

# ANÁLISE DE VIBRAÇÕES DE UM FÉMUR COM E SEM PRÓTESE UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

P. Fernandes<sup>1</sup>, J. Fialho<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Professor Auxiliar, <sup>2</sup>Bolseiro de Mestrado  
IDMEC - Instituto Superior Técnico, Av. Rovisco Pais 1049-001 Lisboa, Portugal



## RESUMO

*Neste artigo apresenta-se uma análise modal computacional para um fémur humano com e sem prótese. Utiliza-se o método dos elementos finitos para determinar as frequências naturais e modos de vibração para as duas situações. Os resultados computacionais são comparados com resultados experimentais existentes de forma a avaliar o desempenho do modelo computacional. Para o fémur com prótese são testadas próteses com diferentes materiais com o objectivo de avaliar o efeito dos mesmos no comportamento dinâmico do conjunto osso-prótese. Um conjunto osso-prótese com frequências naturais próximas das de um fémur sem prótese resulta numa estrutura com características estruturais semelhantes.*

## 1- INTRODUÇÃO

A determinação dos modos de vibração e frequências naturais dos ossos longos ajuda a compreender o seu comportamento quando sujeito a solicitações externas. A análise modal de ossos longos, quer experimental que numérica, tem sido utilizada para verificar a sua integridade estrutural, para determinar as suas propriedades mecânicas ou para validar modelos de elementos finitos [Thomsen (1990), Couteau *et al.* (1998a), Taylor *et al.* (2002) Rodrigues *et al.* (2004)]. A utilização destes métodos para analisar ossos com implante tem sido menos frequente. Como exemplo refira-se Couteau *et al.* (1998b) onde são apresentadas as frequências naturais e modo de vibração de um fémur implantado com uma haste de uma prótese total da anca e Rodrigues *et al.* (2005) onde as frequências naturais para fémures implantados com hastes de diferentes geometrias

são experimentalmente obtidas. A análise do desempenho da haste relativamente ao material é normalmente realizada tendo em conta o fenómeno de *stress shielding* [ver por exemplo Weinans *et al.* (1992)], neste artigo o objectivo é analisar esse desempenho em função do comportamento dinâmico do conjunto osso-prótese.

Partindo da hipótese de que um conjunto osso-prótese com frequências naturais próximas das de um fémur sem prótese resulta numa estrutura com características estruturais semelhantes, neste trabalho realiza-se uma análise modal de um fémur com e sem prótese da anca de forma a comparar o comportamento dinâmico do conjunto osso-prótese com o do fémur sem prótese. Testam-se diversas combinações de materiais com o objectivo de avaliar o efeito dos mesmos no comportamento dinâmico do conjunto. Para o modelo do fémur sem prótese, comparam-se os

resultados computacionais com resultados experimentais existentes de modo a aferir o desempenho do modelo computacional desenvolvido.

Os resultados mostram que a prótese com hastes de rigidez baixa (isoelástica), têm um mau comportamento dinâmico enquanto que para a gama de materiais normalmente utilizados, o valor das frequências naturais não é muito sensível à alteração da rigidez.

## 2- MÉTODOS.

### 2.1- Modelo de Elementos Finitos

A geometria inicial do fémur foi obtida a partir do “standardized fémur” [Viceconti *et al.* (1996)], e a geometria da prótese da anca corresponde a uma prótese Tri-Lock da DePuy. O modelo de elementos finitos foi construído utilizando o software ANSYS. Na figura 1 apresentam-se as malhas de elementos finitos. Para o fémur foram utilizados 35659 elementos tridimensionais sólidos tetraédricos com 10 nós, correspondendo a 53038 nós, enquanto que para o fémur com prótese utilizaram-se 35026 elementos, correspondendo a 52291 nós. Em relação às condições de fronteira para a análise modal, considera-se o fémur livre no espaço; ou seja, sem qualquer

constrangimento (condição de fronteira livre – livre).

Consideram-se todos os materiais isotrópicos com propriedades uniformes em todo o seu domínio. Assim, o osso compacto é considerado como um material uniforme, enquanto que o osso esponjoso é dividido em duas partes: a metade superior (proximal) menos densa e a metade inferior (distal) mais densa. Os valores das propriedades do tecido ósseo são as mesmas das apresentadas em Couteau *et al.* (1998a) e estão indicadas na tabela I.

