



COMPORTAMENTO DINÂMICO DE BIOMATERIAIS POLIMÉRICOS PARA PRÓTESES COMPLETAS DE QUADRIL

Paulo Sergio Varoto

Universidade de São Paulo – Laboratório de Dinâmica-EESC-USP – São Carlos- SP,
e-mail: varoto@sc.usp.br

Benedito de Moraes Purquerio

Universidade de São Paulo - LAMAFE-EESC-USP – São Carlos- SP,
e-mail: purquerio@sc.usp.br

Gilberto Orivaldo Chierice

Universidade de São Paulo – GQATC-IQSC-USP – São Carlos- SP,
e-mail: gchierice@iqsc.usp.br

Resumo. Os biomateriais hoje aplicados em reabilitações ortopédicas cobrem um amplo espectro onde se destacam as biológicas metálicas, os biopolímeros e as biocerâmicas, podendo, dentro de cada grupo serem encontradas as formulações que são biologicamente mais adequadas ao organismo humano. A aceitação ou rejeição biológica desses materiais está normalmente ligada a características combinadas tais como a compatibilidade dos tecidos, a estabilidade enzimática e hidrolítica bem como às propriedades físicas, químicas e mecânicas de cada material envolvido. Certamente, o sucesso de um implante ortopédico está vinculado à escolha do par biotribológico que melhor satisfaça as necessidades específicas da aplicação e esta, por sua vez, é dependente de intensa pesquisa baseada no desempenho de tais biomateriais nessas circunstâncias. O presente trabalho enfoca em particular, relativamente às suas propriedades físico-mecânicas, o estudo do comportamento dinâmico do polímero da mamona destinado ao desenvolvimento de próteses completas de quadril em cerâmica e polímero. Ensaio de impacto são realizados em diversos corpos de prova a fim de se obter características dinâmicas destes materiais tais como frequências naturais e fatores de amortecimento modais. O conhecimento destas propriedades é de fundamental importância durante as etapas de projeto de uma determinada prótese.

Palavras-chaves: Próteses de quadril, Biomateriais ortopédicos, Polímero da mamona, Comportamento dinâmico de materiais, Análise modal experimental.

1. INTRODUÇÃO

É plenamente aceito pelos investigadores da tecnologia de próteses ortopédicas que envolvem pares tribológicos em movimento relativo que as partículas associadas ao processo de desgaste podem ocasionar a infecção dos tecidos que compromete a fixação do implante ao osso, gerando, conseqüentemente a perda desse implante [AMBROSIO, G. L. et al. - 1996]. Estes, a

fixação ao osso e a rejeição pelos tecidos, constituem apenas dois, dos sérios problemas atualmente existentes na tecnologia de implantes ortopédicos, particularmente com os manufaturados com bioligas metálicas.

Sob outro enfoque, a investigação de pares tribológicos mais eficientes envolvendo outros biomateriais para esse tipo de aplicação, mostra que as menores taxas de desgaste para uma prótese completa de quadril têm sido obtidas com a utilização de alumina na fabricação das esferas e UHMWPE na confecção do acetábulo [CHANDA -1997]. O par tribológico constituído por estes dois materiais é atualmente o que lidera o contexto da qualidade biológica dos implantes ortopédicos articulados em termos de biocompatibilidade e bioinércia. Todavia, tais implantes ainda se utilizam das bioligas metálicas na confecção das suas partes estruturais tais como a haste e a concha acetabular, bem como de adesivos e cimentos para as fixações à estrutura óssea [DONACHIE M.]. Não é o objetivo principal deste trabalho abordar as características da qualidade biológica desses materiais de fixação, nem às dificuldades das características mecânicas e elásticas das bioligas metálicas comparativamente às dos ossos que apresentam características totalmente diferentes daquelas, particularmente em termos de peso, resistência mecânica, coeficiente de elasticidade e comportamento dinâmico.

