

# ESTUDO DO COMPORTAMENTO ELÁSTICO DE TORÇÃO DO OSSO

POR

A.J.Bucalon<sup>1</sup>, L.R.Duarte<sup>2</sup>

Resumo -- São frequentes as situações onde certos ossos do corpo ficam sujeitos a esforços de torção. Neste trabalho, aplicou-se um método dinâmico, através do elasticímetro, para determinar-se experimentalmente o módulo de torção G para os casos de ossos de fêmur humano e fêmur de boi nas condições úmido e seco. O método produziu pequenas deformações de torção, fato que impede o alcance da região de não-linearidade das curvas de tensão-deformação, além do que, permitiu que a característica visco-elástica do osso não fosse evidenciada. Os valores dos módulos para os ossos na condição seco foram pouco superiores em relação aos mesmos na condição húmido.

## INTRODUÇÃO

Desenvolveu-se no Laboratório de ultra-som, da EESC-USP, um elasticímetro de alta frequência para a determinação dos módulos elásticos de rigidez (G) de uma grande variedade de materiais metálicos, poliméricos, e materiais biológicos.

São frequentes as situações em que o sistema músculo-esquelético tal do corpo humano fica sujeito a esforços de torção, e foi com vistas neste fato que pensamos em fazer uma investigação adicional dos parâmetros físicos do osso, a qual resultou na determinação experimental do módulo elástico de torção para dois tipos de osso a saber:

- a) osso cortical de fêmur humano em condições úmido e seco.
- b) osso cortical de fêmur de boi em condições úmido e seco.

Uma das maneiras de determinar-se os módulos elásticos é adoptar-se métodos estáticos; isto é, o osso é submetido a esforços de tensão, compressão, ou torção, de tal modo que uma grande deformação ou um grande deslocamento são produzidos. Este método estático tem em si duas desvantagens:

Em primeiro lugar a tensão não varia linearmente com a deformação no osso (Frenkel e col. 1971), e no sentido de obtermos deformações estáticas mensuráveis é preciso deformar o osso até sua região não linear na curva de tensão-deformação.

O segundo fator é que sendo o osso um material heterogêneo, constituído basicamente de apatita, colágeno e mucopolissacarídeos, exhibe uma característica visco-elástica, o que torna

---

<sup>1</sup> Professor Ass. Departamento de Física, IGCE UNESP-Rio Claro.

<sup>2</sup> Professor Titular - Departamento de Materiais, EESC-USP - São Carlos

a relação entre tensão e deformação dependente do tempo.

No sentido de minimizar as duas causas de erro acima citadas, adotou-se então um método dinâmico, o qual consta de colocar-se o corpo de prova sob oscilações de torção de pequenas amplitudes, e de frequência variando de 70 a 180 Hz.

Os valores encontrados para o módulo de torção G do osso cortical de boi são compatíveis com valores calculados através da equação que relaciona os módulos elásticos, a densidade, e a velocidade de propagação das ondas ultra-sônicas transversais no material (trabalhos de Lang 1970). Tal fato serviu como indicador de que o método experimental usado por nós está correto também para o caso do osso de fêmur humano, para o qual não se possui dados de literatura.

#### DETERMINAÇÃO DO MÓDULO DE RIGIDEZ

Quando temos um corpo de prova de material metálico ou não, de geometria cilíndrica, tendo uma extremidade fixa e a outra submetida a esforço alternado de torção, surge um momento restaurador dado por:

$$M = - C\theta \dots\dots\dots (1)$$

onde  $\theta$  é o ângulo de torção e C é a chamada constante elástica de torção, a qual é função do módulo de rigidez e das dimensões da parte útil do corpo de prova.

