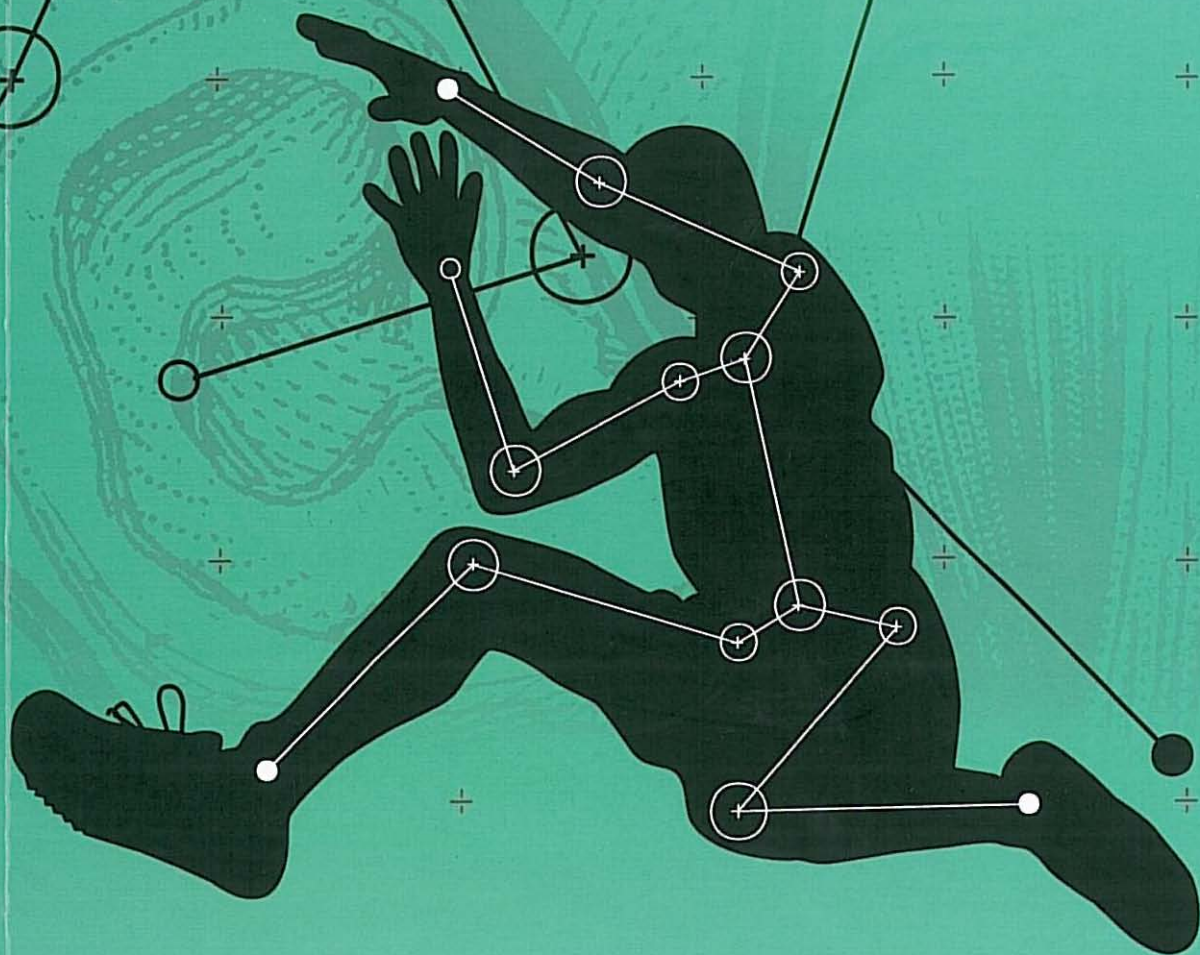


# 4º Congresso Nacional de Biomecânica

Coimbra | Portugal  
4-5 Fevereiro de 2011



SOCIEDADE  
PORTUGUESA  
BIOMECÂNICA

Editores  
Luís Roseiro  
Augusta Neto

Título: *4º Congresso Nacional de Biomecânica*  
Organização: *Luis Roseiro e Augusta Neto*  
Editor: *Sociedade Portuguesa de Biomecânica*

