

Resumo

A prótese da anca é a endoprótese articular mais usada em cirurgia ortopédica. Em Portugal, estima-se, que o número de artroplastias realizadas anualmente seja cerca de cinco mil. Deve salientar-se que cerca de 10% são reoperações devido ao insucesso das primeiras intervenções.

As próteses convencionais metálicas provocam o efeito de stress shielding, ou seja, a prótese absorve a maior parte da carga aplicada sobre a articulação, protegendo o osso desta "tarefa". O osso, como estrutura viva, reage a este efeito sob a forma de reabsorção óssea, nomeadamente na região do calcar do fémur. Por outro lado, uma prótese relativamente rígida provoca movimentos relativos de baixa amplitude entre o osso e o implante, evitando assim a degradação da interface e a acumulação do dano. Os micro-movimentos constituíram o factor mecânico responsável pelo grande número de insucessos das designadas próteses isoelásticas. O objectivo deste tipo de próteses é o de transferir as cargas ao osso de uma forma mais parecida com o fisiológico, para evitar o efeito de stress shielding. No entanto, o que é vantajoso para solucionar um problema torna-se extremamente nefasto a outro. Não existem no mercado próteses que congreguem as vantagens das próteses rígidas e das flexíveis simultaneamente.

Uma prótese com rigidez material variável poderá desempenhar melhor as suas funções. No entanto, para fabricar uma prótese com estas características é necessário recorrer à utilização de materiais compósitos avançados, não descurando naturalmente a necessária biocompatibilidade destes com o tecido ósseo. O desenvolvimento de uma prótese da anca, não cimentada, fabricada em materiais biocompósitos e de rigidez variável apresenta vantagens relativamente ao processo convencional. A variabilidade de rigidez pode ser conseguida através da adequada arquitectura espacial das fibras de reforço do compósito. Desta forma pretende-se que a prótese em compósito distribua a carga ao osso de uma forma equitativa e em maior percentagem que as próteses rígidas, evitando a reabsorção óssea. Além disso, pretende-se limitar os micro-movimentos relativos na interface de forma a evitar degradar a interface prótese-osso.

No âmbito desta dissertação foram produzidos protótipos de próteses de anca Freeman, recorrendo a diferentes soluções compósitas e diferentes tecnologias de produção de materiais compósitos: moldação manual com compressão a quente, moldação por transferência de resina (RTM), vazamento por gravidade, maquinagem de um laminado obtido numa prensa de pratos quentes. As soluções compósitas foram comparadas entre si e com uma prótese Freeman metálica, em termos de desempenho à fadiga. O procedimento seguido nos testes de fadiga foi de acordo com a norma BS 7251: Part5: 1990.