Tabela I - Propriedades do tecido ósseo

	E (GPa)	$\rho$ (kg / m <sup>3</sup> )
<b>Osso Compacto</b>	16,70	1996
<b>Osso Esponjoso Proximal</b>	0,609	303
<b>Osso Esponjoso Distal</b>	1,112	540

Para a prótese testaram-se diferentes combinações de materiais para a cabeça da haste e para a prótese: ambas as partes em Cobalto-Crômio (Co-Cr), cabeça em cerâmica (AlO) e hastes isoelástica (ISO), em Titânio (Ti) e em Co-Cr. Os casos testados e os valores das propriedades dos materiais utilizados estão apresentados na tabela II.

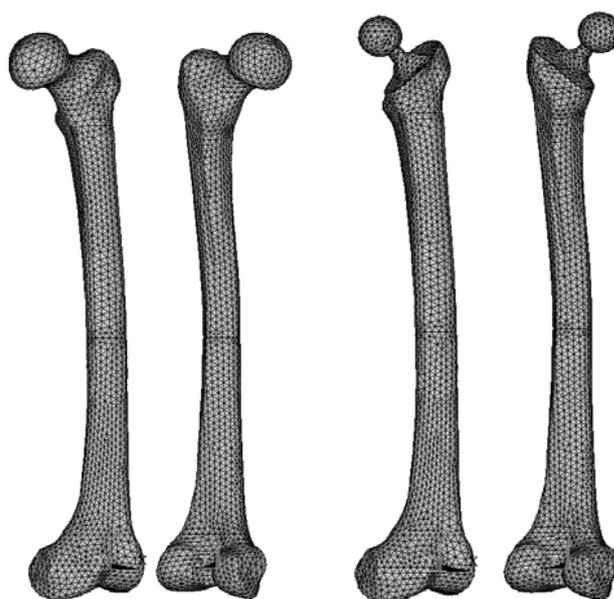


Fig 1 - Modelo de Elementos Finitos do fémur com e sem prótese

**Tabela II** - Casos testados para o Fémur com prótese

	Cabeça da Haste			Haste		
	Material	E (GPa)	$\rho$ (kg / m <sup>3</sup> )	Material	E (GPa)	$\rho$ (kg / m <sup>3</sup> )
<b>Caso 1</b>	Cobalto Crómio	230	9200	Cobalto Crómio	230	9200
<b>Caso 2</b>	Alumina (AlO)	400	3900	Isoelástico	0,609	303
<b>Caso 3</b>	Alumina (AlO)	400	3900	Titânio	110	4500
<b>Caso 4</b>	Alumina (AlO)	400	3900	Cobalto Crómio	230	9200

**3- RESULTADOS.**

**3.1- Fémur Natural**

Na figura 2 apresentam-se os primeiros 5 modos de vibração (excluindo os modos rígidos) para o fémur sem prótese enquanto que na tabela III indicam--se as frequências naturais obtidas. O segundo modo e o quarto correspondem a flexão no plano YZ (lateral-medial) e o primeiro e quinto a flexão no plano XZ. O terceiro modo é de torção.

Na tabela IV podem-se comparar os resultados obtidos no presente trabalho com uma análise experimental e numérica apresentada em Coureau *et al.* (1998a). Apesar de se tratarem de modelos diferentes; isto é, construídos a partir de fémures diferentes, os resultados apresentam uma boa

concordância. O maior erro ocorre para o modo de torção.

Para além disso é de realçar, analisando a figura 2, que os modos de vibração do fémur são muito semelhantes aos de uma viga para as mesmas condições de fronteira. De facto, para uma viga livre-livre a teoria de Bernoulli diz-nos que a razão entre as duas primeiras frequências naturais em cada plano de vibração é constante e igual a 2,75 [ver por exemplo Timoshenko *et al.* (1974)]. No estudo presente os valores obtidos foram 3,09 e 2,65 respectivamente. Este resultado mostra que um modelo simples de uma viga pode ser uma boa primeira aproximação para o fémur. Resultado este que era de esperar tendo em conta a geometria do problema e também é referido em Coureau *et al.* (1998a).