Produção Gráfica: *Ediliber - Editora de Publicações e Artes Gráficas, Lda*  
*Coimbra - Portugal*

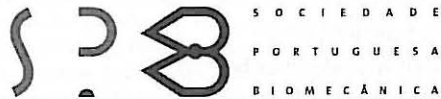
Depósito Legal: 322479/11

ISBN: 978-989-97161-0-0

Todos os direitos reservados. Nenhuma parte desta publicação pode ser reproduzida ou transmitida de qualquer outra forma ou por qualquer meio, electrónico ou mecânico, incluindo fotocópia, gravação ou outros, sem prévia autorização escrita da editora.

## ACTAS DO

# 4º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA



### COMISSÃO ORGANIZADORA

Nuno Ferreira Rilo, DEM, Universidade de Coimbra  
Luis Manuel Roseiro, DEM, Instituto Politécnico de Coimbra  
Maria Augusta Neto, DEM, Universidade de Coimbra

Mário Augusto Vaz, DEMEGI, Universidade do Porto  
José A. O. Simões, DEM, Universidade de Aveiro  
Paulo R. A. Fernandes, DEM, Instituto Superior Técnico  
Fernando Fonseca, FM, Universidade de Coimbra  
Rogério Pereira Leal, DEM, Universidade de Coimbra  
Fernando Guerra, FM, Universidade de Coimbra  
Ana Paula Amaro, DEM, Universidade de Coimbra



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA



FCT  
Fundação para a Ciência e a Tecnologia



DISTRIM  
DISTRIBUIÇÃO DE MATERIAIS



UNIVERSIDADE DE COIMBRA  
CENTRO DE INVESTIGAÇÃO  
SANT'ANNA  
A-VELHA



## COMISSÃO CIENTÍFICA

António Silva, Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro  
António Torres Marques, DEMEGI, Universidade do Porto  
António Veloso, FMH, Universidade Técnica de Lisboa  
Eduardo Borges Pires, DECivil, Instituto Superior Técnico  
Fernando Simões, DECivil, Instituto Superior Técnico  
Filomena Carmide, FMH, Universidade Técnica de Lisboa  
Hélder C. Rodrigues, DEM, Instituto Superior Técnico  
Jacinto Monteiro, FML, Universidade de Lisboa  
Jan Cabri, DPP, Norwegian School of Sport Sciences  
João Abrantes, Universidade Lusófona  
João Folgado, DEM, Instituto Superior Técnico  
João Levy Melancia, FML, Universidade de Lisboa  
João P. Vilas-Boas, FADE, Universidade do Porto  
Jorge Ambrósio, DEM, Instituto Superior Técnico  
Jorge Seabra, Hospital Pediátrico de Coimbra  
José Caeiro Potes, DMV, Universidade de Évora  
José Dias Rodrigues, DEMEGI, Universidade do Porto  
José Manuel Casanova, FM, Universidade de Coimbra  
José Reis Campos, FMD, Universidade do Porto  
Maria A. Castro, ESTESC, Instituto Politécnico de Coimbra  
Mário Secca, FCT, Universidade Nova de Lisboa  
Miguel Tavares Silva, DEM, Instituto Superior Técnico  
Paula Cristina V. Tavares, FCDEF, Universidade de Coimbra  
Paula Piedade, DEM, Universidade de Coimbra  
Paulo A. G. Piloto, ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança  
Paulo Flores, DEM, Universidade do Minho  
Pedro Carvalhais, HUC, Hospitais da Universidade de Coimbra  
Pedro Miguel Gomes Nicolau, FM, Universidade de Coimbra  
Renato Natal Jorge, DEMEGI, Universidade do Porto  
Rui Miguel Barreiros Ruben, Instituto Politécnico de Leiria  
Rui Mendes, ESEC, Instituto Politécnico de Coimbra  
Rui Miranda Guedes, DEMEGI, Universidade do Porto

## COMISSÃO DE HONRA

Governador Civil de Coimbra  
Presidente da Câmara Municipal de Coimbra  
Presidente da FCTUC  
Presidente do IPC  
Presidente da Sociedade Portuguesa de Biomecânica