Desta forma, procura-se mostrar através do presente trabalho, uma investigação sobre o comportamento dinâmico do biomaterial polimérico a ser aplicado no desenvolvimento de uma prótese completa de quadril feita em cerâmica de alumina (esfera), UHMWPE (acetábulo) e polímero da mamona (haste, concha acetabular, corpo e cimento de fixação), conforme ilustra a Fig. 1, em desenvolvimento pelo Grupo de Tribologia e Novos Materiais – LAMAFE – USP e Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros – IQSC – USP. Todos esses biomateriais, a cerâmica [SONG, J. H.; EVANS, J. R. G.-1997, COOPER, J.R. et al. –1991] , o UHMWPE [WANG, A. et al. – 1997, AMBROSIO, G. L. et al. - 1996] e o polímero da mamona (*Ricinus Communis*) [OHARA, G. H. et al. – 1995, INGNÁCIO et al. - 1996], são comprovadamente biocompatíveis e, no caso do polímero da mamona, biointegrável e , osteoindutor.

As propriedades dinâmicas do biomaterial empregado na prótese mostrada na Fig. 1 serão obtidas a partir de ensaios dinâmicos em diversos corpos de prova. Estes ensaios utilizarão técnicas usuais de análise modal experimental [EWINS, 1984, McCONNELL, 1995] para a medida de grandezas dinâmicas e posterior extração de parâmetros modais para os diversos corpos de prova em estudo. Busca-se através destes dados obtidos experimentalmente determinar-se características dinâmicas do biomaterial visto que elas possuem elevada importância no projeto e utilização de próteses ortopédicas.

2. BIOPOLÍMERO DA MAMONA (*Ricinus Communis*)

Desde 1947, quando foram produzidos os primeiros polímeros utilizando a reação uretana, que é a reação química entre um grupo isocianato e um grupo hidroxila, a quantidade de materiais desenvolvidos a partir deste tipo de polimerização aumentou, abrangendo diferentes segmentos de aplicação, nos mais variados ramos da indústria. A versatilidade em se obter materiais com propriedades diferentes fez com que os poliuretanos se tonassem um dos principais polímeros deste século, pois na vida diária de cada um, são encontradas inúmeras aplicações de poliuretanos sendo que a mais recente, hoje estudada por diferentes pesquisadores, é a utilização do poliuretano como biomaterial. Atualmente, estudos com poliuretanos derivados de óleo de mamona para aplicação na área médica, demonstram serem estes totalmente compatíveis com os organismos vivos, não apresentando qualquer tipo de rejeição[OHARA, G. H. et al. – 1995,

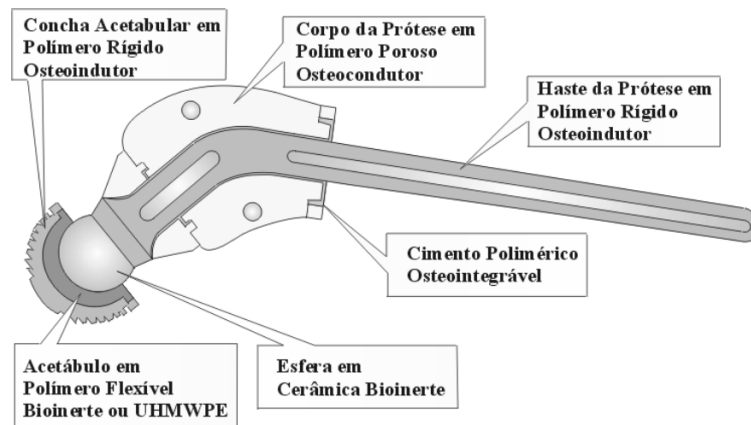


Fig. 1 – Esquema da prótese completa de quadril em cerâmica e polímero.

INGNÁCIO et al. - 1996], além de apresentarem características físico-mecânicas similares às do osso.

Todavia, a dificuldade em se encontrar um material que apresente propriedades de biocompatibilidade com o organismo humano constitui ainda sendo um grande desafio para os pesquisadores da área de novos materiais e a tendência atual destes estudos está no desenvolvimento de materiais que apresentem propriedades químicas e mecânicas semelhantes as existentes no organismo humano. Dentro desta linha de pesquisas, os materiais não metálicos tais como os poliméricos e os cerâmicos se sobressaem sobre os metálicos, devido à sua versatilidade de processamento, moldagem e principalmente aplicação, podendo ser produzidos com diferentes propriedades mecânicas e químicas. Relativamente ao desenvolvimento de polímeros para a área médica, este segue duas tendências: uma que estuda materiais inertes, ou seja que não provocam interações químicas no organismo, e outra que estuda os polímeros biointegráveis ou absorvíveis.

