



CNB 2015

ATAS DO
6º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA
PROCEEDINGS OF THE
6TH PORTUGUESE CONGRESS ON BIOMECHANICS



COMISSÃO ORGANIZADORA / ORGANIZING COMMITTEE

Rui B. Ruben, CDRsp-ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Milena Vieira, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Carlos Campos, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Henrique A. Almeida, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Jorge Siopa, ESTG, Instituto Politécnico de Leiria
Paulo Bártoło, Manchester Biomanufacturing Centre, University of Manchester
João Folgado, LAETA, IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa

PATROCÍNIOS E APOIOS INSTITUCIONAIS / SPONSORSHIP AND INSTITUTIONAL SUPPORT



COMISSÃO CIENTÍFICA / *SCIENTIFIC COMMITTEE*

Adélia Sequeira, IST-U Lisboa
Amílcar Ramalho, CEMUC-U Coimbra
António Manuel Godinho Completo, U Aveiro
António J. Figueiredo, FCDEF-U Coimbra
António Ramos, U Aveiro
António José Rocha Martins da Silva, U Trás-os-Montes e Alto Douro
António Veloso, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa
Aurélio Marques, UBI
Ausenda Mendes, CDRsp-IP Leiria
Daniela Barroso Cipreste Vaz, FCT-U Coimbra – ESSLei-IP Leiria
Eduardo Borges Pires, ICIST-IST-U Lisboa
Elza M. M. Fonseca, IP Bragança
Fernanda Gentil - IDMEC-FEUP – ESTSP
Fernando Simões, DECivil-IST-U Lisboa
Filipa Oliveira da Silva João, FMH-U Lisboa
Filipe Carvalho, CMRRC-Rovisco Pais
Gilberto Costa, FM-U Porto
Gonçalo Dias, FCDEF-U Coimbra – CIDAF
Hélder Rodrigues, IST-U Lisboa
Jacinto Monteiro, FM-U Lisboa
Joana Reis, Dep. Medicina Vet.-E. de Ciências e Tecnologias-U Évora-CICECO-U Aveiro
João Folgado, IDMEC-IST-U Lisboa
João M. C. S. Abrantes, MovLab-U Lusófona de Humanidades e Tecnologias
João Manuel Tavares, FEUP
João Paço, Hospital CUF, FML-U Lisboa
Paulo Flores, U Minho
J. Paulo Vilas-Boas, CIFI2D-LABIOMEPE- Faculdade de Desporto-U Porto
Jorge Ambrósio, IST-U Lisboa
Jorge Belinha, FEUP
Jorge Laíns, CMRRC-Rovisco Pais
José Alberto Duarte, CIAFEL-Faculdade de Desporto-U Porto
José Potes, Dep. Medicina Veterinária-Escola de Ciências e Tecnologias-U Évora
José Reis Campos, FMDUP
José Manuel Casanova, FM-U Coimbra
José Oliveira Simões, U Aveiro
Leandro Machado, Faculdade de Desporto-U Porto
Lídia Carvalho, INESC-Porto
Luís Roseiro, ISEC-IP Coimbra
Luisa Costa Sousa, FEUP
Manuel Gutierrez, FM-U Porto
Marco Parente, FEUP
Maria Augusta Neto, U Coimbra
Mário Augusto Vaz, INEGI-FEUP
Mário Forjaz Secca, Dep. de Física-F. de Ciências e Tecnologia-U Nova de Lisboa
João Gamelas, Nova Medical School-U Nova de Lisboa
Miguel Tavares da Silva, IST-U Lisboa
Miguel Velhote Correia, INESC TEC-FEUP-LABIOMEPE
Paulo Piloto, IP Bragança
Paulo R. Fernandes, IST-U Lisboa
Pedro G. Coelho, DEMI-FCT-U Nova de Lisboa
Pedro Martins, IDMEC-FEUP
Pedro G. Morouço, CDRsp-IP Leiria
Renato Natal Jorge, FEUP
Rita Santos Rocha, ESDRM-IP Santarém – CIPER-FMH-U Lisboa
Ronaldo Gabriel, U Trás-os-Montes e Alto Douro
Rui Lima, IP Bragança – CEFT-FEUP
Rui Miranda Guedes, POLO-INEGI-FEUP do Labiomepe
Vera Moniz-Pereira, Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional-FMH-U Lisboa

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES FEMORAIS COM RIGIDEZ VARIÁVEL

Kelly Magalhães¹, Elza M. M. Fonseca², João Ribeiro³, Ana I. Pereira⁴

¹ Mestrado Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; kellymagalhaes@hotmail.com