## ANÁLISE DE DEFORMAÇÕES PROVOCADAS POR UMA PRÓTESE PARCIAL FIXA EM TECIDO ÓSSEO MANDIBULAR

Paulo Piloto<sup>1</sup>, André Correia<sup>2</sup>, Mário Vaz<sup>3</sup>, J. C. Reis Campos<sup>2</sup> e Hernâni Lopes<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Mecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Bragança; [ppiloto@ipb.pt](mailto:ppiloto@ipb.pt), [hlopes@ipb.pt](mailto:hlopes@ipb.pt)

<sup>2</sup> Fac. Medicina Dentária, Universidade do Porto; [correia.andre@gmail.com](mailto:correia.andre@gmail.com), [reiscampos@gmail.com](mailto:reiscampos@gmail.com)

<sup>3</sup> Departamento de Engenharia Mecânica, Fac. Engenharia da Universidade do Porto; [gmavaz@fe.up.pt](mailto:gmavaz@fe.up.pt)

**PALAVRAS CHAVE:** Prótese Parcial Fixa, Implantes, Medição de Deformações

**RESUMO:** *Um dos objectivos da medicina dentária é a substituição dos dentes ausentes, ou dos dentes extensamente destruídos, por estruturas protéticas que possibilitem uma reabilitação funcional e estética do sistema estomatognático. Este artigo estuda o efeito biomecânico da interacção de uma prótese parcial fixa com o tecido ósseo mandibular. Através de um estudo experimental "in-vitro", foram medidas as deformações no tecido ósseo cortical e na prótese dentária, resultantes da acção mandibular. Os resultados são validados com uma simulação numérica.*

### 1 INTRODUÇÃO

Um dos aspectos mais interessantes da biomecânica da reabilitação protética implanto-suportada está relacionado com a determinação do esforço sobre o implante e como este é transmitido ao tecido ósseo. As deformações que resultam desta actividade podem condicionar o processo de osteointegração. A micro-estrutura do osso pode assim ficar afectada pelo campo de deformações desenvolvido por acção mecânica. O processo de remodelação óssea depende da actividade mecânica e biológica, razão pela qual diversos investigadores decidiram medir e validar o valor das deformações na zona dos implantes.[1-3]

### 2 ESTUDO EXPERIMENTAL

Neste trabalho, é utilizada uma prótese parcial fixa de três elementos suportada por dois implantes, com vista à substituição de três dentes posteriores, importantes para um desempenho eficaz da actividade mastigatória. Trata-se de uma prótese com uma infra-estrutura em zircónia, maquinada num sistema CAD-CAM (CEREC, SIRONA) e com um

revestimento cerâmico manual, desenvolvido em laboratório dentário.

Para avaliar o desempenho do caso em estudo, foram medidas as deformações no tecido ósseo cortical, na zona circundante dos implantes na direcção mesio-distal, de ambos os lados (labial e lingual). Estas medições, depois de validadas numericamente, servem para validar o campo de deformações no interior de todos os materiais.

Para a análise experimental "in-vitro" das deformações causadas por uma prótese parcial fixa numa mandíbula, foram utilizadas duas próteses de três elementos, representativas das posições dentárias 34-35-36, cimentadas sobre pilares maciços aparafusados a implantes (Straumann®), em material de titânio, fixos numa estrutura óssea representativa de uma mandíbula, ver figura 1.

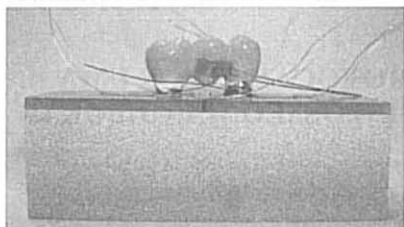


Fig. 1 Prótese parcial fixa de três elementos e bloco de tecido ósseo.

Os ensaios de flexão foram realizados em laboratório, tendo sido construída uma estrutura rígida de interface para sollicitação da prótese mandibular, ver figura 2.