O polímero, cujo comportamento dinâmico é estudado neste trabalho segue a segunda tendência. É um poliuretano desenvolvido a partir de óleo vegetal (óleo de mamona) e difenilmetano di-isocianato (MDI) e, em trabalhos recentes ligados a área de medicina tem demonstrado total compatibilidade com os organismos vivos [OHARA, G. H. et al. – 1995, IGNÁCIO et al. – 1996]. Nestes estudos, o que se destaca é a sua capacidade de integração com o tecido ósseo, quando implantado em regiões de perdas e falhas ósseas. Trabalhos recentes, vem demonstrando que este polímero, quando implantado em falhas ósseas que possuem irrigação sanguínea, promove o crescimento de células, que recompõe o osso original em substituição ao polímero, ou seja, ocorre a indução e crescimento ósseo.

3. CORPOS DE PROVA PARA ENSAIOS DINÂMICOS

Um total de seis corpos de prova foram utilizados nos ensaios dinâmicos. Os poliuretanos utilizados na confecção dos corpos de provas utilizados neste trabalho, ilustrados na Fig. 2, foram produzidos com um polioliol e um pré-polímero. O polioliol foi sintetizado a partir da esterificação do óleo de mamona, onde se obteve um poliéster trifuncional com índice de hidroxila de 370 mg KOH/g. O pré-polímero foi sintetizado a partir do difenilmetano di-isocianato (MDI), pré-polymerizado com um polioliol também derivado do óleo de mamona, ficando com uma porcentagem de isocianato livre de 20,0 %. Após a mistura, os corpos de prova foram moldados em moldes de *nylon*, e posteriormente usinados na geometria final desejada para os ensaios do

comportamento dinâmico, objeto deste trabalho. Foram produzidos corpos de provas para ensaios de comportamento dinâmico na forma barras cilíndricas com 40,0 mm de diâmetro e 400,0 mm de comprimento em polímero poroso e maciço, bem como uma barra com a mesma geometria, mas em aço inoxidável 316L para efetuar estudos comparativos entre os dois materiais, polimérico e metálico. Analogamente, foram produzidos corpos de provas na forma de barras prismáticas, com 40,0 mm de largura e 20,0 mm de espessura e 400,0 mm de comprimento, com esses mesmos materiais.

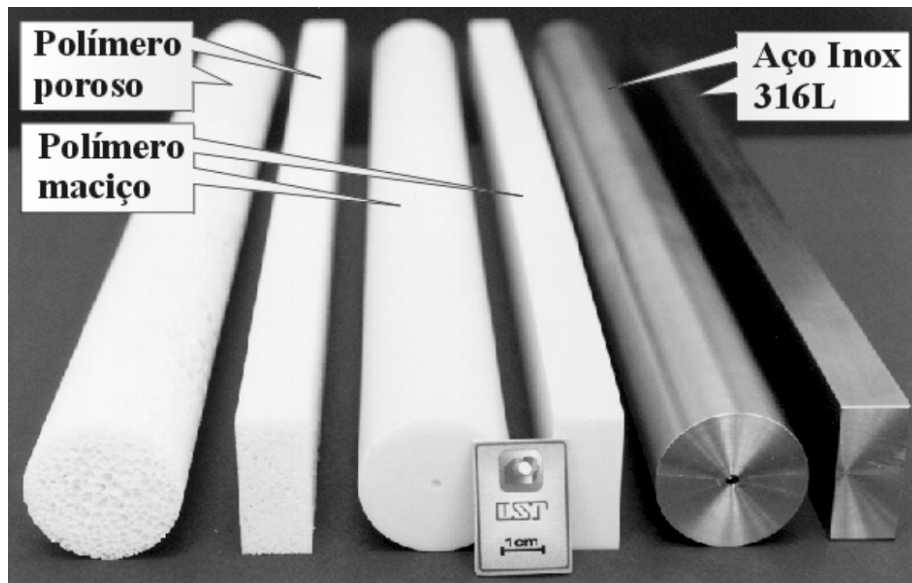


Fig. 2 – Corpos de provas cilíndricos e prismáticos utilizados nos ensaios dinâmicos.

4. DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS DINÂMICOS

A realização dos ensaios dinâmicos tem como objetivo principal a determinação de determinadas propriedades do corpo de prova que possam ser usadas na avaliação de seu comportamento quanto à carregamentos de natureza dinâmica. Tais propriedades dinâmicas podem ser agrupadas em termos das seguintes grandezas:

- **Frequências naturais.** São as frequências características do sistema vibratório que indicam uma condição de ressonância, onde geralmente a estrutura apresenta elevadas amplitudes de vibração
- **Fatores de amortecimento modais.** Tratam-se de índices que indicam a dissipação de energia do sistema vibratório.
- **Modos normais de vibração.** Tratam-se de formas especiais de deformação assumidas pelo sistema vibratório quando posto a vibrar em suas frequências naturais.

A obtenção destas grandezas para um determinado corpo de prova é geralmente obtida empregando-se técnicas de Análise Modal [EWINS, 1984, McCONNELL, 1995]. A análise modal reúne um conjunto de técnicas analíticas e também experimentais que possibilitam a obtenção dos parâmetros modais (frequências naturais, fatores de amortecimento modais e modos de vibrar) da estrutura sob estudo. Dentre as técnicas analíticas destaca-se o método dos elementos finitos, que possibilita a obtenção dos parâmetros modais através de uma discretização da estrutura e posterior solução numérica de um auto-problema [CLOUGH E PENZIEN, 1993].

No campo experimental, a análise modal emprega técnicas de aquisição e processamento digital de sinais tanto no domínio do tempo quanto no da frequência para a obtenção dos parâmetros modais. Quando a análise é realizada no domínio da frequência, a obtenção das Funções de Resposta em Frequência (FRFs) [EWINS, 1984] da estrutura é necessária para a obtenção dos seus parâmetros. Uma FRF pode ser definida como a relação entre a resposta (deslocamento, velocidade ou aceleração) em uma determinada coordenada da estrutura e a força aplicada em uma outra coordenada. Matematicamente, tem-se

$$H_{ij}(\omega) = \frac{X_i(\omega)}{F_j(\omega)} \quad (1)$$

onde $H_{ij}(\omega)$ é a FRF, $F_j(\omega)$ representa a força no domínio da frequência que é aplicada na j -ésima coordenada da estrutura, $X_i(\omega)$ é a resposta no domínio da frequência exibida pela i -ésima coordenada da estrutura, e ω é frequência de excitação. As grandezas necessárias para a determinação de $H_{ij}(\omega)$ são geralmente medidas por sensores piezoelétricos de força e movimento no domínio do tempo e posteriormente convertidos para o domínio da frequência.

O presente trabalho busca, através de medidas diretas da grandeza mostrada na Eq. 1 para os diversos corpos de prova mostrados na Fig. 2, obter suas frequências naturais e fatores de amortecimento modais em uma determinada faixa de frequências. Para tanto, foram projetados dois ensaios modais empregando-se técnicas de aquisição e processamento digital de sinais para a obtenção das FRFs dos corpos de provas. A seguir faz-se uma descrição sucinta dos ensaios modais realizados.

4.1 – Ensaio Modal 1 – Medidas de vibração quanto à flexão

Este ensaio está mostrado esquematicamente na Fig. 3 e utiliza os corpos de prova de secção transversal retangular mostrados na Fig. 2. Neste caso, o corpo de prova é suspenso através de fios de nylon a fim de se simular a condição de uma estrutura livre no espaço [McCONNELL, 1995]. O corpo de prova é excitado no ponto 1 e na direção transversal Y através de um martelo de impacto instrumentado com um sensor piezoelétrico de força para a medida da força de excitação e posterior obtenção de $F(\omega)$. Os sinais de vibração são medidos nos pontos 1, 2 e 3, na direção Y por acelerômetros piezoelétricos distribuídos ao longo do comprimento do corpo de prova. Então, a grandeza $X(\omega)$ neste caso representa a aceleração do corpo de prova no ponto de medida e a correspondente FRF $H_{ij}(\omega)$ dada pela Eq. 1 recebe o nome de aceleração [McCONNELL, 1995].

Os sinais de força e de aceleração são enviados para unidades de tensão para que sejam posteriormente introduzidos no analisador espectral de sinais para a determinação das FRFs de aceleração para a estrutura. Neste caso foram medidas tres FRFs, sendo a primeira delas a FRF de ponto $H_{11}(\omega)$, onde os pontos de excitação e de resposta (ponto 1 na Fig 3) são coincidentes. Em seguida foram medidas as FRFs de transferência $H_{21}(\omega)$ e $H_{31}(\omega)$.

