

## MÓDULO DE ELASTICIDADE DINÂMICO DE LIGAS DE TI USADAS COMO BIOMATERIAL

C.R. Grandini; L.H. de Almeida; C.A.F. Pintão  
UNESP, Grupo de Relaxações Anelásticas, 17.033-360, Bauru, SP  
betog@fc.unesp.br

### RESUMO

*O titânio e algumas de suas ligas têm sido largamente usados na produção de próteses e dispositivos médicos e odontológicos, devido, entre outras propriedades, seu baixo módulo de elasticidade. Apesar disso, os valores do módulo de elasticidade destas ligas ainda são cerca de 2 a 4 vezes mais elevados que o do osso humano. A liga Ti-6Al-4V é a mais usada em aplicações biológicas, mas, estudos recentes mostraram que o vanádio é citotóxico, enquanto o alumínio tem sido associado a desordens neurológicas. Então, muitos trabalhos têm buscado alternativas para esta liga, com o objetivo de obter ligas com boa resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade e excelente biocompatibilidade. Este trabalho mostra um método para a obtenção do módulo de elasticidade dinâmico usando a técnica do pêndulo de torção. Para mostrar a viabilidade do método, são apresentados resultados em titânio comercialmente puro e algumas ligas de titânio usadas como biomaterial.*

Palavras-chave: Ligas de Ti; Biomateriais; Módulo de Elasticidade.

### INTRODUÇÃO

O titânio e diversas de suas ligas têm sido largamente utilizados na fabricação de próteses e dispositivos especiais nas áreas médica e odontológica devido às suas excelentes propriedades, como por exemplo, baixos valores de módulo de Young, resistência à corrosão e características de biocompatibilidade (1-3).

Entretanto, os valores do módulo de Young dessas ligas ainda são cerca de 2-4 vezes superiores os do osso.

A metalurgia do titânio mostra que este elemento é o único metal leve que apresenta dimorfismo, experimentando uma transformação alotrópica em torno de 885 °C, passando de uma estrutura cristalina hexagonal compacta (fase alfa) para uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (fase beta). Quando são adicionados elementos para formar ligas, esta temperatura de transição aumenta ou diminui (4).

Com respeito à sua microestrutura, as ligas de titânio podem ser classificadas em cinco categorias: alfa, quase-alfa (quando as duas fases coexistem, com predominância da alfa), alfa-beta, quase-beta (quando as duas fases coexistem, com predominância da beta) ou beta. Cada uma destas fases denota o tipo geral de microestrutura presente após os tratamentos termo-mecânicos e o processamento da liga, sendo que os elementos substitucionais possuem um papel importante no controle da microestrutura e propriedades da liga (5,6).

Para estabilizar a fase alfa, usa-se elementos que incrementam a temperatura na qual a fase alfa é estável. Os principais elementos que se comportam desta maneira, e que são mais usados são alumínio, oxigênio, carbono e nitrogênio. No caso da fase beta, os elementos que estabilizam esta fase são aqueles que permitem que ela seja estável em temperaturas menores que a transição beta. Destacam-se como beta estabilizadores vanádio, molibdênio e tântalo (7).

A liga de titânio mais utilizada para aplicações como biomaterial é a Ti-6Al-4V (TAV). Dependendo do fabricante e do padrão escolhido, sua formulação pode variar ligeiramente. Quanto maior for o conteúdo de oxigênio, nitrogênio ou vanádio, maior será sua resistência e o inverso, quanto menor for o conteúdo destes elementos maior será a tenacidade à fratura, a ductilidade e a resistência à corrosão. Entretanto, recentemente, foi descoberto que o vanádio causa efeitos citotóxicos e reações adversas em alguns tecidos (8), enquanto o alumínio tem sido associado com desordens neurológicas (9).

Assim, têm se buscado alternativas à liga TAV, na tentativa de se obter ligas com resistência mecânica similar (ou mais elevada), menor módulo de elasticidade e maior biocompatibilidade. As ligas que se mostram mais promissoras são aquelas que apresentam nióbio, zircônio e tântalo como elementos de liga, adicionados ao titânio. Recentemente, foram desenvolvidas ligas de titânio constituídas de

elementos estabilizadores da fase beta (nióbio, tântalo, zircônio e molibdênio), dentre as quais destacam-se Ti-10Mo (TM), Ti-13Nb-13Zr (TNZ) e Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT). Tais ligas integram uma nova classe de ligas à base de Ti, sem a presença de Al e V (que apresentam citotoxicidade) e com baixos valores do módulo de Young (em torno de 55 GPa), bastante atraentes para o emprego como biomateriais (10-12).