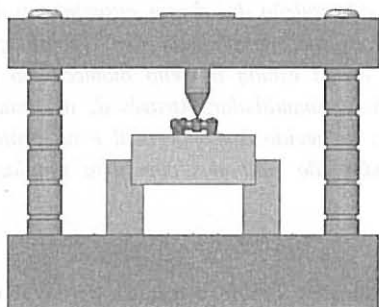


Fig. 2 Modelo da estrutura rígida de interface.

O bloco de tecido ósseo foi apoiado nas duas extremidades laterais e a prótese foi sollicitada através de uma força pontual, aplicada na fossa do pântico (dente em falta), com incrementos de carga de 35 [N], utilizando um sistema mecânico apropriado, ver figura 3.

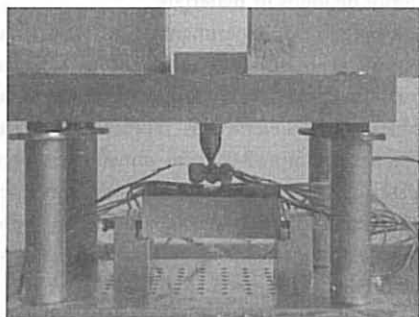


Fig. 3 Ensaio da prótese 1.

Foram definidas zonas de medição da deformação, tendo em consideração a zona peri-implantar. Na figura 4 estão

representadas duas camadas de tecido, sendo que a camada cortical (1) possui uma espessura de 2 [mm], enquanto a camada trabecular (2) possui uma espessura de 18 [mm].

Foram colocados cinco extensómetros na superfície superior da camada cortical (EA, EB, EC, ED e EE) e mais dois extensómetros no pântico para medição da deformação na direcção mesio-distal (ED2) e na direcção apical-incisal (ED1).

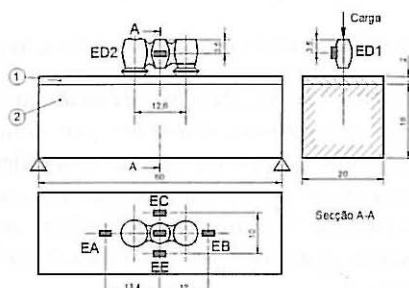


Fig. 4 Identificação dos locais de medição das deformações.

Para medição das deformações foram utilizados extensómetros HBM 1-LY18-3/350 para aplicação em materiais plásticos.

O bloco do tecido ósseo de 3ª geração foi adquirido na empresa Sawbones, sendo constituído por fibra de vidro epoxy e por espuma de poliuretano, com massa específica de 1.7 [g/cm<sup>3</sup>] e 0.48 [g/cm<sup>3</sup>], respectivamente. Estes materiais apresentam propriedades mecânicas consistentes com os materiais de uma estrutura mandibular e constituem um meio alternativo para ensaio do tecido ósseo cortical e trabecular.

Nas figuras 5-6 estão representados os resultados dos ensaios de flexão efectuados em duas próteses. As medições foram efectuadas com incrementos de força até um valor limite de 350 [N]. Este valor é inferior ao valor médio de rotura, medido para o colapso de três prótese parcial fixas, (1463 [N]).

A deformação medida varia linearmente com o incremento da força.

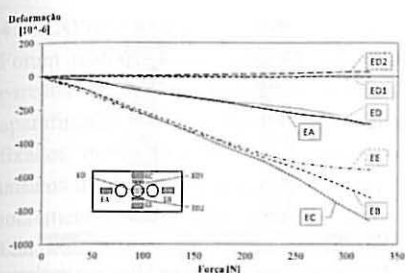


Fig. 5 Deformações com prótese 1, ensaio flexão.

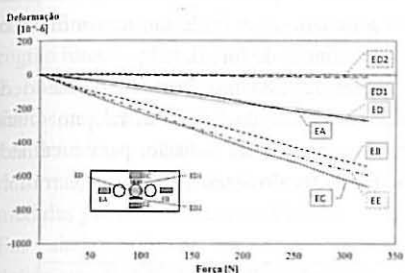


Fig. 6 Deformações com prótese 2, ensaio flexão.