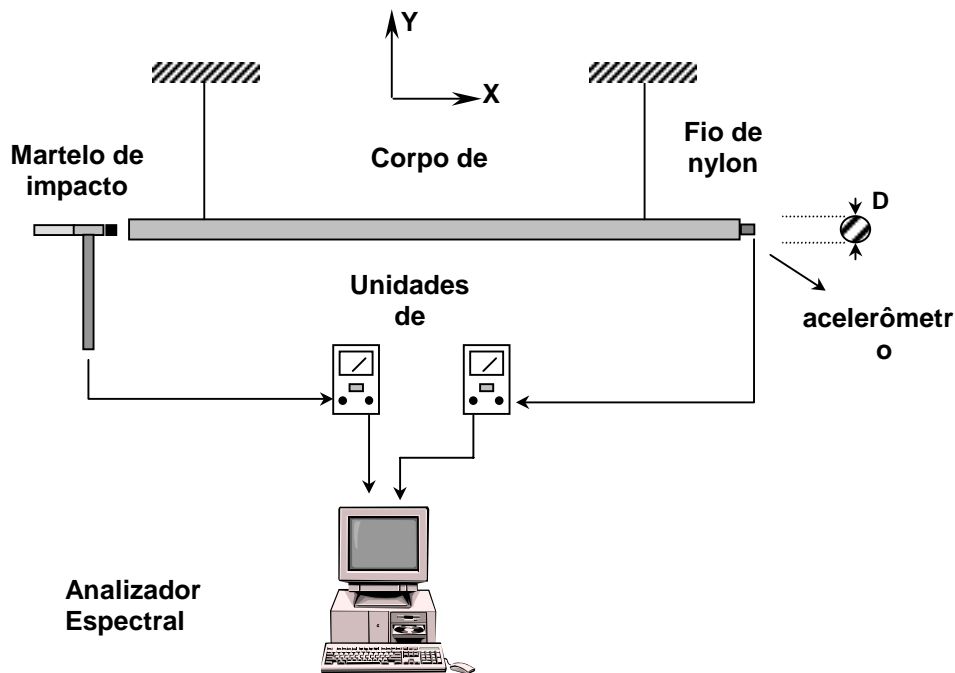


Fig. 3. – Ensaio experimental para medidas de FRF quanto à flexão

4.2 – Ensaio Modal 2 – Medidas de vibração axial

Este ensaio experimental utiliza os mesmos equipamentos do ensaio quanto à flexão, como mostra a Fig. 4. Neste caso, são usados os corpos de prova cilíndricos mostrados na Fig. 2. A excitação é aplicada no ponto 1 e na direção axial X do corpo de prova, e o sinal de resposta é medido no ponto 3 e na direção axial X de vibração. Neste caso foi determinada apenas a FRF de aceleração de transferência $H_{31}(\omega)$.

