

ESTUDO COMPARATIVO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MATERIAIS EM PRÓTESE NUM FÉMUR HUMANO

Fonseca, E.M.M.¹; Mendes, C.S.²; Noronha, J.K.³

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 femoral. Pretende-se avaliar a resistência biomecânica do conjunto osso-implante, através da distribuição de tensões e de deformações, num fémur do sexo masculino de 70 anos. É utilizada uma tomografia computadorizada de alta resolução na criação do modelo geométrico tridimensional do caso em estudo. A análise biomecânica do conjunto osso-implante é efectuada com o recurso ao método de elementos finitos, considerando simultaneamente 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.

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, conforme investigado por (Simões et al, 2000, 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 corpo humano tem que ser biocompatível. Para isso, utilizam-se materiais como o silicone, fibra de carbono, titânio, cromo-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 da articulação que leva a uma diminuição das funções, acompanhada de dor, mais ou menos intensa, consoante o desgaste que a mesma sofre. Em alguns casos é necessária uma intervenção cirúrgica para remover o osso, ou a cartilagem danificada. O processo passa pelo realinhamento ou alteração das superfícies articulares que fazem a carga, ou ainda pela remodelação da articulação, através da substituição da mesma, num 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 deformações ocorridas. 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 de reconstrução de uma articulação através de um implante (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 num resultado melhorado 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) numa prótese incorporada 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 da massa óssea da estrutura.

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.

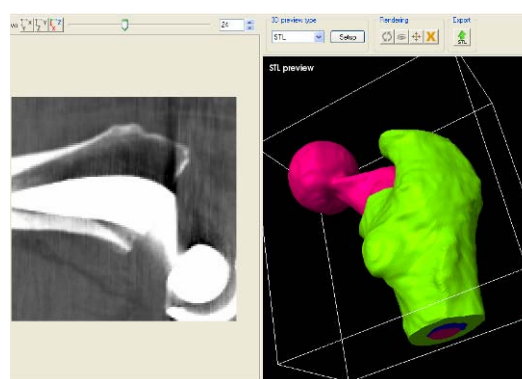


Fig. 1 – Tratamento da imagem médica.

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.

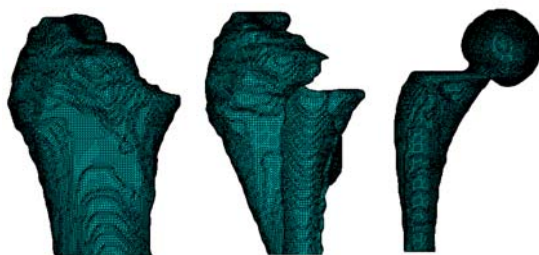


Fig. 2 – Malha de elementos finitos.

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.

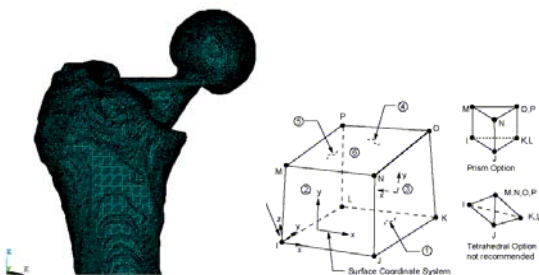


Fig. 3 – Malha e elemento *Solid45*.

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), de cobalto crómio (CoCr) e de aço inoxidável (316L). As propriedades mecânicas são 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 fémur, (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
Ti6Al4V	E=110	$\nu=0.32$
CoCr	E=220	$\nu=0.30$
316L	E=196	$\nu=0.30$

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		$\nu=0.3$

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 e 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.

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.

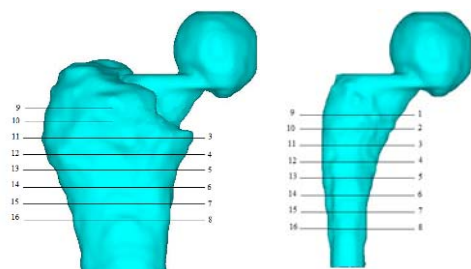


Fig. 4 – Direcção longitudinal, osso-implante.

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.

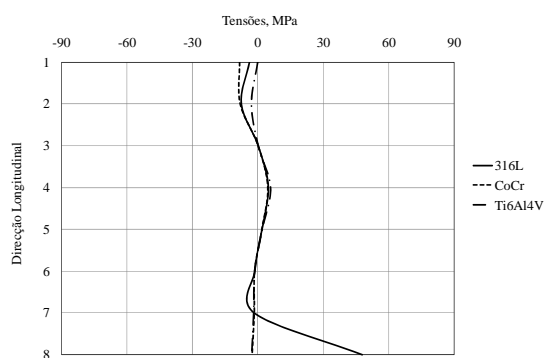


Fig. 5 – Lado esquerdo do implante (S1).

