

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DO CIMENTO ÓSSEO SUBITON QUIRÚRGICO RO DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES DE ANCA

M. Gomes¹, R. M. Guedes² e J. A. Simões³

¹Aluna de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

²DEMEGI, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

³Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

RESUMO

Neste artigo descreve-se um estudo realizado e que teve como objectivo a caracterização mecânica do cimento ósseo Subiton Quirúrgico RO usado na fixação de próteses de anca. Para efeito, realizaram ensaios típicos de DMTA, determinando os módulos de ganho e módulos de perda em função da frequência e temperatura para três provetes. Os resultados obtidos evidenciaram boa reprodutibilidade obtendo-se um módulo de relaxação máximo da ordem de 1960 MPa.

INTRODUÇÃO

A substituição da articulação natural da anca por uma artificial tem vindo a despertar o interesse de diversas áreas científicas, nomeadamente pelas características de multidisciplinaridade dos problemas. Tal interesse deve-se, por um lado, ao elevado número de artroplastias realizadas anualmente (em Portugal estima-se que se realizem por ano cerca de 5 mil artroplastias) e por outro, às anomalias registadas durante a restauração funcional da articulação.

Embora a artroplastia tenha sido desenvolvida por cirurgias ortopédicas, rapidamente se tornou necessária a cooperação com outras disciplinas. Desta cooperação têm resultado estudos de carácter puramente biológico, que se baseiam no estudo e caracterização da resposta dos tecidos ao implante, e outros de carácter mecânico que se baseiam na análise do tipo de prótese, modo de fixação e materiais utilizados.

Hoje sabe-se que a maioria dos problemas da artroplastia da anca estão relacionados com o método de fixação da prótese ao osso. Por isso, convém distinguir entre duas categorias de próteses da anca: as próteses cimentadas e as próteses não cimentadas.

Na artroplastia cimentada da anca (figura 1) a fixação da prótese ao osso é feita através da utilização de um cimento - o polimetacrilato de metilo. Este tipo de artroplastia constituiu um enorme avanço para a medicina cirúrgica [1] uma vez que conseguiu resolver, em parte, o problema dos micromovimentos entre o osso e a prótese.

A visualização de linhas radiolúcidas na interface osso-cimento constituiu um dos embriões para a investigação aprofundada da laxação da prótese. Nos inícios dos anos 70 pensava-se que a causa mais provável de laxação da prótese era a necrose óssea, que era atribuída a três factores: reacção exotérmica, toxicidade e contracção do ci-



Fig 1 - Raio-X de um artroplastia cimentada.

mento. Depois de muitos estudos conclui-se que apenas a toxicidade do cimento estava associada ao aparecimento de linhas radiolúcidas e que nem a reação exotérmica nem a contração do cimento eram factores fundamentais para o mecanismo de laxação da prótese [2-4]. Têm sido explorados vários métodos para melhorar a resistência da interface ossocimento de modo a reduzir o fenómeno de laxação da prótese. Um destes métodos consiste em assegurar que a superfície do osso esteja limpa. Um outro método consiste na injeção de cimento de baixa viscosidade [5,6].

Apesar das próteses cimentadas da anca serem amplamente utilizadas e terem já uma longa história, os aspectos mecânicos da rotura da interface cimento-prótese ainda estão por esclarecer.

Um sinal comum de laxação da prótese na interface cimento-prótese é o aparecimento de zonas radiolúcidas na área lateral proximal adjacente à prótese. Isto deve-se à migração da prótese dentro do manto de cimento. No entanto, tal migração só pode ocorrer se acontecer a ruptura da interface cimento-prótese ou fractura do manto de cimento [6,7].

Embora nos últimos 30 anos o cimento ósseo tenha sido usado com bastante frequência, o manto de cimento e as suas interfaces continuam a ser citados como

sendo o elo mais fraco na fixação dos componentes femorais da artroplastia cimentada da anca [8]. Deste modo, a melhoria das suas propriedades mecânicas e do desempenho do cimento ósseo continuam a despertar o interesse dos investigadores.