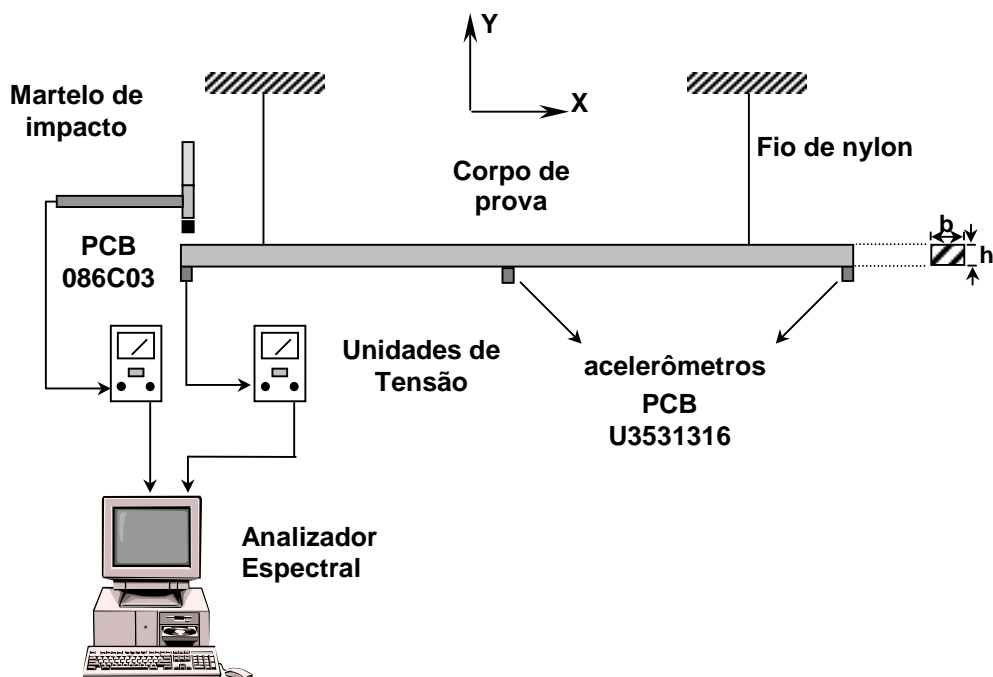


Fig. 4 – Ensaio experimental para medidas da FRF quanto a vibração axial

Os ensaios experimentais mostrados nas Figs. 3 e 4 foram realizados para todos os corpos de prova mostrados na Fig. 2. A seguir serão apresentados os resultados obtidos.

5. RESULTADOS

Os resultados experimentais obtidos nos ensaios mostrados na secção anterior são apresentados na presente secção. Primeiramente são apresentados resultados relativos ao ensaio de flexão. Em seguida são apresentados os resultados dos ensaios de vibração axial.

5.1 – Resultados quanto à flexão

A figura 5 mostra as FRFs de ponto $H_{11}(\omega)$ para os corpos de prova de secção transversal prismática. A Fig. 5a mostra a aceleração $H_{11}(\omega)$ para a viga de aço inox 316 L. Neste caso nota-se a presença de cinco frequências naturais na faixa de frequência de 0-5 KHz. A Fig. 5b mostra as aceleração $H_{11}(\omega)$ para a viga de biopolímero maciço (linha sólida) e biopolímero poroso (linha tracejada). Para ambas, tem-se como no caso do aço inoxidável a presença de cinco frequências naturais, exceto que neste caso, a faixa de frequências do ensaio foi reduzida para 0-1 KHz.