O movimento do corpo oscilante pode então ser descrito pela equação:

$$M = - C\theta = I \frac{d^2\theta}{dt^2} \dots\dots\dots (2)$$

ou seja

$$\frac{d^2\theta}{dt^2} = - \frac{C}{I} \theta \dots\dots\dots (3)$$

A solução da equação (3) exprime portanto uma oscilação harmônica simples, de período:

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{I}{C}} \dots\dots\dots (4)$$

A medida de T permite a determinação do momento de inércia I, ou conhecido I, determina-se C, entretanto para o caso de corpos de prova com geometria cilíndrica a constante elástica de torção é dada por:

$$C = \frac{\pi G r^2}{2l} \dots\dots\dots (5)$$

onde:

- G = módulo de rigidez do material
- r = raio do corpo de prova
- l = comprimento útil do corpo de prova

A equação (5) sendo substituída em (4) nos fornece imediatamente o módulo de rigidez como função da frequência  $f$  de ressonância do corpo de prova, ou seja:

$$G = \frac{8\pi\ell f^2 I}{r^4} P \dots\dots\dots (6)$$

Desta forma, ao variarmos a quantidade  $I$  através da colocação ou retirada de massas com inércias conhecidas do pêndulo do elasticímetro, a frequência de ressonância  $f$  do corpo de prova também alterava-se de maneira conforme. Este procedimento permitiu a construção de gráficos tomando-se os valores das inércias nas abscissas e valores de  $1/f^2$  nas ordenadas. A intersecção da reta com o eixo das abscissas fornece o valor  $I^P$  da inércia do pêndulo do aparelho, o qual transmite a torção ao corpo de prova.

MÉTODO EXPERIMENTAL

O procedimento experimental do presente trabalho foi o de determinar o módulo de rigidez do osso cortical para o caso de quatro fêmures humanos, bem como para quatro fêmures de boi.

Os corpos de prova de forma cilíndrica foram obtidos pela utilização de pedaços de osso retirados dos fêmures de locais pré-determinados, ou seja, no sentido longitudinal do osso. Em seguida ainda no estado úmido foram levados ao elasticímetro onde foram ensaiados, obedecendo-se nesta fase a melhor uniformidade experimental.

O passo seguinte foi o de submeter-se ao teste os mesmos corpos de prova, porém agora no estado seco. Isto foi conseguido através da permanência das amostras em mufla, à 42°C, durante 24 horas, o que demonstrou ser um método satisfatório para a secagem. O conjunto de equipamentos usados é composto basicamente do elasticímetro que aplica tensões alternadas de cisalhamento de pequena amplitude no corpo de prova, de um oscilador-amplificador eletrônico com frequências variando de 0 a 15 KHz, de um frequencímetro digital, de um pick-up para monitorar-se as ressonâncias do corpo de prova, e de um amplificador medidor de deslocamentos o qual era adaptado ao pick-up. O arranjo experimental pode ser visto na Figura 1.

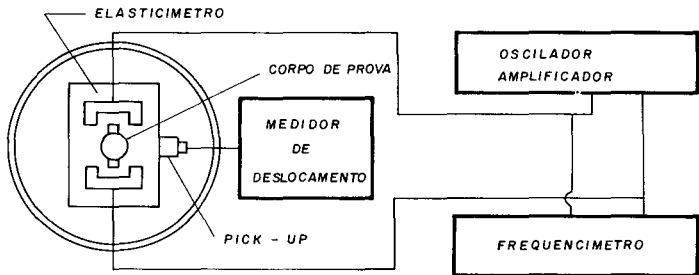


Figura 1. Montagem do Equipamento de Medida

## RESULTADOS

As tabelas I e II apresentam os dados obtidos experimentalmente para o caso do osso de fêmur humano e de boi nas condições úmido e seco.

Os gráficos típicos com os valores das tabelas são mostrados na Figura 2.

Tabela 1. Resultados experimentais para fêmur humano.

Inércia	UMIDO		SECO	
	$f_r$	$1/f_r^2$	$f_r$	$1/f_r^2$
$I_0$	140	$5,1 \times 10^{-5}$	144	$4,8 \times 10^{-5}$
$I_1$	125	6,4	130	5,9
$I_2$	114	7,6	117	7,3
$I_3$	106	8,8	109	8,4
$I_4$	99	10,2	101	9,7
$I_2+I_3$	93	11,5	96	10,8
$I_2+I_4$	88	12,9	90	12,2

Tabela 2. Resultados experimentais para fêmur de boi.