A artroplastia cimentada da anca afigura-se como a melhor escolha para a maioria dos pacientes com mais de 65-70 anos de idade [9]. Uma vez que a esperança de vida do Homem tem vindo a aumentar e a população mundial encontra-se cada vez mais envelhecida, torna-se de extrema importância investir no melhoramento deste tipo de artroplastia.

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo foi utilizado o cimento "Subiton Quirúrgico RO" que é um cimento rádio-opaco, disponível comercialmente e utilizado para a fixação óssea. Os cimentos Subiton Quirúrgico são compostos acrílicos de solidificação espontânea, autopolimerizáveis e compostos por uma fracção em pó (constituída por um polímero de metacrilato de metilo com um iniciador de polimerização - o peróxido de benzoílo) e uma fracção líquida (constituída por monómero de metacrilato de metilo activado com N-N dimetil p-toluidina).

O cimento Subiton Quirúrgico RO para aplicação manual apresenta-se numa embalagem contendo uma saqueta com 40 g de pó rádio-opaco esterilizado por óxido de etileno e uma ampola de 20 ml de líquido esterilizado por ultrafiltração. Nas tabelas 1 e 2 apresenta-se a respectiva composição de uma embalagem de cimento Subiton Quirúrgico RO. ~

Seguindo as instruções da embalagem, o cimento foi preparado misturando-se os componentes, líquido e pó, com uma espátula durante cerca de 2.5 minutos à temperatura ambiente de 26°C. O processo de polimerização foi progressivo e a mistura, fluida no princípio, foi-se tornando pastosa até alcançar finalmente o seu estado sólido.

Tabela 1: Conteúdo de uma saqueta com 40g de pó.

Constituinte	Quantidade
Metacrilato de metilo	19,76 ml
N,N dimetil p-toluidina	0,24 ml
Hidroquinona	18-20 ppm

Tabela 2: Conteúdo de uma ampola com 20 ml de líquido.

Constituinte	Quantidade
Polimetacrilato de Metilo	35,3 g
Peróxido de Benzoílo	0,97 g
Sulfato de Bário USP	4,0 g

O tempo disponível para a sua aplicação é de cerca de 2 minutos e um total aproximado para realizar toda a tarefa é de cerca de 4.5 minutos. A reacção é exotérmica com temperaturas máximas variáveis que, dependendo do volume e dissipação, pode chegar aos 80°C. A razão pó/líquido (40g de pó para 20ml de líquido) é definida pelo fabricante para obter um comportamento otimizado do material. O cimento endurece 7 a 8 minutos após iniciada a mistura.

Depois de preparado, o cimento ósseo foi colocado num molde de silicone que serviu para produzir os provetes (figura 2).

Os provetes (ainda por cortar) permaneceram dentro do molde até estarem completamente endurecidos. Depois de endurecidos, os mesmos foram retirados do molde e cortados com uma fresa, sendo posteriormente colocados numa tina com água, onde permaneceram mergulhados durante 72 horas. Esta imersão em água permitiu aumentar a velocidade de cura do cimento.

Os provetes (com dimensões médias de 40x9.0x2.0 mm³) constituíram o objecto de trabalho experimental, que visou a caracterização mecânica do cimento, utilizando um equipamento de ensaios dinâmico DMTA (*Dynamic Mechanical Thermal Analyzer*).