**Fig 2** - Modos de Vibração para o fémur sem prótese

**Tabela III** - Frequências fundamentais do fémur livre – livre

	Frequência (Hz)	Modo (Aproximadamente)
	308,34	Flexão – Plano YZ
2°	334,83	Flexão – Plano XZ
1°	678,66	Torção
4°	887,12	Flexão – Plano XZ
5°	954,07	Flexão – Plano YZ

**Tabela IV** - Comparação dos resultados relativos às frequências naturais do fémur

	Frequência (Hz)		
	Experimental (Couteau <i>et al.</i> 1998a)	Numérico (Couteau <i>et al.</i> 1998a)	Estudo Presente
1º	301,6	287,8	308,34
2º	353,3	364,2	334,83
3º	612,0	-	678,66
4º	886,6	819,0	887,12
5º	931,6	931,9	954,07

### 3.1- Fémur com Prótese

Na figura 3 apresentam-se os modos de vibração para o fémur com prótese para o caso de estudo 1 (cabeça da haste e haste em Co-Cr).

De notar que os modos apresentados na figura 3 são semelhantes aos do fémur natural e a todos os casos de materiais testados excepto para o caso 2 com haste isoelástica. Neste caso, tal como se pode observar na figura 4, a prótese apresenta os três primeiros modos de vibração localizados na zona da cabeça da haste da prótese. Estes modos acontecem porque neste caso a rigidez da haste da prótese é muito baixa, igual à do osso, o que leva a que ocorra uma instabilidade local na zona cilíndrica da extremidade da haste onde a área de secção da mesma é muito pequena, correspondendo a frequências de vibração aproximadamente metade das que são observadas nos outros casos.

As frequências naturais são apresentadas na tabela V de forma

comparativa para os casos do fémur com e sem prótese. Em geral as frequências fundamentais diminuem ligeiramente para quase todos os casos com prótese em relação às frequências do fémur natural, com excepção para o caso 2 (haste isoelástica) onde as frequências naturais se alteram drasticamente, pelas razões indicadas acima. Estes resultados indicam que o aumento da massa numa das extremidades do osso devido à presença da prótese é o factor predominante, no entanto, para estas condições de fronteira consideradas, a presença da prótese não tem muita influência a nível da rigidez do conjunto para os materiais normalmente utilizados na haste (Titânio e Cobalto-Crómio). De notar que os resultados numéricos obtidos concordam com os obtidos experimentalmente por Rodrigues *et al.* (2005). Na tabela 6 esta concordância é ilustrada pela comparação dos primeiros quatro modos de vibração.



**Fig 3** - Modos de Vibração para o fémur com prótese. Caso 1 (Cabeça da haste e haste em Co-Cr).

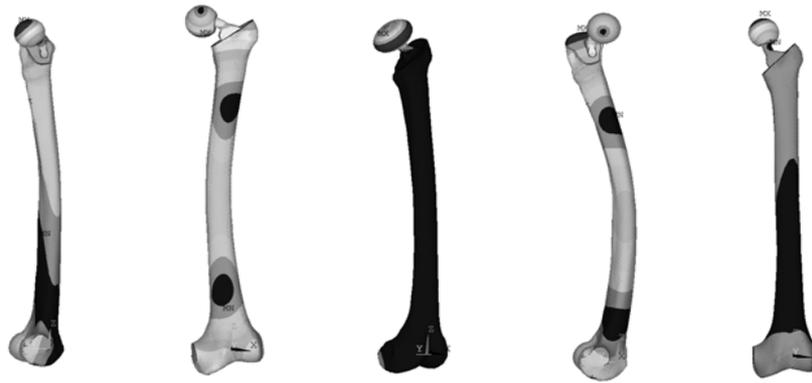


Fig 4 - Modos de Vibração para o fémur com prótese. Caso 2 (Haste isoelástica).

Tabela V - Frequências naturais para o fémur com e sem prótese

Frequência (Hz)	Fémur Natural	Caso 1 (CoCr – CoCr)	Caso 2 (AlO – ISO)	Caso 3 (AlO – Ti)	Caso 4 (AlO – CoCr)
1º	308,34	268,33	149,45	287,98	281,13
2º	334,83	286,89	155,61	314,44	306,09
3º	678,66	596,31	272,10	652,08	647,04
4º	887,12	820,95	363,89	870,86	873,78
5º	954,07	923,17	393,14	986,10	955,74

Tabela VI - Comparação dos resultados numéricos com valores experimentais

Frequência (Hz)	Caso 1 (CoCr – CoCr)	Experimental (Rodrigues <i>et al.</i> 2005)
1º	268,33	284
2º	286,89	300
3º	596,31	578
4º	820,95	798

### 3- DISCUSSÃO.

Neste trabalho apresentou-se uma análise modal computacional para um fémur com e sem prótese. Os resultados obtidos apresentam uma concordância muito boa com resultados experimentais e computacionais existentes na literatura [Couteau *et al.* (1998a, 1998b), Rodrigues *et al.* (2004, 2005)], apesar de se tratarem de modelos diferentes, construídos a partir de geometrias distintas.