Os resultados obtidos com as duas próteses são semelhantes e coerentes. As zonas que apresentam maiores valores de deformação estão localizadas nas extremidades vestibular (EE) e lingual (EC). O valor da deformação por baixo da zona do pântico (ED) apresenta um valor de deformação, na direcção mesial-distal, próximo das zonas circundantes dos implantes, eliminando qualquer incerteza em relação a ausência de actividade mecânica.

O valor da deformação medida na posição EB não coincide com o valor medido em EA pelo facto da posição dos extensómetros não ser simétrica em relação ao ponto de aplicação da carga.

O valor das deformações medido nas posições ED1 e ED2 é muito pequeno, quando comparado com os valores obtidos no tecido ósseo. Este resultado está relacionado com o elevado valor relativo do módulo de elasticidade do material utilizado na infra-estrutura das próteses (zircónia).

A reprodutibilidade do ensaio de flexão é boa, podendo explicar as pequenas diferenças nas deformações de ambos ensaios pela eventual pequena diferença de geometria de revestimento de cada prótese.

### 3 ESTUDO NUMÉRICO

Para validar os resultados experimentais, foi definido um modelo numérico. O modelo sólido da infra-estrutura da prótese foi obtido directamente do sistema CEREC®, enquanto todas as restantes partes foram objecto de modelação com sólidos paramétricos, ver figura 7.

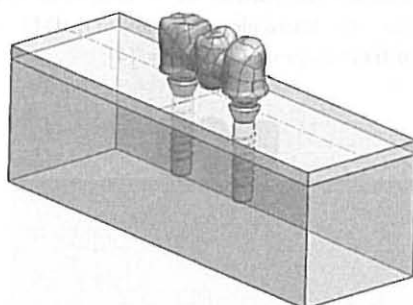


Fig. 7 Modelo sólido do bloco, implantes pilares e prótese.

A simulação foi efectuada em regime linear, considerando um comportamento distinto para os cinco materiais, ver tabela 1.

Tabela 1 Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade [GPa]	Coefficiente de Poisson [-]
Ossos trabecular	0.518	0.30
Ossos cortical	10.000	0.30
Cerâmica rev.	66.900	0.29
Titânio	105.000	0.37
Zircónia	250.000	0.34

O modelo foi construído com elementos tetraédricos, possuindo 107145 nós e 573743 elementos. A malha não estruturada foi refinada no revestimento cerâmico da prótese, ver figura 8, pelo facto de esta apresentar uma espessura média que varia entre 0.5 e 1.0 [mm].

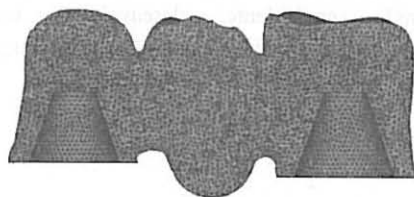


Fig. 8 Malha utilizada para prótese.

Foi considerada uma ligação perfeita entre todos os materiais em geral, e entre a prótese e os pilares em particular. Esta ligação foi simulada para representar o efeito da adesão do cimento TempoSIL.

Na figura 9 está representado o modelo de elementos finitos completo, utilizando elementos tetraédricos de 8 nós, com três graus de liberdade por nó SOLID45 e SOLID65 do programa Ansys, [4].

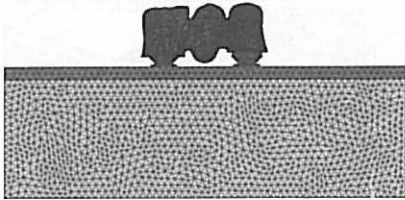


Fig. 9 Malha com modelo completo.

Os resultados numéricos aproximam-se dos resultados experimentais, com excepção do valor calculado para ED, ver figura 10.

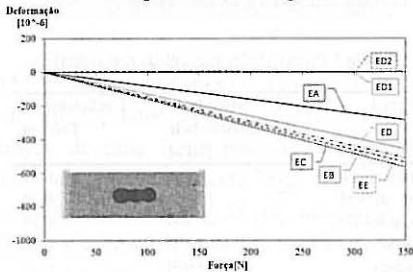


Fig. 10 Deformações com modelo numérico, ensaio flexão.