Este trabalho apresenta um método para a obtenção do módulo de elasticidade dinâmico usando medidas de espectroscopia mecânica, através da técnica do pêndulo de torção.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Existem diversos métodos e técnicas para se obter o módulo de elasticidade de materiais e dentre elas, a mais usada é a do Pulso-Eco Ultra-sônico. Nesta técnica, a atenuação de ondas ultra-sônicas é medida na amostra e o módulo de elasticidade é obtido através da velocidade do som no material, por meio da superposição de dois pulsos sonoros (13,14). Porém, uma desvantagem desta técnica é que com ela se obtém apenas o módulo de elasticidade a uma única temperatura. A técnica do Pêndulo de Torção também permite a obtenção do módulo de elasticidade de materiais com uma vantagem, através dela podemos obter o módulo de elasticidade dinâmico (14,15).

Para a coleta dos dados experimentais foi utilizado um Pêndulo de Torção que permite efetuar medidas na faixa de temperatura compreendida entre 77 e 700 K, operando com frequência de oscilação entre 0,5 e 40,0 Hz, taxa de aquecimento em torno de 1,0 K/min e vácuo da ordem de  $10^{-6}$  mBar (16). Nesta técnica, a amostra na forma de um fio com superfície circular ou retangular, é colocada na parte inferior do pêndulo e fixada em suas extremidades por dois mandris, um preso na parte inferior do pêndulo e outro preso numa das extremidades de uma haste, na qual é ligada transversalmente uma barra de inércia. Nesta barra de inércia, podem ser colocados dois blocos de aço inoxidável, um de cada lado da haste, de maneira que podemos variar o peso e a posição destes blocos para obtermos diferentes frequências de oscilação do pêndulo. Nesta mesma barra de inércia, encontram-se dois eletroímãs que quando acionados por uma corrente externa, darão o torque

inicial (ou deslocamento inicial) ao pêndulo. Na junção da barra de inércia com a haste, existe um espelho, onde fazemos incidir o feixe de luz de um laser de He-Ne, o qual é refletido e atinge um anteparo que contém dois fotodetectores, que juntamente com uma interface, estão conectados a um microcomputador, fazendo a coleta do tempo de oscilação do pêndulo (16). Com esta técnica, podemos medir o amortecimento das vibrações livres do sistema, relacionado com a dissipação da energia elástica e a frequência de oscilação do sistema,  $f$ , relacionada com o módulo de elasticidade,  $E$ , por (15):

$$E = \frac{32}{3} \pi^2 \Lambda f^2 \quad (1)$$

com

$$\Lambda = \frac{3L}{bh^3} \quad \text{para uma amostra de seção retangular;}$$

onde  $L$  é o comprimento,  $b$  a largura e  $h$  a espessura da amostra.

$$\Lambda = \frac{32L}{\pi d^4} \quad \text{para uma amostra de seção circular;}$$

onde  $L$  é o comprimento e  $d$  o diâmetro da amostra.

O momento de Inércia,  $I$ , do sistema foi obtido experimentalmente, através de um método proposto por Pintão e colaboradores (17).

As amostras utilizadas neste trabalho foram policristais de Ti-CP e da liga TAV, fornecidos pela Sandinox Ltda. e das ligas TNZ, preparadas no Departamento de Engenharia de Materiais da USP, Escola de Engenharia de Lorena; TNZT, preparadas na Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP e TM, preparadas no Departamento de Materiais e Tecnologia da Faculdade de Engenharia da UNESP em Guaratinguetá (SP). Tais amostras foram produzidas através de fusão em um forno a arco com eletrodo não consumível, onde as matérias-primas são fundidas em cadinhos de cobre refrigerados a água. As amostras de Ti-CP e das ligas TAV, TNZ e TNZT possuem seção transversal circular com 3 mm de diâmetro por 45 mm

de comprimento, enquanto a amostra da liga TM possui seção transversal quadrada com dimensões de  $45 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ .

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para apresentar a viabilidade de se obter o módulo de elasticidade dinâmico em um teste não destrutivo, foram realizadas medidas de espectroscopia mecânica em amostras de Ti-CP e das ligas TAV, TNZ, TNZT e TM, cujos resultados são mostrados na Fig. 1. Podemos observar que há um decréscimo do módulo de elasticidade com o aumento da temperatura, que é característico da maioria dos metais, devido ao amolecimento natural do material.