Os ensaios dinâmicos e térmicos, efectuados no equipamento próprio (DMTA), permitem caracterizar as propriedades mecânicas do material. Nestes ensaios, realizados a temperatura controlada,

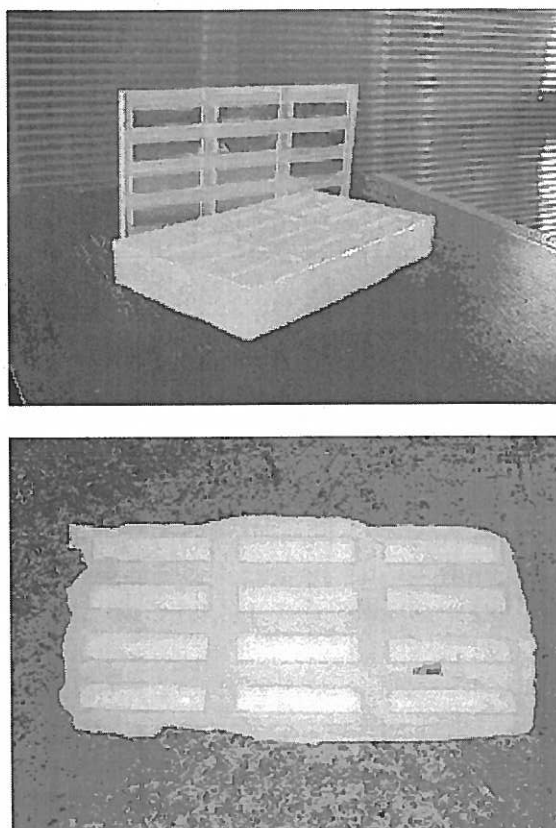


Fig 2 - Molde de silicone e provetes (ainda por cortar) de cimento.

é aplicada uma força sinusoidal no provete (amostra) com uma frequência determinada, fazendo-se o registo da resposta do material para as frequências e temperaturas escolhidas.

Os testes mecânicos seguiram o modelo de montagem de viga em consola (figura 3), impondo uma flecha máxima de 32 µm. Foi utilizada uma gama de frequências de 0.1, 1 e 100 Hz e temperaturas entre 25°C e 95°C.

Os dados obtidos experimentalmente foram a variação dos módulos de ganho (E') e módulo de perda (E'') em função da frequência e temperatura.

A caracterização das propriedades mecânicas do material, para períodos de tempo muito longos, pode ser feita com base no conhecimento do comportamento a temperaturas mais elevadas durante períodos de tempo curtos, usando o Princípio da Sobreposição Tempo-Temperatura. Com base nesse princípio podem-se construir as denominadas curvas mestras para uma determinada temperatura de referência.

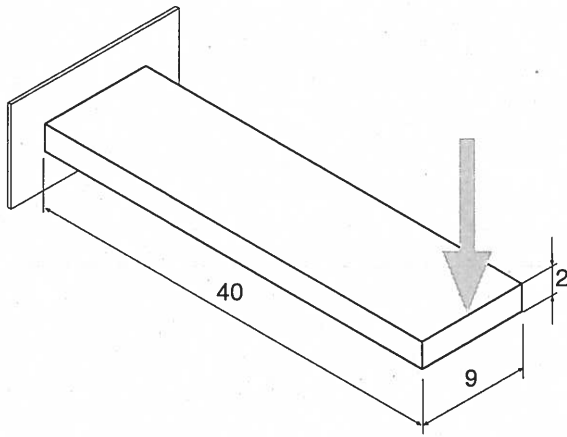


Fig 3 - Dimensões dos provetes ensaiados.

Os gráficos das figuras 4 e 5 representam os dados obtidos directamente do DMTA para o provete #1.

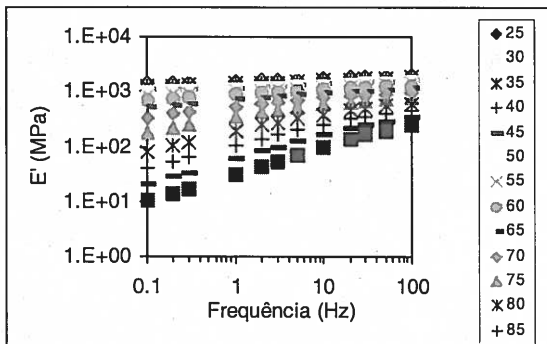


Fig 4 - Módulo de ganho ou conservativo (E').