² Departamento de Mecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; efonseca@ipb.pt

³ Departamento de Tecnologia Mecânica, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; jribeiro@ipb.pt

⁴ Departamento de Matemática, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal; apereira@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: Prótese, Rigidez variável, Fémur proximal, Ansys

RESUMO: *O presente trabalho tem como objetivo apresentar uma análise biomecânica para avaliar o desempenho de próteses femorais com rigidez variável, através de modelos numéricos simplificados. Os modelos serão obtidos nos módulos estrutural e de otimização do programa Ansys. Numa primeira fase do trabalho foram desenvolvidos modelos numéricos bidimensionais de próteses com rigidez constante, e posteriormente modelos de próteses de rigidez variável, com variação de material longitudinal e transversal. Os modelos de rigidez variável foram otimizados atendendo à geometria e ao material da prótese.*

1 INTRODUÇÃO

As tensões provocadas por uma prótese conduzem a uma alteração morfológica, podendo mesmo causar a rotura da ligação entre o osso e a prótese, levando assim ao insucesso clínico.

Neste trabalho são apresentados diferentes modelos numéricos bidimensionais, baseados no método de elementos finitos, obtidos com o módulo estrutural do Ansys. Estes modelos permitirão a avaliação do desempenho de próteses convencionais e não convencionais. Os modelos simplificados e utilizados neste trabalho foram baseados num modelo geométrico validado por Huiskes et al. [1], [2] e em modelos semelhantes referenciados por outros autores [3].

Alguns autores discutiram quais as causas para ocorrer o insucesso na artroplastia da anca, propondo diversas geometrias de próteses. No entanto, é necessário ter aspetos relacionados com o efeito de *stress-shielding* e a migração da prótese [4].

Estudos revelam que a solução do problema é efetuada com a utilização de uma prótese com a zona proximal mais rígida e a zona distal mais flexível [5].

Neste trabalho foram considerados dois tipos de geometria, permitindo assim verificar as vantagens dos diferentes materiais em estudo. Nos modelos de próteses convencionais considerou-se uma prótese flexível a distal e rígida a proximal; uma outra prótese foi considerada mais rígida na zona interna e flexível na zona externa. Os modelos de rigidez variável foram posteriormente otimizados de modo a minimizar as tensões, aliviando assim o efeito de *stress-shielding* e os micromovimentos da interface.

2 ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES CONVENCIONAIS

A Fig. 1 apresenta uma prótese convencional, com a geometria do osso e da prótese para estudo.

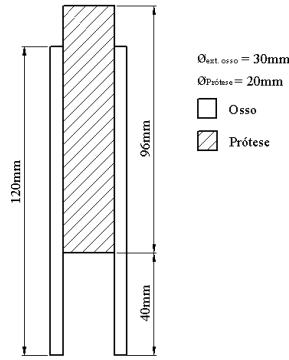


Fig 1. Modelo de prótese convencional.

Foram considerados três materiais distintos para a prótese convencional (Cobalto-Crômio, Titânio, Isoelástico). A Tab. 1 representa os materiais e as suas propriedades.

Tab. 1 Módulo de elasticidade dos materiais.

Material	Módulo Elasticidade, GPa
Osso	20
Cobalto-Crômio	200
Titânio	100
Isoelástico	20

Foram considerados dois modelos bidimensionais distintos: o primeiro é um modelo em estado plano de tensão com elementos planos de 4 nós onde foi aplicado um momento fletor (M) de 1000Nmm, o segundo é um modelo axissimétrico com 4 nós e com a aplicação de uma carga axial (P) de 350N. A Fig. 2 apresenta os modelos e respetivas malhas.

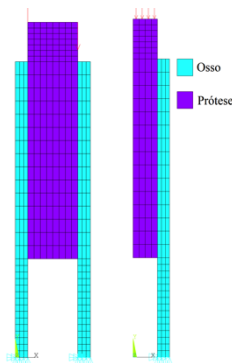


Fig. 2 Malhas dos modelos convencionais.

As Fig. 3 e 4 apresenta os resultados obtidos da tensão de corte ao longo da interface osso-prótese nos modelos bidimensionais.

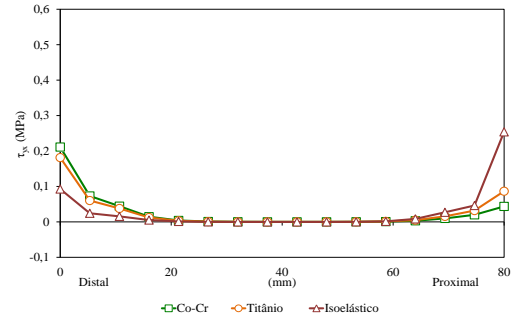


Fig. 3 Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, quando aplicado um momento fletor.