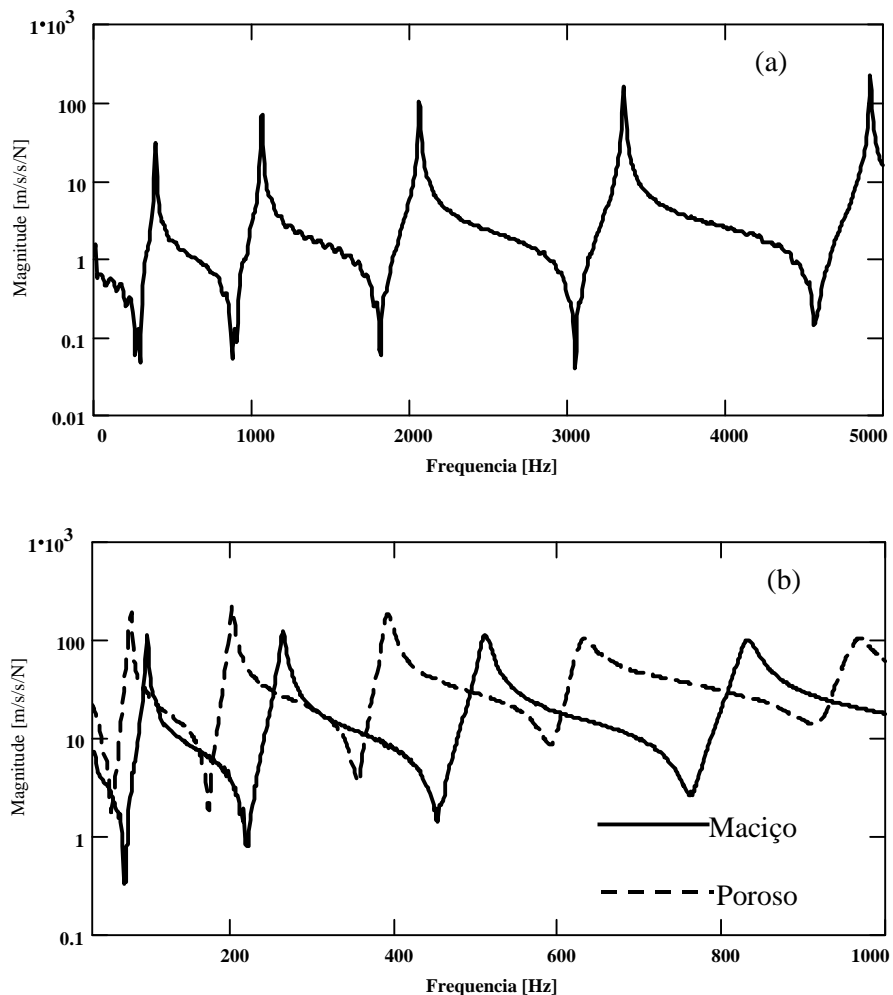


Fig. 5 – FRFs $H_{11}(\omega)$ para amostras de secção transversal prismáticas

A Tabela 1 mostra os valores das frequências naturais identificadas a partir das FRFs medidas para os corpos de prova de secção transversal prismática. Observa-se que o corpo de prova em aço inox apresenta frequências naturais bem mais elevadas em comparação com os corpos de prova em polímero maciço e poroso.

Tabela 1 – Frequências naturais para secção prismática

f_n	Aço Inox 316L (Hz)	PolímeroMaciço (Hz)	PolímeroPoroso (Hz)
1	387,50	97,50	77,50
2	1068,75	262,50	200,00
3	2062,50	510,00	392,50
4	3356,25	832,00	632,50
5	4918,00	-	975,00

A Tabela 2 mostra os fatores de amortecimento hysteréticos modais identificados relativos às frequências naturais mostradas na Tabela 1. A cada frequência natural (modo de vibrar) está associado um fator de amortecimento ζ_n que é uma grandeza adimensional e representa um indicativo da dissipação de energia do corpo de prova para cada modo de vibrar apresentado pelo mesmo. Nota-se nos resultados da Tabela 2 que o material biopolimérico apresenta níveis de amortecimento mais elevados do que o aço inox 316L.

Tabela 2 – Fatores de amortecimento modais para secção prismática

ζ_n	Aço Inox 316L	PolímeroMaciço	PolímeroPoroso
1	0,01426	0,03090	0,05542
2	0,00728	0,02416	0,03111
3	0,00425	0,02111	0,02701
4	0,00262	0,02894	0,03102
5	0,00170	-	0,02480

5.1 – Resultados quanto à vibração axial

A Fig. 6 mostra as acelerações $H_{1,3}(\omega)$ para os tres corpos de prova de secção transversal circular. A Tabelas 3 mostra os resultados para as frequências naturais identificadas a partir dos dados experimentais. Observa-se que para o corpo de prova em aço inoxidável, a primeira frequência natural na direção axial ocorre além da faixa de 0-5 KHz enquanto que, os corpos de prova em biomaterial polimérico apresentam tres frequências naturais cada um nesta faixa.

A Tabela 4 mostra os valores dos fatores de amortecimento hysteréticos modais identificados para os corpos de prova cilindricos. Tal como no caso anterior, o biomaterial polimérico apresenta valores de amortecimento mais elevados do que o aço inox 316L.

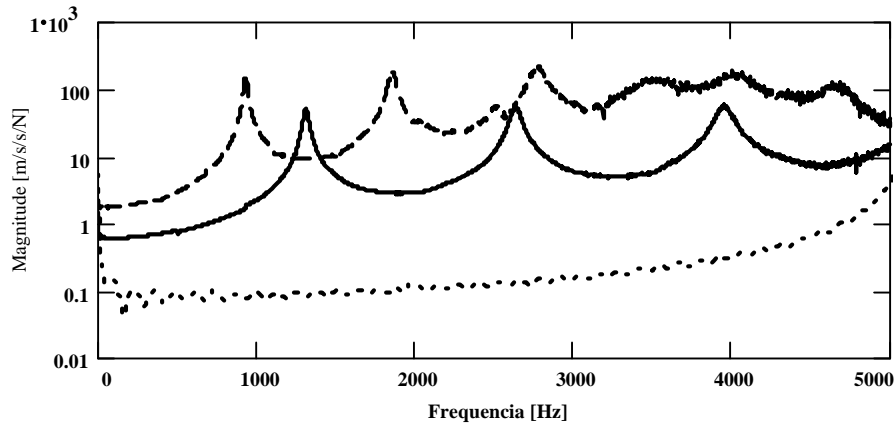


Fig. 6- Acelerância $H_{13}(\omega)$ para corpos de prova cilindricos. Ponto: aço inox 316L; Sólido: Biopolímero maciço; Tracejado: Biopolímero poroso