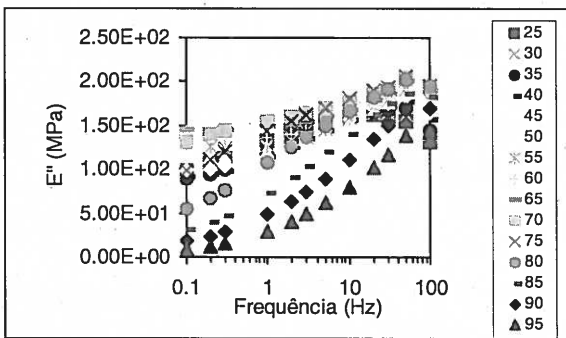


Fig 5 - Módulo de perda ou dissipativo (E'').

Para a construção das curvas mestras foi necessário seguir o seguinte procedimento: Para cada temperatura, os dados obtidos directamente dos testes dinâmicos foram transformados, com base na teoria da viscoelasticidade, para o domínio do tempo. As curvas assim obtidas, para cada temperatura, foram depois deslocadas na escala logarítmica do tempo até se sobreporem à curva relativa à temperatura

de referência (neste caso 25°C) usando o princípio da sobreposição tempo-temperatura, obtendo-se uma única curva chamada de curva mestra.

Este procedimento pode ser dividido em duas fases:

1ª Fase: Conversão para a escala temporal

Como foi referido, os dados obtidos directamente do DMTA ilustram-nos como variam o módulo de ganho (E') e o módulo de perda (E'') em função da frequência e temperatura. No entanto, de acordo com a teoria da viscoelasticidade, é possível transformar matematicamente os módulos de ganho (E') e de perda (E''), que são funções da frequência, no módulo de relaxação (E) que depende do tempo. Esta transformação pode ser feita utilizando, por exemplo, o método de Ferry e Ninomiya [10] (figura 6):

$$E(t) = E'(\omega) - 0,4E''(0,4\omega) + 0,0014E''(10\omega) \quad (1)$$

onde E(t) é o módulo de relaxação, E' é o módulo de ganho E'' é o módulo de perda, ω é a frequência em rad/s e $t = 1/\omega$.

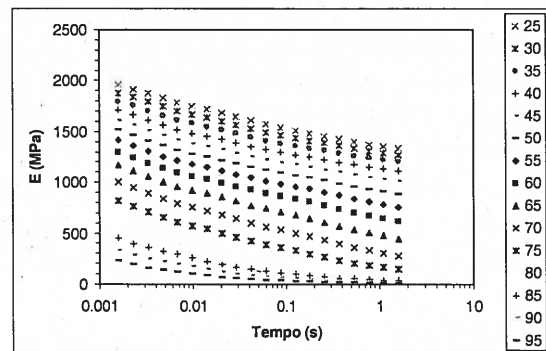


Fig 6 - Gráfico ilustrativo da conversão para a escala temporal do provete #1.

Fase: Construção das curvas mestras

Obtidas as curvas do módulo de relaxação para as diferentes temperaturas, podem-se construir as curvas mestras aplicando o princípio da sobreposição tempo-temperatura. Segundo este princípio, uma dada propriedade medida por curtos

períodos de tempo a temperaturas elevadas deve ser a mesma à obtida por períodos de tempo maiores a temperaturas mais baixas [11].

Assim, deslocando as diferentes curvas das temperaturas ao longo do eixo dos tempos (em escala logarítmica), pode-se obter a curva mestra para uma temperatura de referência numa escala de tempo ampliada.

Cada curva de temperatura será deslocada da quantidade $\log(a_T)$, como se pode observar no exemplo esquemático da figura 7 [11].