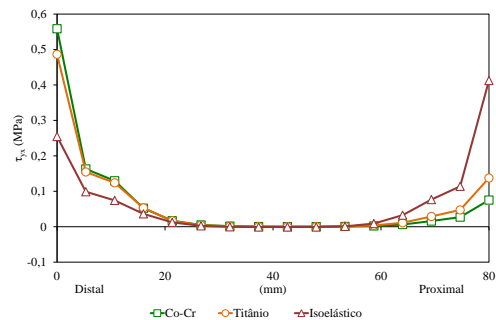


Fig. 4 Tensão de corte no comprimento da interface osso-prótese, quando aplicado uma carga axial.

Comparando os modelos, quando sujeitos a flexão ou a uma carga axial, o comportamento é semelhante. Verifica-se que a tensão na zona medial da prótese é quase nula e mantém-se constante em todos os modelos. Nas extremidades da interface, as tensões são mais elevadas devido a ser uma zona de maior concentração de tensão. A maior tensão é registada na zona distal provocada pela prótese de Co-Cr, ocorrendo a situação inversa na zona proximal do modelo. A prótese isoelástica apresenta tensões mais baixas na zona distal e mais elevadas na zona proximal. Os picos de tensão nas extremidades dos modelos podem levar à movimentação da prótese, soltando-a e dificultando a formação de tecido ósseo nessas regiões. Uma das soluções para diminuir os picos de tensão e favorecer a reabsorção de tecido ósseo, é

considerar uma prótese mais flexível a distal e mais rígida na zona proximal da interface osso-prótese, promovendo um alívio das tensões.

3 ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES DE RIGIDEZ VARIÁVEL

A Fig. 5 apresenta os modelos de prótese de rigidez variável. As propriedades utilizadas são as referidas na Tab. 1 No primeiro modelo considerou-se a prótese mais flexível a distal e rígida a proximal ($RV_i(T)$), o segundo modelo é mais rígido na zona interna e flexível na zona externa ($RV_i(L)$). Pretende-se comparar o valor das tensões de corte obtidas entre os modelos da prótese de titânio e de rigidez variável.

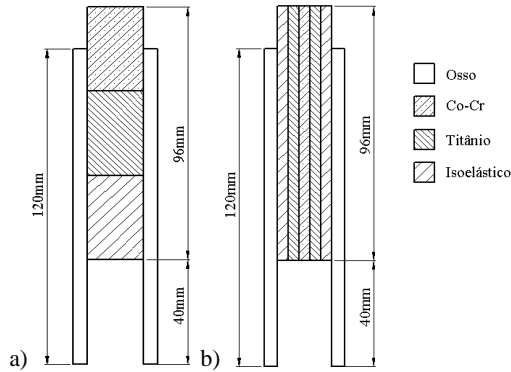


Fig. 5 Modelos de próteses de rigidez variável: a) $RV_i(T)$ e b) $RV_i(L)$.

Para serem comparados com os resultados obtidos anteriormente nos modelos com próteses de rigidez constante, foi estudado a tensão de corte na interface do modelo osso-prótese sujeito ao mesmo momento fletor e à mesma carga axial.

A Fig. 6 apresenta os quatro modelos em estudo, com as suas respectivas malhas e constrangimentos na base.

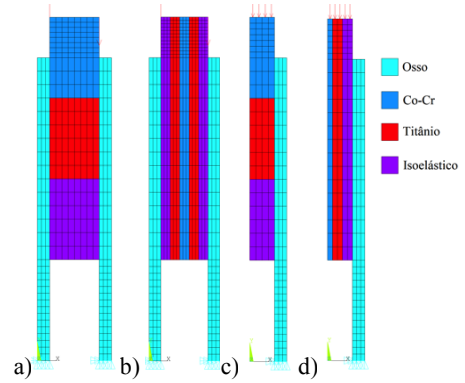


Fig. 6 Malhas dos modelos de próteses de rigidez variável: a) $RV_i(T)_M$, b) $RV_i(L)_M$, c) $RV_i(T)_P$ e d) $RV_i(L)_P$

As Fig. 7 e 8 apresentam os resultados das tensões de corte na interface osso-prótese nos modelos simplificados de rigidez variável, comparados com os valores do modelo em titânio.