Tabela 3 – Frequências naturais para seção circular

f_n	Aço Inox 316L (Hz)	Polímero Maciço (Hz)	Polímero Poroso (Hz)
1	5100	1312,50	928
2	10200	2637,00	1850
3	15300	3950,00	2780

Tabela 4 – Fatores de amortecimento modais para seção circular

ζ_n	Aço Inox 316L	Polímero Maciço	Polímero Poroso
1	0,00220	0,02360	0,02130
2	0,00310	0,02490	0,02140
3	0,00100	0,02070	0,02630

6. SUMÁRIO E CONCLUSÕES

O presente trabalho realiza um estudo das propriedades dinâmicas de biomateriais usados em próteses ortopédicas. Corpos de prova construídos a partir do polímero da mamona e também em aço inoxidável são ensaiados e curvas de resposta em frequência bem como valores de frequências naturais e fatores de amortecimento modais quanto à vibração flexional e axial são identificados para todos os corpos de prova. Resultados indicam que os biomateriais possuem frequências naturais mais baixas e níveis de amortecimento mais elevados do que o aço inox. Estes parâmetros identificados são de relevância para o projeto de próteses que sejam solicitadas por esforços repetitivos ou sofram excitações do tipo impacto.

7. REFERÊNCIAS

- DONACHIE M. Biomedical alloys. *Advanced Materials & Processes*. v.7, p. 63-65, 1998.
 AMBROSIO, G. L. et al. Wear effects in retrieved acetabular UHMW-PE cups. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v.7, p. 723-729, 1996.
 CHANDA, A. et al. Wear and friction behaviour of UHMWPE-alumina combination for total

hip replacement. *Ceramics International*, v.23, p.437-447, 1997.

SONG, J. H.; EVANS, J. R. G. On the machinability of ceramic compacts. *Journal of the European Ceramic Society*, n.17, p.1665-1673, 1997.

WANG, A. et al. Orientation softening in the deformation and wear of ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear*, v. 203-204, p.230-241, 1997.

COOPER, J.R. et al. Ceramic bearing surfaces in total artificial joints: resistance to third body wear damage from bone cement particles. *Journal of Medical Engineering & Technology*. V.15, n.2, p.63-67, 1991.

OHARA, G. H. et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero poliuretano da , mamona implantado em coelhos. *Acta Ortopédica Brasileira*. 3, 2, 1995.

IGNÁCIO, H. et al. Estudo sobre a aplicabilidade médica da poliuretana derivada da mamona. *Resenha Ortopédica. Órgão oficial da área de ortopedia e traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – SP, USP, N.o 6*, 1996.

EWINS, D. J., *Modal Testing: Theory and Practice*, Research Studies Press, 1984.

McCONNELL, K. G., *Vibration Testing: Theory and Practice*, John Wiley and Sons, 1995.

CLOUGH, R., PENZIEN, J., *Dynamics of Structures*, McGraw Hill, 2 Ed. 1993.

DYNAMIC BEHAVIOR OF BIOMATERIALS USED IN ORTHOPEDIC REHABILITATION

Biomaterials nowadays employed in orthopedic rehabilitation cover a broad spectrum, including the bio-links made from metal, polymer or ceramic materials and in each group the most suitable biological formulations to the human body can be found. Biological acceptance or rejection of these materials is usually related to combined characteristics, such as tissue compatibility, enzymatic and hydrolytic stability as well as physical, organic and mechanical properties of each material is important. The success of an orthopedic implantation is linked to the appropriate choice of a material that satisfy the specific needs. The present work is focused in studying the dynamic property of commonly used biological materials that are used in making orthopedic prosthesis. Impact tests are performed on several samples in order to determine important properties such as natural frequencies, mode shapes and modal damping factors. Knowledge of these properties is extremely important during the design of a given prosthesis.

KEYWORDS: biomaterials, dynamic behavior of polimers, experimental modal testing