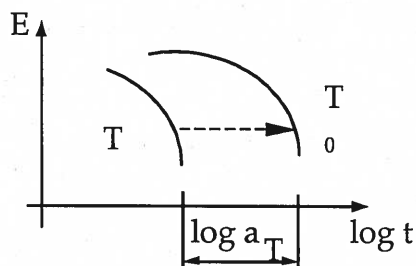


Fig 7 - Gráfico do factor de transferência para a variação da temperatura de T para T_0 .

O parâmetro a_T denomina-se factor de transferência devido à temperatura.

Os factores de transferência (a_T) podem ser correlacionados com a temperatura utilizando a equação de Arrhenius [12]:

$$\log(a_T) = \frac{\Delta H}{2.303 \cdot R} \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \quad (2)$$

onde ΔH é a energia de activação do processo de relaxação (em cal/mol), R a constante universal dos gases ($R=1.98$ cal/mol) e T_0 é a temperatura de referência (em °K). Assim:

- Para $T < 43,69^\circ \text{C}$: $\Delta H = 45,82$ cal/mol;
- Para $T > 43,69^\circ \text{C}$: $\Delta H = 45,82$ cal/mol.

A equação de Arrhenius descreve o processo em termos energéticos (figura 8).

Os factores de transferência (a_T), permitem relacionar as propriedades mecânicas a dife-

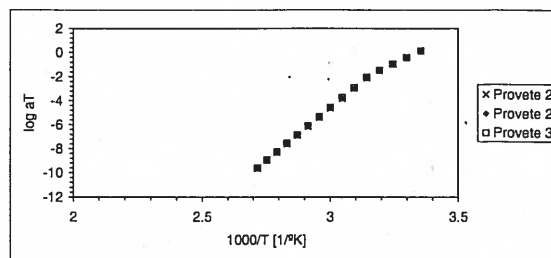


Fig 8 - Factores de transferência em função do inverso da temperatura para os 3 provetes.

rentes temperaturas com as propriedades mecânicas à temperatura de referência da seguinte forma:

$$\begin{aligned} E^0[\log(t)] &= E \left[\log \left(\frac{t}{a_T(T_1)} \right) \right] = \\ &= E[\log(t) - \log(a_T(T_1))] \end{aligned} \quad (3)$$

onde E^0 representa a propriedade à temperatura de referência e E à temperatura T_1 .

Os gráficos das curvas mestras podem ser representados de diferentes formas mediante o tipo de escala usada para definir o eixo das abcissas (tempo) e o eixo das ordenadas (módulo de relaxação).

Nos gráficos logarítmicos (figura 9), os intervalos de tempo mais pequenos ficam mais espaçados e os intervalos de tempo maiores aproximam-se. Como consequência as diferenças entre os 3 provetes esbatem-se.

Usando gráficos semi-logarítmicos (figura 10), em que a escala logarítmica é usada apenas no eixo das abcissas, a visualização de pequenas variações entre os 3 provetes torna-se possível.

CONCLUSÕES

O módulo de relaxação máximo do cimento Subiton Quirúrgico RO foi de 1960 MPa. Os módulos de elasticidade, quer em flexão, tracção ou compressão, de outros cimentos ósseos comerciais são geralmente mais elevados. Contudo, os cimentos apresentam módulos de elasticidade inferiores quando ensaiados em água. Por

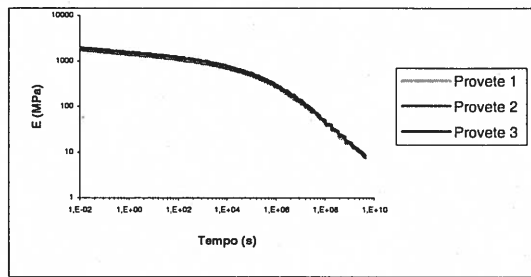


Fig 9 - Curvas mestras dos 3 provetes em escala logarítmica.