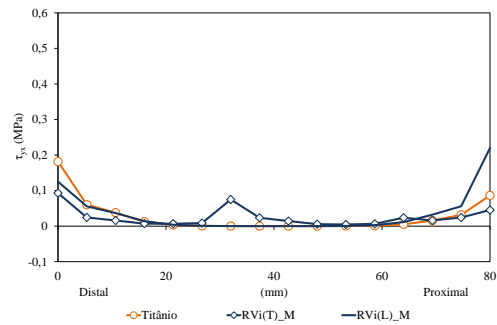


Fig. 7 Tensão de corte nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese de titânio à flexão.

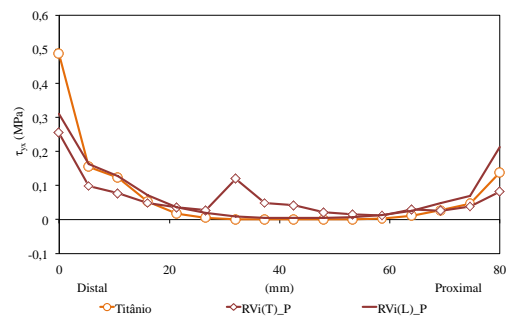


Fig. 8 Tensão de corte nos modelos de rigidez variável e no modelo da prótese de titânio em carga axial.

Como era pretendido, verifica-se uma diminuição das tensões na zona distal em todos os modelos. Na zona proximal, os modelos $RV_i(L)$ apresentam valores mais elevados do que o modelo com prótese de titânio. Nos modelos $RV_i(T)$ aos 32mm e

aos 64mm verifica-se um aumento das tensões devido à mudança de material ao longo da prótese. Mais uma vez, os modelos apresentam um comportamento semelhante quando é aplicado um momento fletor ou uma carga axial. A partir destes modelos foi possível verificar as vantagens dos diferentes materiais em estudo, conseguindo uma diminuição das tensões nas extremidades, diminuindo o efeito de *stress-shielding* e favorecendo a formação de tecido ósseo.

4 ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES OTIMIZADAS

Recorrendo ao módulo de otimização do *Ansys* pretende-se determinar qual o modelo de prótese capaz de produzir tensões de corte na interface osso-prótese com os menores valores. Este método é implementado através de um algoritmo externo de programação APDL. Utilizando os modelos de rigidez variável anteriores, pretende-se criar um código capaz de alterar a distribuição de material, com base na geometria da prótese, e restringir as tensões na interface, através da minimização do volume, baseado num projeto ideal através do método de elementos finitos. Com base nos resultados anteriores, considerou-se que a tensão de corte máxima era uma variável de estado e em todos os modelos só podia variar entre -0,8 e 0,3 MPa. A geometria da prótese podia variar, de acordo com as variáveis de projeto definidas como parâmetros a calcular H1 e H2. Na Fig. 9 estão representados os modelos em estudo e as zonas que podem sofrer alterações.

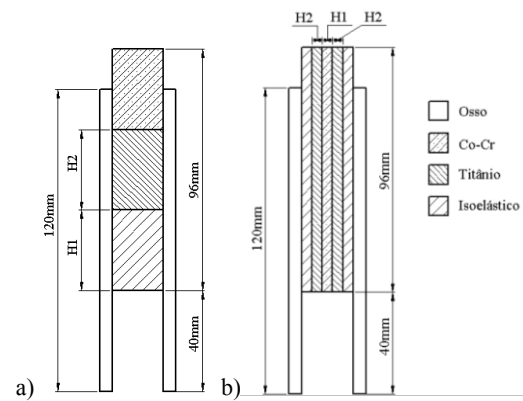


Fig. 9 Modelos de otimização e zonas possíveis de sofrer alterações: a) $RV_o(T)$ e b) $RV_o(L)$.

Tal como anteriormente, foi aplicado um momento fletor de 1000Nmm e uma carga axial de 350N, com constrangimentos na base do modelo, para comparação com os modelos não otimizados. A Tab. 2 apresenta os valores de H1 e H2 para cada modelo.

Tab. 2 Variáveis de projeto.

Modelos	H1 (mm)	H2 (mm)
$RV_o(T)_M$	10-40	10-40
$RV_o(L)_M$	1-6	1-6
$RV_o(T)_P$	10-40	10-40
$RV_o(L)_P$	1-5	1-6

A Fig. 10 apresenta os resultados obtidos da variação do material ao longo da prótese.