Inércia	UMIDO		SECO	
	$f_r$	$1/f_r^2$	$f_r$	$1/f_r^2$
$I_0$	145	$4,7 \times 10^{-5}$	157	$4,05 \times 10^{-5}$
$I_1$	130	5,9	141	5,0
$I_2$	121	6,8	128	6,1
$I_3$	110	8,2	119	7,0
$I_4$	102	9,6	110	8,2
$I_2+I_3$	97	10,6	104	9,2
$I_2+I_4$	92	11,8	99	10,2

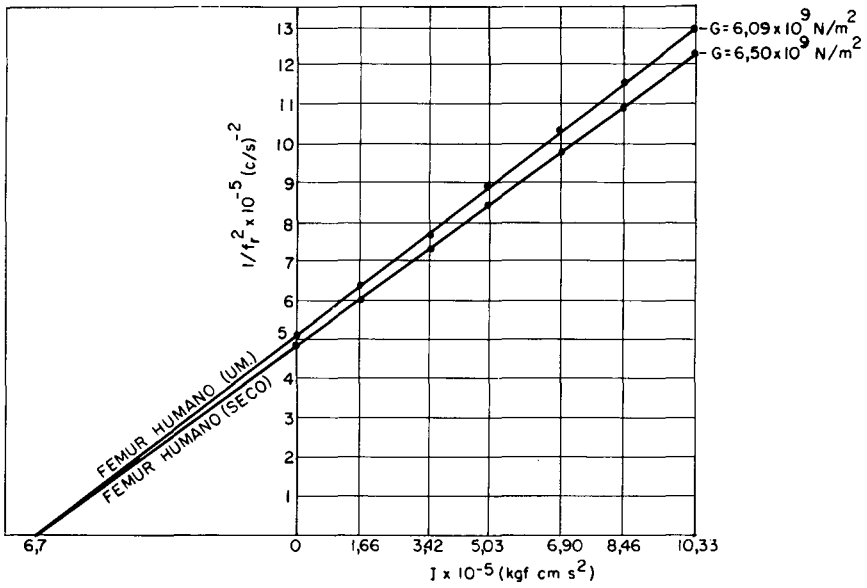
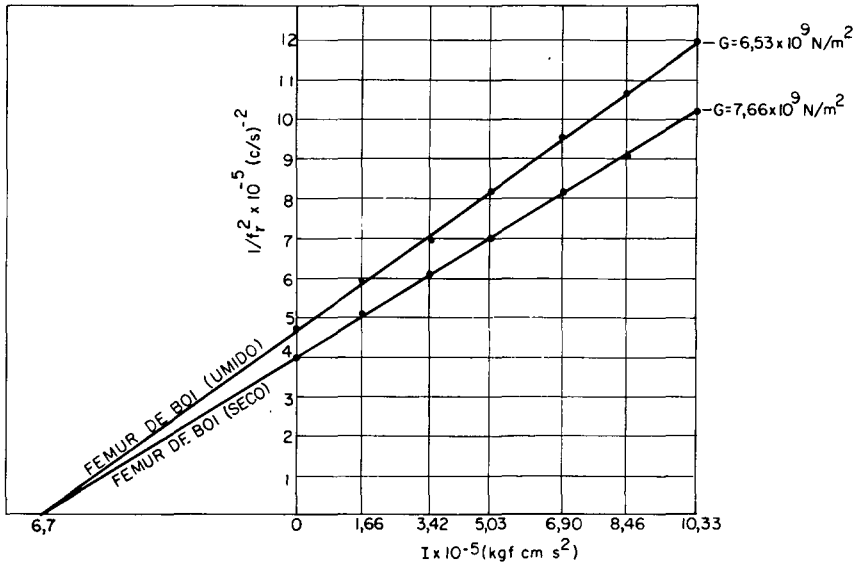


Figura 2. Gráficos típicos obtidos experimentalmente no elásticoímetro.