A validação do modelo numérico por comparação dos resultados às medições experimentais, permite que se possa analisar, em pormenor, o efeito da carga sobre os implantes e sobre o tecido ósseo trabecular e cortical.

Na figura 11 está representado o campo de tensão equivalente, desenvolvido nos implantes e nos pilares, para o valor de carga correspondente a 348 [N] (referência).

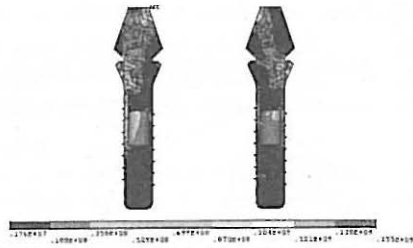


Fig. 11 Tensão equivalente de von Mises nos implantes e pilares, num corte ortogonal ao plano de oclusão.

Neste corte é possível identificar as zonas mais solicitadas, por onde são transmitidos os esforços (linhas de força).

Na figura 12 está representado o estado de tensão na direcção mesio-distal, no plano paralelo ao plano de oclusão, para a camada superior do tecido ósseo cortical.

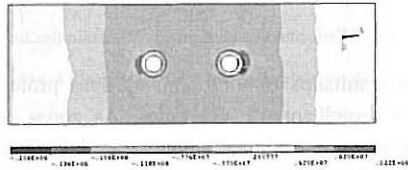


Fig. 11 Tensão equivalente de von Mises no tecido ósseo cortical, num plano paralelo ao plano de oclusão.

A distribuição da deformação equivalente no tecido ósseo trabecular comprova as linhas de força transmitidas através dos implantes, ver figura 12. Para o mesmo valor de carga, as maiores deformações estão nos locais por onde é distribuído o esforço.

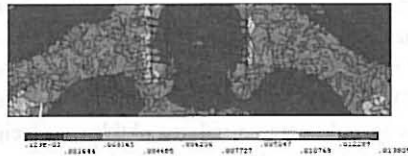


Fig. 12 Deformação equivalente no tecido ósseo trabecular, num corte ortogonal ao plano de oclusão.

É também de referir que, para o valor de carga de referência, todos os materiais se encontram no domínio elástico.

#### 4 CONCLUSÕES

Foram realizados dois ensaios com próteses parciais fixas cimentadas em dois pilares aparafusados a implantes, devidamente fixados num bloco de tecido ósseo. Estes ensaios de flexão foram realizados com carga incremental, até ao valor limite de referência.

Foi desenvolvido um sistema dedicado para aplicação de carga no pântico da prótese.

Foram aplicados extensómetros para avaliar o campo de deformações no tecido ósseo cortical e para detecção de deformação na região inter-implantar.

Foi criado um modelo numérico de elementos finitos, representativo do ensaio experimental, verificando-se uma boa concordância entre as deformações calculadas e as deformações medidas por extensometria eléctrica.

Foi ainda possível avaliar o campo de deformações na região dos implantes. Esta informação é importante para avaliar os processos de osteointegração.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores deste trabalho agradecem a colaboração do Dr. Manuel Neves - Médico Dentista, Director Clínico da Clínica Dr. Manuel Neves - Porto - Portugal, do Sr. Nuno Alves - Técnico Superior de Prótese Dentária, da mesma clínica e ainda o Dr. Volker Winter, gestor de produto da empresa materials & inLab, Dental CAD/CAM Division.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Arturo N. Natali, "Dental Biomechanics, Taylor and Francis, 2003.
- [2] Clarice Field, Qing Li, Wei Li, and Michael Swain, "Biomechanical Response in Mandibular Bone due to Mastication Loading on 3-Unit Fixed Partial Dentures," *Journal of Dental Biomechanics*, vol. 2010, Article ID 902537, 11 pages, 2010. doi:10.4061/2010/902537.
- [3] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y-C. Loo, N.W. Johnson, H. Zhang, "Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant", *International journal of oral and maxillofacial surgery* 1 July 2010 (volume 39 issue 7 Pages 690-698 DOI: 10.1016/j.ijom.2010.03.020).
- [4] ANSYS®, Help System, Release 12, ANSYS, Inc.