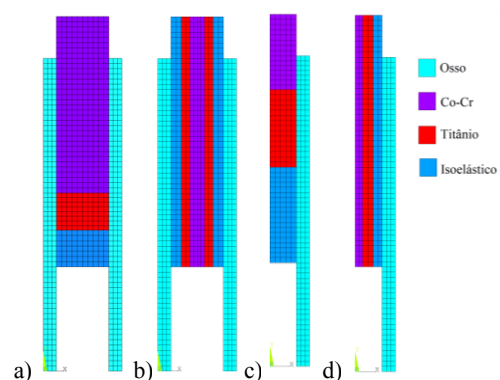


Fig. 10 Modelos finais otimizados: a) $RV_o(T)_M$, b) $RV_o(L)_M$, c) $RV_o(T)_P$ e d) $RV_o(L)_P$.

Nos modelos onde é aplicado o momento fletor verifica-se uma maior concentração do material mais rígido (Co-Cr), o material que se encontra em menor quantidade é o

Titânio. O modelo $RV_o(T)_P$ apresenta maior quantidade de material isoelástico. Nas Fig. 11 e 12 visualizam-se os resultados obtidos na interface dos modelos.

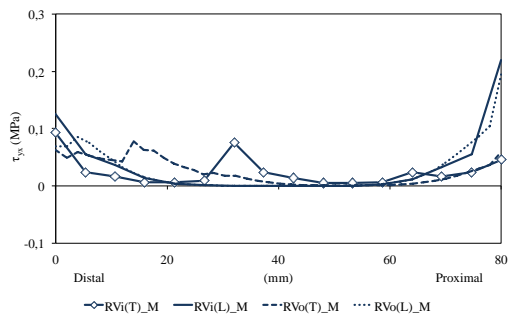


Fig. 11 Modelos RV_o_M comparados com RV_i_M .

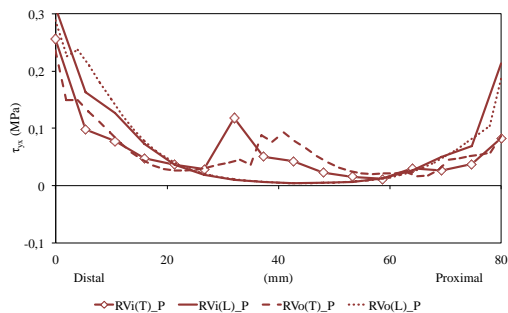


Fig. 12 Modelos RV_o_P comparados com RV_i_P .

Na zona distal verifica-se uma diminuição das tensões em todos os modelos otimizados. Na zona proximal apenas os modelos com variação de material longitudinal apresentaram diminuição das tensões. É possível concluir que a alteração da quantidade de material pode prevenir a migração da prótese no fémur.

5 CONCLUSÕES

Após a análise dos modelos de rigidez constante efetuou-se o estudo de modelos de rigidez variável, tendo sido considerado uma prótese mais flexível a distal e mais rígida na zona proximal, uma prótese mais rígida na zona interna e mais flexível na zona externa. Os resultados confirmaram uma diminuição das tensões de corte nas extremidades da prótese.

Com base nos modelos de rigidez variável recorreu-se ao módulo de otimização do

Ansys, para elaborar um código que permita a alteração da área do material da prótese, sem alteração da geometria do conjunto osso-prótese, e ainda com objetivo da diminuição das tensões. Os resultados foram comparados com os modelos não otimizados verificando-se uma diminuição das tensões, como pretendido, registando-se um aumento do material mais rígido (Co-Cr). Os modelos otimizados apresentaram todos uma solução possível de projeto.

Os modelos que apresentam melhores resultados nas extremidades são os de variação de material transversal. Contudo, apresentam picos de tensões na zona medial que pode ser prejudicial e não promover uma boa fixação nessa zona. A otimização dos modelos permitiu criar próteses com áreas de material distintas, permitindo assim uma maior diminuição das tensões nos pontos mais críticos.

REFERÊNCIAS

- [1] R. Huiskes, "Stress-analyses of implanted orthopaedic joint prostheses for optimal design and fixation", *Acta Orthopaedica Belgica*, Vol. 6, nº 46, 711 – 727, 1980.
- [2] R. Huiskes, H. Weinans, H.J. Grootenboer, M. Dalstra, B. Fudala, T.J. Slooff, "Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis", *J. Biomechanics*, Vol. 20, nº 11/12, 1135 – 1150, 1987.
- [3] J.H. Kuiper, R. Huiskes, "Mathematical Optimization of Elastic Properties: Application to cementless Hip Stem Design", *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, 166 – 174, 1997.
- [4] J.A. Simões, A.T. Marques, "Design of composite hip femoral prosthesis", *Materials and Design*, Vol. 26, nº2005, 391 – 401, 2004.
- [5] J.A. Simões, A.T. Marques, G. Jeronimidis, "Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis", *Composites Science and Technology*, Vol. 60, nº2000, 559 – 567, 1999.