Com os dados obtidos através da técnica descrita anteriormente, e com o uso da equação (6) pode-se agora apresentar na tabela 3 os valores calculados para os módulos de rigidez dos ossos corticais de fêmur humano e de boi, nos estados úmido e seco.

Tabela 3. Valores experimentais obtidos para o módulo G.

FEMUR HUMANO	MÓDULO G N/m <sup>2</sup>	FEMUR BOVINO	MÓDULO G N/m <sup>2</sup>
UMIDO	6,09x10 <sup>9</sup>	UMIDO	6,53x10 <sup>9</sup>
SECO	6,50x10 <sup>9</sup>	SECO	7,66x10 <sup>9</sup>

### DISCUSSÃO

Em ambas as retas foi possível obter-se boa linearidade dos pontos, fato que permitiu uma extrapolação precisa para a determinação da inércia  $I_p$  do pêndulo do aparelho.

No caso do osso de boi foi possível comparar-se os valores com os resultados dos trabalhos de LANG (1970) veja Figura 3, o qual determinou os valores de G para osso úmido e seco pelo método das medidas de velocidade das ondas ultra-sônicas transversais, esta comparação mostrou boa concordância dentro de um erro relativo de  $\pm 3\%$ , fato que demonstrou precisão no nosso método.

Em adição, nosso procedimento experimental produziu pequenas amplitudes de deformação no corpo de prova, com ângulos de torção da ordem de 0,02 rad, o que não chegou a solicitar o osso na região não-linear na sua curva de tensão-deformação.

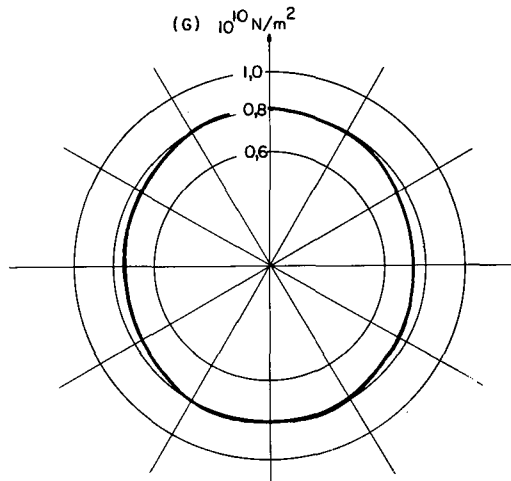


Figura 3. Valores calculados do módulo de torção para o fêmur de boi (seco) relativo ao eixo z do osso (Lang 1970).

A frequência elevada do método também contribuiu para não ressaltar a característica visco-elástica do osso, o que leva a medi-  
das menos precisas nos métodos estáticos. Os valores encontrados  
para o osso seco mostraram-se sensivelmente maiores do que os va-  
lores para o osso úmido.

#### REFERÊNCIAS

- Frankel Victor H., e Albert H. Burnstein (1971) in Orthopaedic Biomechanics, Lead & Febiger, Philadelphia.
- Lang B. Sidney (1970) - Ultrasonic Method for Measuring Elastic Coefficients of Bone and results on fresh and dried bones IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering Vol BME-17 nº 2 april 1970.
- Abendschein W., Hyatt W. G., (1970) Ultrasonics and Selecta Physical Properties of bone, in clinical Orthopaedics and Related Research, nº 69, March-April 1970.

## STUDY OF THE ELASTIC BEHAVIOR OF BONE UNDER TORSION

Abstract -- Quite often certain bones of the body are submitted to torsion stresses. In the present work a dynamical method was applied through a elasticimeter for the experimental measurement of the modulus of rigidity  $G$  of both human and cow femurs. The measurements were taken with wet and dry bones. The method produced small torsion deformations which permitted the collection of data only from the elastic region of the stress-strain curve. Besides, in this region the visco-elastic behavior does not show up. Moduli data for dry bones were found to be slight superior to those in wet condition.