

# CAPÍTULO XXXIV

## SIMPÓSIO

### A ENGENHARIA E A BIOMEDICINA

*Coordenadores do Simpósio*

**Elza Fonseca\***, **Paulo Piloto\***

*Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal*

**J.C. Reis Campos\***

*Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Portugal*

**Mário F. Secca\***

*Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal*

**Em associação com**

**6º CONGRESSO LUSO-MOÇAMBICANO DE ENGENHARIA  
3º CONGRESSO DE ENGENHARIA DE MOÇAMBIQUE**

Maputo, Moçambique  
(29 Agosto-2 Setembro 2011)

*Editores*

**J.F. Silva Gomes**

*Faculdade de Engenharia  
UPorto, Portugal*

**Carlos C. António**

*Faculdade de Engenharia  
UPorto, Portugal*

**Clito F. Afonso**

*Faculdade de Engenharia  
UPorto, Portugal*

**António S. Matos**

*Faculdade de Engenharia  
UEM, Moçambique*

---

<sup>(\*)</sup> Editores Associados para os artigos deste capítulo

### ***Introdução ao Simpósio***

A Engenharia e a Biomedicina é uma área do conhecimento caracterizada por um elevado grau de interdisciplinaridade, com a aplicação de conceitos e técnicas da Engenharia à análise e solução de problemas no âmbito da Biologia e da Medicina. É uma área em crescente evolução e expansão com o objectivo de investigar novos métodos e técnicas nas múltiplas vertentes de aplicação.

O simpósio “A Engenharia e a Biomedicina” pretende contribuir para a divulgação de novas metodologias nesta área do saber, através do conteúdo das várias comunicações científicas enquadradas neste tema.

Os promotores agradecem aos autores dos artigos científicos apresentados neste simpósio, a contribuição e o intercâmbio do saber, fundamental no êxito deste Simpósio.

Um especial agradecimento ao Professor Silva Gomes cujo esforço largamente contribuiu para a qualidade científica do presente congresso.

*Elza Fonseca*

*Paulo Piloto*

*J.C. Reis Campos*

*Mário Forjaz Secca*

Ref: 344811R

## PULSATIBLE BLOOD FLOW SIMULATION

Luísa C. Sousa\*, Catarina F. Castro, Carlos C. António

Universidade do Porto, IDMEC/FEUP - Porto, Portugal

\*Email: lcsousa@fe.up.pt

### RESUMO

Nowadays, the use of computational techniques in fluid dynamics in the study of physiological flows involving blood is an area of intensive research [e.g., Quarteroni et al., 2003 & Taylor et al., 1998].

Flow visualization techniques and non-invasive medical imaging data acquisition such as computed tomography, angiography or magnetic resonance imaging, make feasible to construct three dimensional models of blood vessels. Measuring techniques such as Doppler ultrasound have improved to provide accurate information on the flow fields. Validated computational fluid dynamics models (CFD) using data obtained by these currently available measurement techniques, can be very valuable in the early detection of vessels at risk and prediction of future disease progression.

Hemodynamic finite element simulation studies have been frequently used to gain a better understanding of functional, diagnostic and therapeutic aspects of the blood flow. The mechanics of blood flow in arteries plays an important role in the health of individuals and its study represents a central issue of the cardiovascular research.

Blood consists of formed elements, agregatable particles that are suspended in plasma, an aqueous polymer solution. About 45% volume consists of formed elements and about 55% of plasma. The majority of formed elements are red blood cells (95%). In large and medium size vessels, blood is usually modelled as a Newtonian liquid. However in smaller vessels blood is a complex rheological mixture showing several non-Newtonian properties, as shear-thinning or viscoelasticity. For the steady flow case Himeno [e.g. Himeno 2003] showed that the non-Newtonian effect is small except for the peak shear stress and that for the pulsatile case the Newtonian effect in the artery is small and negligible. Perktold [e.g. Perktold 1991] examined non-Newtonian viscosity models in carotid artery bifurcation and concluded that predicted shear stress magnitude resulted in differences on the order of 10% as compared with Newtonian models. Further the Newtonian assumption yields no change in the essential flow characteristics.

A non-Newtonian viscosity model for simulating pulsatile flow in arteries is adopted in this study. Considering blood flow an incompressible non-Newtonian flow, the fluid flow is governed by the incompressible Navier-Stokes equations. The incompressibility constraint is difficult to implement due to the zero divergence condition for the velocity field. The penalty function method, allows us to reformulate a problem with constraints as one without constraints. This often excludes the use of the equal order interpolation functions for both fields. In this work reduced integration is used for the terms related with pressure in order to avoid locking effects and obtain a stabilized finite element solution.