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

O nível de tensões observado no osso cortical, em função da utilização de cada uma das próteses, pode verificar-se na figura 6.

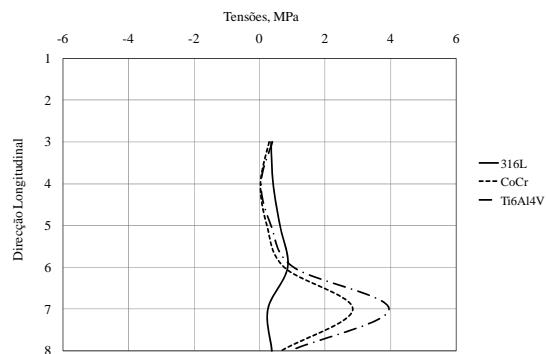


Fig. 6 – Lado esquerdo do osso cortical (S1).

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

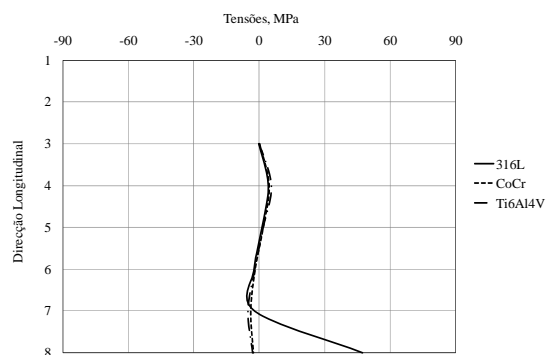


Fig. 7 – Lado esquerdo implante-cortical (S1).

Nos resultados da figura 7, verifica-se um comportamento idêntico às máximas tensões da figura 5.

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

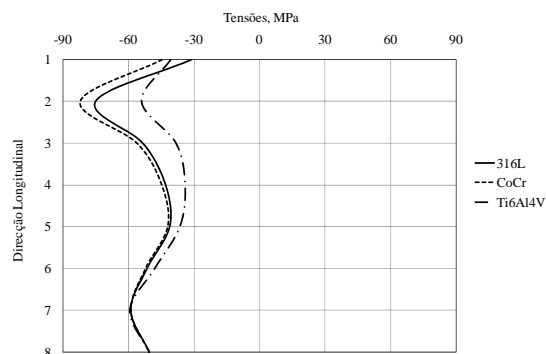


Fig. 8 – Lado esquerdo do implante (S3).

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

valores mais baixos. As tensões na zona cortical são identificadas na figura 9.

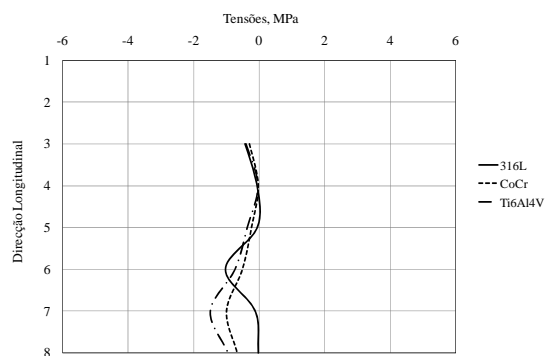


Fig. 9 – Lado esquerdo do osso cortical (S3).

A diferença de tensões registada entre as figuras 8 e 9 apresentam a evolução do gráfico 10.

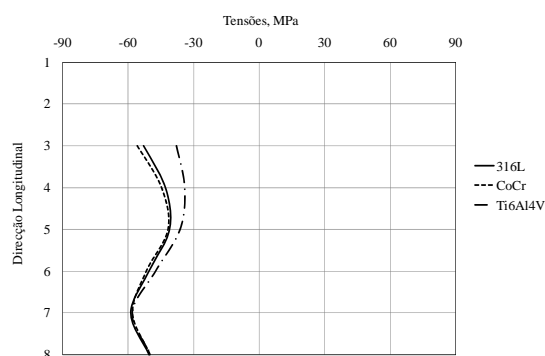


Fig. 10 – Lado esquerdo implante-cortical (S3).

A influência do implante CoCr no osso, apresenta uma maior diferença nas tensões, conforme se verifica na figura 10. As menores tensões são registadas com o implante Ti6Al4V. As figuras 11 a 13 representam as tensões máximas e as 14 a 16 as mínimas tensões, ambas para o lado direito do conjunto osso-implante.

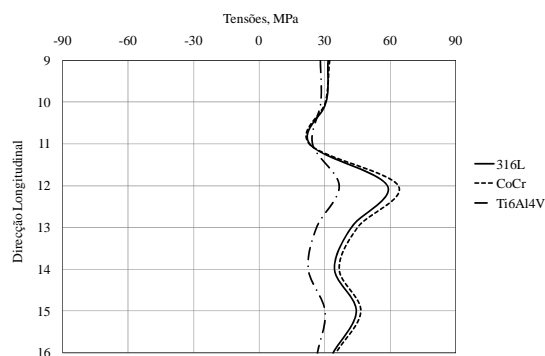


Fig. 11 – Lado direito do implante (S1).