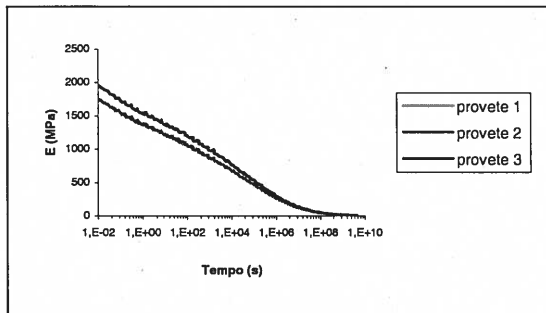


Fig 10 - Curvas mestras dos 3 provetes com o tempo em escala logarítmica e o módulo de relaxação em escala normal.

exemplo, Puska et al. [13] mostraram este efeito e apresentaram valores de módulos em flexão e compressão entre 2500 MPa e 3000 MPa respectivamente para um cimento acrílico, não especificando a sua marca comercial. Dunne e Orr [14] analisaram a influência de diferentes sistemas de mistura nas propriedades mecânicas do cimento Palacos R®, e referem valores de módulos de elasticidade em flexão entre 2110 MPa e 2650 MPa.

AGRADECIMENTOS

O trabalho apresentado neste artigo foi elaborado no âmbito do projecto POCTI/44644/EME/2002, financiado pela Fundação Ciência e Tecnologia.

Agradecemos ao Dr. João Salgado da empresa Salgado Orthopaedics a cedência gratuita do cimento óssea e a sua ajuda na preparação dos provetes.

REFERÊNCIAS

- [1] - Charnley, J., "Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur", *J. Bone Joint Surg.*, 42B, pp. 28, 1960.
- [2] - Petty, W., "Methylmethacrylate concentrations in tissues adjacent to bone cement", *J. Biomed. Mater. Res.*, 14, pp. 427, 1980.
- [3] - Jefferiss, C. D., Lee, A. J. C., Ling, R. S. M., "Thermal aspects of self-curing polymethylmethacrylate", *J. Bone Joint Surg.*, 57B, pp. 511, 1975.
- [4] - Reckling, F. W., Dillion, W. L., "The bone-cement interface temperature during total hip replacement", *J. Bone Joint Surg.*, 59A, pp.80, 1977.
- [5] - Miller, J., Burke, D. L., Staćiewicz, J. W., "The pathophysiology of loosening of femoral components in total hip arthroplasty. A clinical and experimental study of cement fracture and loosening of the cement-bone interface", In the Hip: Proc. of the Sixth Open Scientific Meeting, C. V. Mosby, St. Louis, pp. 84, 1978.
- [6] - Krause, W. R., Krug, W., Miller, J., "Strength of the cement-bone interface", *Clin. Orthop.*, 163, pp. 290, 1982.
- [7] - Stauffer, R. N., "Ten-year follow-up study of total hip replacement, with particular reference to roentgenographic loosening of the components", *J. Bone Joint Surg.*, 64A, pp. 983, 1982.
- [8] - Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., Milroy, J. C., "An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty", *J. Bone Joint Surg.*, 62A, pp. 68, 1980.
- [9] - Morrey, B. F., "Joint Replacement Arthroplasty", Churchill Livingstone, 1991.
- [10] - Menard, K., "Dynamic Mechanical Analysis - A Practical Introduction", Boca Raton: CRC Press LLC, 1999.
- [11] - Guedes, R., "Previsão da Vida Útil de Materiais Compósitos de Matriz Polimérica", Tese de Doutoramento em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1997.
- [12] - Shin, S., Tsai, S., "Automated Shift for Time-Temperature Superposition", Twelfth International Conference on Composite Materials (ICCM12), Paris, 1999.
- [13] - Puska, M. A., Kokkari, A. K., Narhi, T. O. and Vallittu, P. K., "Mechanical properties of oligomer-modified acrylic bone cement", *Biomaterials*, 24, pp. 417-425, 2003.
- [14] - Dunne, N. J. and Orr, J. F., "Influence of mixing techniques on the physical properties of acrylic bone cement", *Biomaterials*, 22, pp. 1819-1826, 2003.