In a Galerkin formulation there is no doubt that the most difficult problem arises because of the nonlinear convective term in Navier-Stokes equations. In blood flow high Reynolds numbers appear and loss of unicity of solution, hydrodynamical instabilities and turbulence are caused by this apparently innocent term. The numerical scheme requires a stabilization

technique in order to avoid oscillations in the numerical solution. Usually the streamline upwind Petrov-Galerkin method is applied in order to avoid the loss of accuracy. The goal of this technique is the elimination of the instability problems of the Galerkin formulation by introducing modified velocity shape functions for the convective terms and obtaining an artificial dissipation.

The arterial wall is a composite of three layers, each containing different amounts of elastin, collagen, vascular smooth muscle cells and extracellular matrix. In diseased vessels which are often the subject of interest, wall motion is reduced as the arteries are less compliant and in this work, as in most approximations, the assumption of zero wall motion is used

A zone of special hemodynamic relevance is the widened segment of the internal carotid, the carotid sinus. Figure 1 shows the axial velocity field corresponding to the end of the flow acceleration (peak systole). The flow pulse waveform, the flow division rate internal to external carotid artery has been published by Perktold. Flow stagnation can be observed at the outer wall in the sinus at the entrance to the internal carotid.

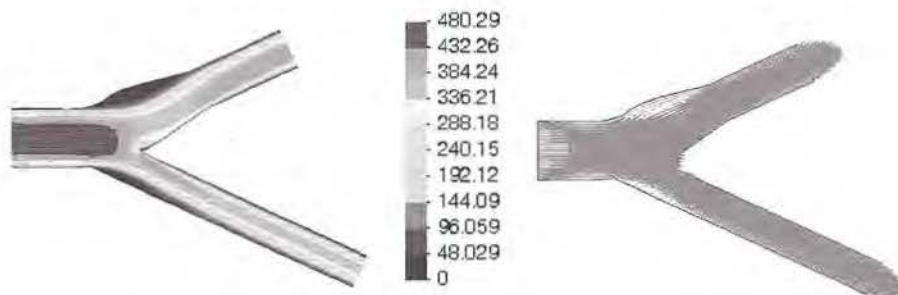


Figura 1. Axial velocity field at the symmetry plane at the end of the flow acceleration (peak systole) [mm/s].

## REFERENCES

- Himeno R., "Blood Flow Simulation toward Actual Application at Hospital", in "The 5th Asian Computational Fluid Dynamics". Busan, Korea, (2003) n1-n6.
- Perktold K., Peter R.O, Resch M. & Langs G. Pulsatile non-Newtonian flow in three-dimensional carotid bifurcation models: A numerical Study of flow phenomena under different bifurcation angles. *J. Biomed. Eng.* 13 (1991) 507-515.
- Quarteroni, A., Tuveri, M., Veneziani, A. Computational Vascular Fluid dynamics: problems, models and methods. *Computer and Visualization in Science* 2 (2003) 163-197.
- Taylor, C. A., Hughes T. J. R., and Zarins C. K. Finite element modelling of blood flow in arteries. *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* (1998) 158 155-196.

Ref: 344801R

## OPTIMIZAÇÃO DA GEOMETRIA DO “BYPASS” ARTERIAL

Catarina F. Castro\*, Luísa C. Sousa, Carlos C. António

Universidade do Porto, IDMEC/FEUP - Porto, Portugal

\*Email: ccastro@fe.up.pt

### RESUMO

As paredes das artérias são normalmente lisas e elásticas mas, com o passar dos anos, sofrem um processo de endurecimento e aterosclerose. A placa que se forma na aterosclerose é composta de substâncias que se vão acumulando. Quanto mais placa se acumula nas paredes das artérias, mais endurecidos ficam os vasos e mais prejudicado fica o fluxo sanguíneo, diminuindo o fornecimento de oxigénio a órgãos e músculos. A cirurgia de bypass é um dos tratamentos apropriados para artérias que apresentam estenose ou oclusão. Consiste na substituição cirúrgica do segmento obstruído por uma prótese sintética ou por uma veia, criando um desvio e permitindo que o sangue circule em torno da área bloqueada.

A configuração do bypass incluindo a geometria da prótese e da anastomose tem uma forte influência na dinâmica do fluxo sanguíneo, verificando-se por vezes fenómenos de ocorrência de refluxo e criação de zonas de estagnação, fortemente correlacionados com a restenose pós-cirúrgica que se desenvolve num número considerável de pacientes.

A investigação associada ao bypass cirúrgico tem tido grandes desenvolvimentos nos últimos anos. O método dos elementos finitos pode ser considerado na aproximação numérica do fluxo sanguíneo e nomeadamente no estudo da simulação da intervenção cirúrgica de bypass [e.g., Bonert et al., 2002, Cole et al. 2002, Suet al. 2005, Qiao & Liu 2008] contribuindo para uma previsão dos resultados pós-cirúrgicos ainda na fase de pré-cirurgia.