Os resultados apresentados na 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 maiores valores. A liga de Ti 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.

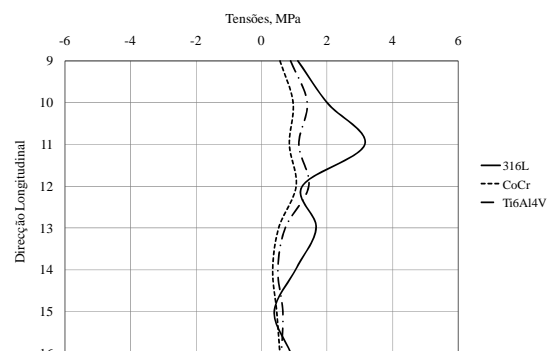


Fig. 12 – Lado direito do osso cortical (S1).

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

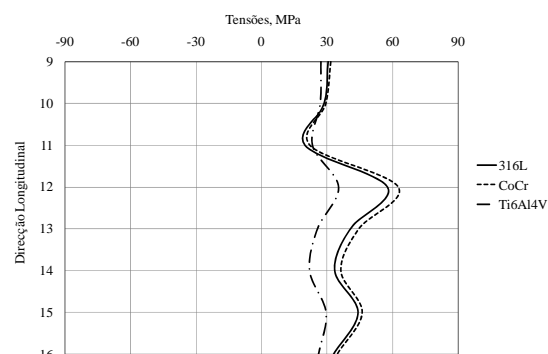


Fig. 13 – Lado direito implante-cortical (S1).

Conforme se observa, é na direcção 12 que a diferença de tensões é maior, tal como observado na figura 11.

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

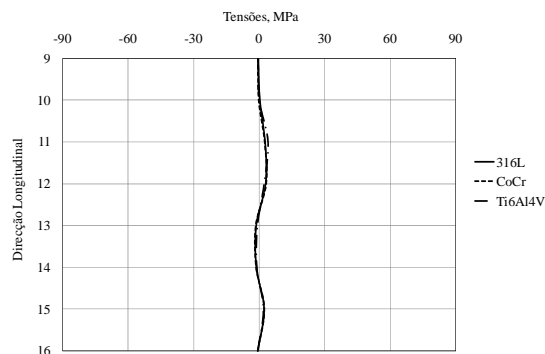


Fig. 14 – Lado direito do implante (S3).

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

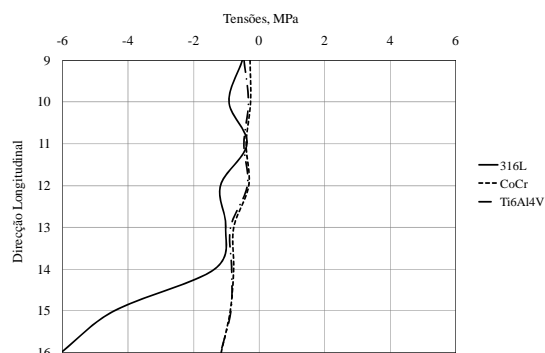


Fig. 15 – Lado direito do osso cortical (S3).

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

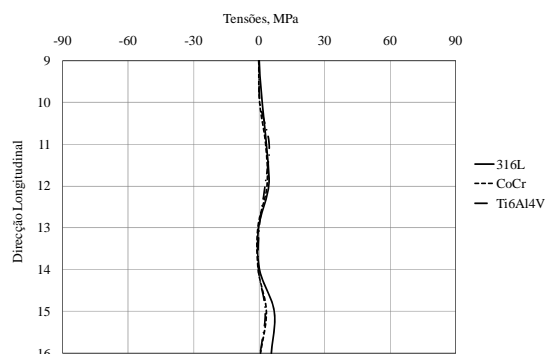


Fig. 16 – Lado direito implante-cortical (S3).

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 equivalentes (SEQV), obtidas para cada um dos implantes,

podem ser verificadas em cada uma das figuras seguintes (17 a 19).

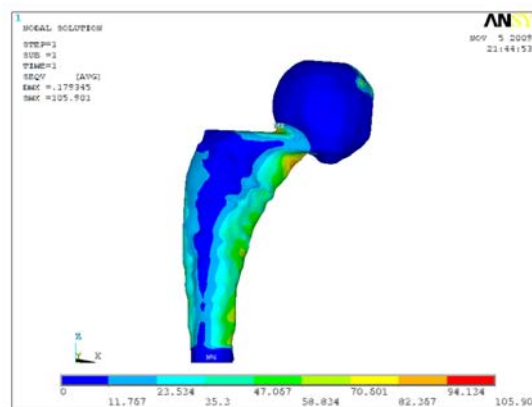


Fig. 17 – Tensões equivalentes, implante 316L.