A tabela 1 mostra os resultados do módulo de elasticidade dinâmico obtido à temperatura ambiente (300 K), para as amostras de Ti-CP e das ligas TAV, TNZ, TNZT e TM. Comparando com os resultados obtidos na literatura (também mostrado na tabela), podemos dizer que nossos resultados estão em ótima concordância, mostrando que a técnica do pêndulo de torção é bastante eficiente na obtenção do módulo de elasticidade dinâmico de materiais.

Tabela 1 – Valores do Módulo de Elasticidade Dinâmico para Ti-CP e para as ligas de Ti estudadas.

| Material        | E (GPa)       | E (GPa) [Referência] |
|-----------------|---------------|----------------------|
| Ti-CP           | (97,6 ± 0,2)  | 105 [18]             |
| Ti-6Al-4V       | (107,4 ± 0,2) | 110 [18]             |
| Ti-13N-13Zr     | (67,2 ± 0,8)  | 79 [18]              |
| Ti-35Nb-7Zr-5Ta | (50,5 ± 0,4)  | 55 [18]              |
| Ti-10Mo         | (93,3 ± 0,9)  | 95 [3]               |

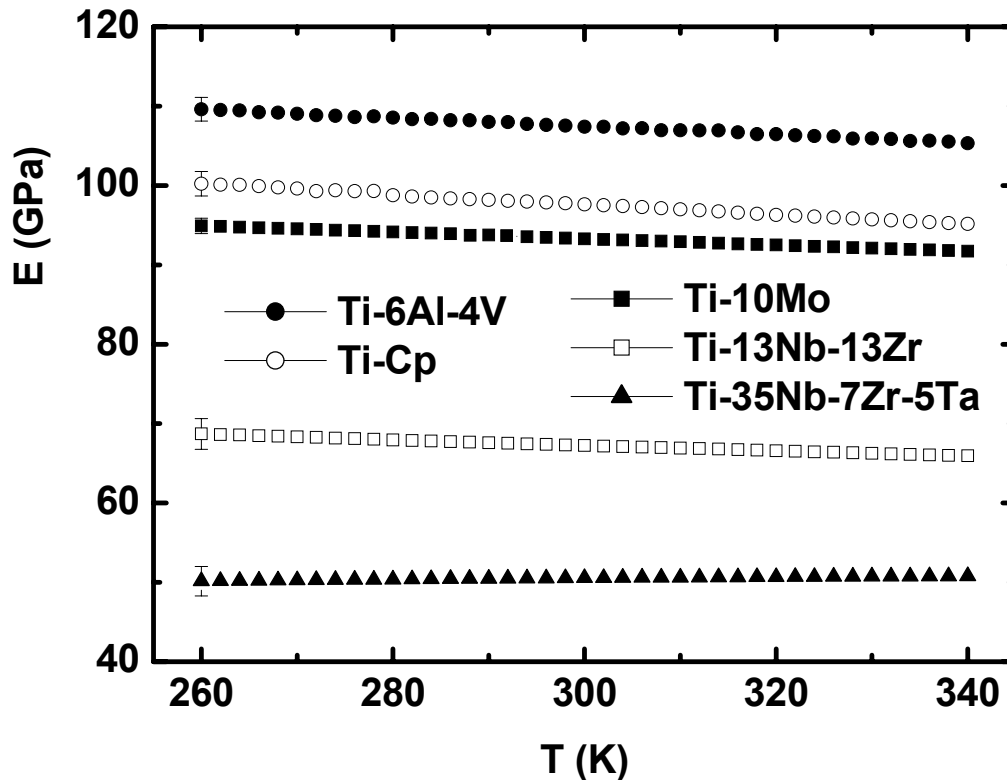


Figura 1 – Módulo de Elasticidade Dinâmico para Ti-CP e para as ligas de Ti estudadas.

Através de uma análise dos resultados mostrados na tabela 1, podemos observar que nossos resultados encontram-se dentro de uma margem de erro menor que 7%, com exceção à liga TNZ.

## CONCLUSÕES

É apresentado um método para a obtenção do módulo de elasticidade dinâmico, usando a técnica do pêndulo de torção.

