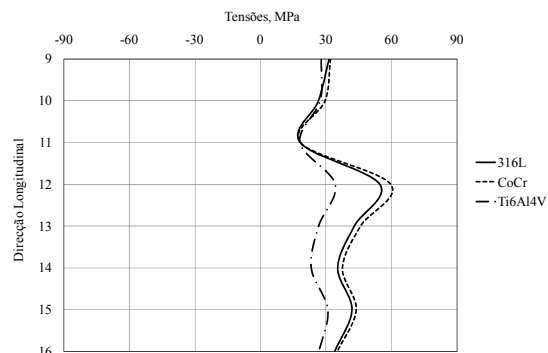


Fig. 21 – Lado direito do implante (SEQV).

Para o lado direito, o material com maior nível de tensões é também o CoCr e o que apresenta tensões mais baixas é o Ti6Al4V. Verifica-se ainda que o comportamento entre os materiais 316L e CoCr é muito semelhante.

4- CONCLUSÕES

Com base nos gráficos apresentados anteriormente, pode verificar-se que em relação ao valor da diferença das tensões, entre o implante e o osso cortical: a liga Ti6Al4V produz os níveis mais baixos de tensão; os valores máximos de tensões são obtidos geralmente com a liga CoCr; e a liga 316L tem um comportamento muito semelhante ao CoCr.

Para o caso em estudo, a liga Ti6Al4V apresenta os melhores resultados para a solução do conjunto osso-implante, podendo desta forma provocar um menor efeito do fenómeno de stress shielding.

Para o modelo em estudo, a maior solicitação ocorreu sempre no lado direito do conjunto, sob efeito de tracção.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração da Clínica Dr. Krug de Noronha–Radiologia/Imagem, do Porto.

REFERÊNCIAS

- Ahmad M.N.; Solehuddin S.; Hassan, A.Y., Shokri, A.A.; 2007. Application of Multi Criteria Optimization Method in Implant Design to Reduce Stress Shielding, *Journal of Applied Sciences* 7(3), p.349-355.
- Bergmann G., Deuretzbacher G.; Heller M.; Graichen F.; Rohlmann A.; Strauss J.; Duda G.N.; 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics* 34(7), p.859-871.
- Huiskes R.; Weinans, H.; Rietbergen, B. van; 1992. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effect of flexible materials, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 274, p.124-134.
- Jiang H-bo; 2007. Static and Dynamics Mechanics Analysis on Artificial Hip Joints with Different Interface Designs by the Finite Element Method, *Journal of Bionic Engineering* 4, p.123-131.
- Kuiper J.H.; Huiskes R.; 1996, Friction and Stem stiffness Affect Dynamic Interface Motion in Total Hip Replacement, *Journal of Orthopaedic Research* 14, p.36-43.
- Ridzwan M.I.Z.; Shuib S.; Hassan A.Y.; Shokri A.A.; 2006. Effects of Increasing Load Transferred in Femur to the Bone-Implant Interface, *Journal of Applied Sciences* 6(1), p.183-189.
- Ridzwan M.I.Z.; Shuib S.; Hassan A.Y.; Shokri A.A.; 2006. Optimization in Implant Topology to Reduce Stress Shielding Problem, *Journal of Applied Sciences* 6(13), p.2768-2773.
- Senalp A.Z.; Kayabasi O.; Kurtaran H.; 2007. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, *Materials & Design* 28, p.1577-1583.
- Simões J.A.; Marques A.T.; Jeronimidis G.; 2000, Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis, *Composites Science and Technology* 60, p.559-567.
- Simões J.A.; Monteiro J.; Vaz M.A.; 2001, Numerical-Experimental Method for the Validation of a Controlled stiffness Femoral Prosthesis, *Transactions of the ASME* 123, p.234-238.
- Taylor M.E.; Tanner K.E.; Freeman M.A.R.; Yettram, A.L. 1996. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?, *Medical Engineering Physics* 18(2), p.122-131(10).
- Teixeira C.; Fonseca E.; Barreira, L.; 2008. Variação da Resistência do Colo do Fémur em Função da Idade, Utilizando um Modelo Não Linear de Elementos Finitos, J.S.Gomes et al (Eds.), 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia, 5º Congresso de Engenharia Moçambique, Proceedings CLME'2008 / IICEM, ISBN: 978-972-8826-20-8, Edições Inegi, Maputo.
- Vaz M.A.P.; Piloto P.A.G.; Campos J.C.R., 2009. Análise pelo método dos elementos finitos por uma prótese Transtibial, 3º Congresso de Biomecânica, Instituto Politécnico de Bragança, p.151.

<http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/>