Da análise efectuada ao fémur com uma prótese total da anca implantada, nota-se que os modos de vibração não se alteram para todos os casos de materiais considerados, excepto no caso 2. Em termos gerais, as frequências fundamentais

diminuem para quase todos os casos com prótese em relação às frequências do fémur natural. Pode-se também concluir que excepto para a haste isoelástica, a presença da prótese não tem muita influência a nível da rigidez do conjunto para estas condições de fronteira. Este resultado para a prótese isoelástica é mais um factor a ter em conta na utilização deste tipo de próteses, o qual pode contribuir para o seu limitado sucesso apesar de diminuição do fenómeno de *stress shielding* [Adam *et al.* (2002), Weinans *et al.* (1992)]

A análise modal do fémur com base em modelos tridimensionais construídos a partir de informação clínica pode ter viabilidade no futuro como método de identificação de patologias que alterem as

propriedades estruturais do osso. Relativamente ao fémur com prótese implantada pode-se concluir que os materiais utilizados para o fabrico da prótese podem ser escolhidos de forma a minimizar as alterações estruturais do conjunto em relação ao fémur natural. O trabalho revela também que as combinações de materiais actualmente mais utilizadas produzem resultados bastante razoáveis em termos do comportamento dinâmico do conjunto osso-prótese, próximo daquele observado no fémur sem prótese. A determinação experimental das frequências naturais para o fémur implantado com próteses de diferentes materiais poderá ser importante na validação dos resultados numéricos aqui apresentados.

## AGRADECIMENTOS

À FCT pelo financiamento através do projecto PRAXIS/P/EME/12002/1998 e bolsa SFRH/BM/16708/2004/IBS4.

## REFERÊNCIAS

- Adam F., Hammer, D. S., Pfautsch S., and Westermann K., (2002) *Early Failure of Press-Fit Carbon Fiber Hip Prosthesis With Smooth Surface*, The Journal of Arthroplasty, 17, pp.217-223.
- Couteau B., Hobatho M.C., Darmana R., Brignola J.C., Arlaud J.Y., (1998a), *Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties*. Journal of Biomechanics 31, 383-386.
- Couteau B., Hobatho M.C., Darmana R., Arlaud J.Y., Brignola J.C. (1998b), *Experimental and Numerical Modal Analysis of a normal and implanted human femur*. 11<sup>th</sup> Conference of the ESB, Toulouse, France.
- Dias Rodrigues J.F., Lopes H., de Melo F.Q. e Simões J.A., *Experimental Modal Analysis of a Synthetic Composite Fémur*, Experimental Mechanics, 44, no. 1, pp. 29-32, 2004.
- Dias Rodrigues J.F., Moreira R.S., e Simões J.A., *Análise Experimental das frequências naturais de fémures com próteses da anca*, 1<sup>o</sup> Encontro de Biomecânica, Abrantes, pp. 27-31, 2005.
- Taylor W. R., Roland E., Ploegs H., Hertig D., Klabunde R., Warner M. D., Hobatho M. C., Rakotomanana L., Clift S. E., 2002, *Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis*, Journal of Biomechanics 35, 767-773.
- Thomsen J.J., (1990), *Modelling human tibia structural vibrations*. Journal of Biomechanics 23, 215-228.
- Timoshenko S., Young D. C., Weaver Jr. W. (1974), *Vibrations Problems in Engineering*, 4<sup>th</sup> Edition, Wiley.
- Viceconti M., Casali M., Massari B., Cristofolini L., Bassini S. and Toni A., 1996, *The 'Standardized Femur Program' Proposal for a Reference Geometry to be Used for The Creation of Finite Element Models of the Femur*, Journal of Biomechanics, 29, no. 9 p. 1241.
- Weinans H., Huiskes R. and Grootenboer H. J. (1992), *Effects of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodeling*, Journal of Orthopaedic Research 10, 845-853.