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.

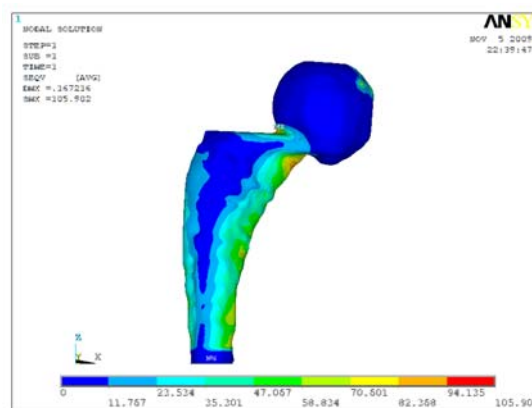


Fig. 18 – Tensões equivalentes, implante CoCr.

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 implantes absorve as maiores tensões, sendo estas representativas de um estado de compressão como se verificou nas análises anteriores.

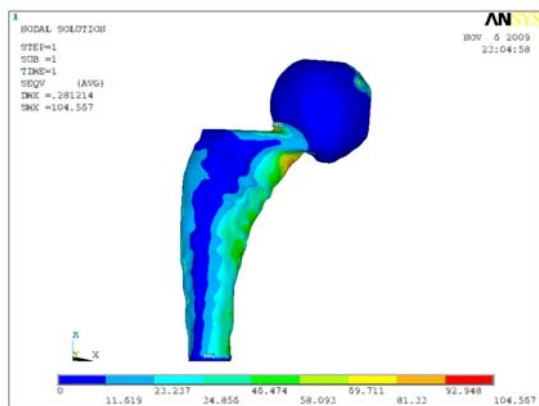


Fig. 19 – Tensões equivalentes, implante Ti6Al4V.

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.

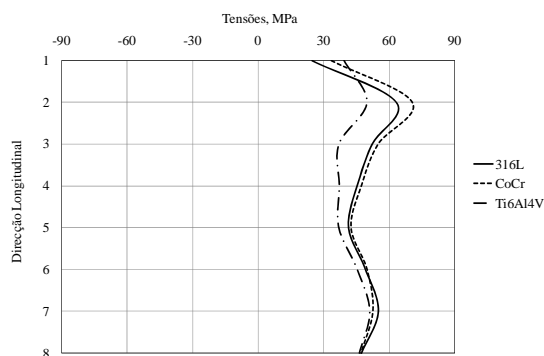


Fig. 20 – Lado esquerdo do implante (SEQV).

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

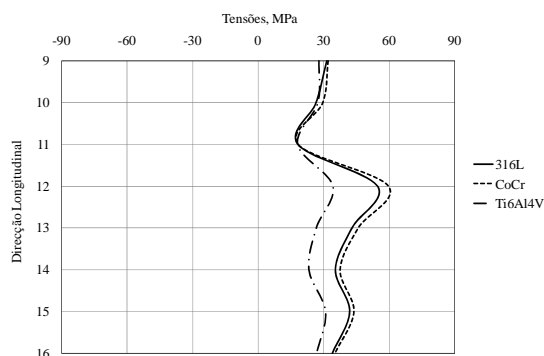


Fig. 21 – Lado direito do implante (SEQV).

Para o lado direito, o comportamento verificado é semelhante. O material com maior nível de tensões é o CoCr e o que apresenta tensões mais baixas é o Ti6Al4V. Verifica-se ainda que o

comportamento entre os materiais 316L e CoCr são muito semelhantes.

4- CONCLUSÕES

Com base nos gráficos apresentados, pode verificar-se que o valor máximo das tensões se regista à compressão no implante e no seu lado esquerdo. Os valores máximos são obtidos distalmente e quando se utiliza a liga CoCr. Na parte direita do implante os valores máximos são obtidos à tracção e com a mesma liga de CoCr. A liga 316L tem um comportamento, neste lado do implante, muito semelhante ao CoCr.

No osso cortical, as máximas tensões verificam-se na parte esquerda distalmente quando o implante é de Ti6Al4V. Na parte direita do osso cortical a influência da prótese com a liga 316L implica um aumento de tensões.

Em relação ao valor da diferença das tensões, entre o implante e o osso cortical, observou-se que é a liga Ti6Al4V que produz os níveis mais baixos de tensão. Isto permite concluir que esta liga apresenta os melhores resultados para esta solução do conjunto osso-implante, podendo desta forma prever-se a redução do efeito de *stress shielding*, uma vez que a diferença entre o nível de tensão no osso e no implante apresenta os menores valores.

Agradecimentos

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

5- 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/action/2/cnt_id/1413/