Para mostrar a viabilidade do método, foram obtidos o módulo de elasticidade dinâmico de Ti-CP e das ligas Ti-6Al-4V, Ti-13Nb-13Zr, Ti-35Nb-7Zr-5Ta e Ti-10Mo. Os resultados obtidos encontram-se dentro de uma margem de erro de 7%, com

exceção da liga Ti-13Nb-13Zr.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Capes, ao CNPq e à FAPESP pelo apoio financeiro a este trabalho.

## REFERÊNCIAS

- [1] COLLINGS, E.W. *The Physical Metallurgy of Titanium Alloys*. ASM: Ohio, 1984.
- [2] WANG, K. The use of titanium for medical applications in the USA. *Materials Science and Engineering A*, v. 213, n. 1-2, p. 134-137, 1996.
- [3] HO, W.F., JU, C.P., LIN, J.H.C. Structure and properties of cast binary Ti–Mo alloys. *Biomaterials*, v. 20, n. 22, p. 2115-2122, 1999.
- [4] BOYER, H.E.; GAL, T.L. *Metals Handbook*. ASM: Ohio, 1985.
- [5] FLOWER, H.M. Microstructural development in relation to hot working of titanium alloys. *Materials Science and Technology*, v. 6, p. 1082-1092, 1990.
- [6] JAFEE, R.I.; PROMISEL, N.E. *The Science, Technology and Application of Titanium*. Pergamon Press: London, 1970.
- [7] STEINEMANN, S.G. *In: Evaluation of Biomaterials*. Willey: New York, 1980.
- [8] MCLACHLAN, D.R.C. *In: Biological Aspects of Metals and Metal-Related Diseases*, Raven Press: New York, 1983.
- [9] PERL, D.P., BRODY, A.R. Alzheimer's disease: X-ray spectrometric evidence of aluminum accumulation in neurofibrillary tangle-bearing neurons. *Science*, v. 208, p. 297-299, 1980.
- [10] DAVIDSON, J.A., MISHRA, A.K., KOVACS, P., POGGIE, R.A. New surface-hardened, low-modulus, corrosion-resistant Ti-13Nb-13Zr alloy for total hip arthroplasty. *Bio-Medical Materials Engineering*, v. 4, n. 3, p. 231-243, 1994.
- [11] POGIE, R.A., KOVACS, P., DAVIDSON, J.A. *Materials and Manufacturing Process*, v. 11, p. 185, 1996.
- [12] GEETHA, M., SINGH, A.K., MURALEEDHARAN, K., GOGIA, A.K.,

ASOKAMANI, R. Effect of thermomechanical processing on microstructure of a Ti–13Nb–13Zr alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, v. 329, n. 1-2, p. 264-271, 2001.

[13] TRUEL, R.; ELBAUM, C.; CHIK, B.B. *Ultrasonic Methods in Solid State Physics*. Academic Press: New York, 1969.

[14] NOWICK, A.S.; BERRY, B.S. *Anelastic Relaxation in Crystalline Solids*. Academic Press: New York, 1972.

[15] ISO 6721-2. *Plastics – Determination of dynamic mechanical properties – Part 2: Torsion-pendulum method*. Suíça, 1994.

[16] GRANDINI, C.R. A Low Cost Automatic System for Anelastic Relaxations Measurements. *Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo*, Campinas, Brasil, v. 21, n. 1-2, p. 13-16, 2002.

[17] PINTÃO, C.A.F., SOUZA F<sup>o</sup>., M.P., GRANDINI, C.R., HESSEL, R. Medida do Momento de Inércia de um Disco. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, São Paulo, Brasil, v.23, n.1, p. 48-52, 2001.

[18] LONG, M.; RACK, H.J. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, v. 19, p. 1621-1639, 1998.

## DYNAMIC ELASTICITY MODULUS OF TI ALLOYS USED AS BIOMATERIAL

### ABSTRACT

The titanium and some of its alloys have largely been used in the production of prostheses and odontological and medical devices, due, among other properties, its low elasticity modulus. In spite of that, the values of the elasticity modulus of these alloys are still about 2 to 4 times higher than the human bone. The Ti-6Al-4V is the more used Ti alloys in biological applications, but, recent studies showed that the vanadium is cytotoxic, while the aluminum has been associated to neurological disorders. Then, many works have been looking for alternatives for this alloy, with the objective of obtaining alloys with good mechanical resistance, low elasticity modulus and excellent biocompatibility. This work presents a method for the obtaining of the dynamic elasticity modulus using the torsion pendulum technique. To show the viability of the method, results are presented in commercially pure titanium and some

titanium alloys used as biomaterial.

Keywords: Titanium alloys; biomaterials; elasticity modulus