Neste trabalho é apresentado um projecto de procura de uma geometria óptima tanto para a prótese como para a anastomose procurando evitar cirurgias que conduzam à necessidade de re-intervenções com consequências dramáticas para o paciente. A simulação numérica dos fenómenos associados ao fluxo do sangue utiliza um programa já desenvolvido [e.g. Sousa et al. 2009, 2010] considerando a aproximação pelo método dos elementos finitos. O fluido, cuja viscosidade não pode ser constante, é considerado incompressível e governado pela equação de continuidade e pelas equações de Navier-Stokes. A simulação considera um fluxo constante. Vasos sanguíneos problemáticos apresentam um movimento da parede reduzido e a hipótese de movimento zero é utilizada na maioria das aproximações. Assim neste trabalho, as interações bioquímicas e mecânicas entre o sangue e o tecido vascular são negligenciadas, considerando condições limite similares às circunstâncias fisiológicas.

Algoritmos evolucionários são processos iterativos bem adaptados à resolução de problemas de optimização multi-objectivo. Contrariamente aos projectos de optimização com objectivo simples, a solução deste problema não é única, mas sim uma família dos pontos conhecidos como a frente óptima de Pareto [Castro et al. 2010]. Assim, é muitas vezes necessário integrar as preferências do utilizador para determinar uma solução apropriada. O método da soma pesada para problemas de optimização multi-objectivo [Marler & Arora 2010] continua a ser utilizado extensivamente não só para encontrar múltiplas soluções variando os pesos de forma consistente, mas também providenciando soluções únicas que reflectem as preferências incorporadas pela selecção dos pesos.

A Figura 1 ilustra os primeiros resultados de otimização de uma prótese de geometria sinusoidal [Castro et al. 2010]. A solução realça as vantagens da otimização numérica encontrando próteses que induzem fluxos sanguíneos de baixo gradiente e que simultaneamente minimizam a ocorrência de refluxo e de zonas de estagnação.



Figura 1. Geometria óptima: (A) distribuição das pressões [ $10^4\text{Pa}$ ]; (B) distribuição das velocidades [mm/s].

## REFERÊNCIAS

- Bonert, M., Myers, J.G., Frenes, S., Williams, J. & Ethier, C.R. A numerical study of blood flow in coronary artery bypass graft side-to-side anastomosis. *Ann. Biomed. Eng.* 30 (2002) 599–611.
- Castro, C.F., António, C.A.C. & Sousa, L.C. 2010. Multi-objective optimization of bypass grafts in arteries, 6<sup>th</sup> International Conference on Technology and Medical Sciences (TMSI), ISBN 978-0-415-66822-4 (2010) 191-196.
- Cole, J.S., Watterson, J.K. & O'Reilly, M.J.G. Numerical investigation of the hemodynamics at a patched arterial bypass anastomosis. *Med. Eng. Phys.* 24 (2002) 393–401.
- Marler, R.T. & Arora, J.S. The weighted sum method for multi-objective optimization: new insights. *Struct. Multidisc. Optim.* (2009) DOI 10.1007/s00158-009-0460-7.
- Sousa, L.C., Castro, C.F. & António, C.A.C. Numerical simulation of blood flow, *VipIMAGE 2009 - II ECCOMAS Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing* (2009) 15-18.
- Sousa, L.C., Castro, C.F., António, C.A.C. & Relvas B., Blood flow in artificial bypass graft: A numerical study, 6<sup>th</sup> International Conference on Technology and Medical Sciences (TMSI). ISBN 978-0-415-66822-4 (2010) 57-62.
- Su, C.M., Lee, D., Tran-Son-Tay, R. & Shyy, W.. Fluid flow structure in arterial bypass anastomosis. *J Biomech Eng.* 127-4, (2005) 611-618.
- Qiao, A. & Liu, Y. Medical application oriented blood flow simulation. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) S130–S136.

Ref: 344802R

## RISCO DE FRACTURA NO TECIDO ÓSSEO EM PACIENTES DO GÉNERO FEMININO DA ZONA LITORAL NORTE DE PORTUGAL

Daniela F.S. Rocha<sup>1</sup>, Elza M.M. Fonseca<sup>\*2</sup>, João K. Noronha<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

<sup>2</sup>Departamento de Mecânica Aplicada, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

<sup>3</sup>Dr. Krug de Noronha, Clínica de Radiologia/Imagem, Porto, Portugal

\* Email: efonseca@ipb.pt

### RESUMO

O aumento da massa óssea é um processo que necessita de uma quantidade adequada de proteínas, cálcio e fósforo, de uma actividade muscular regular e do equilíbrio de factores hormonais e de crescimento [Pessoa, 1997]. Quanto maior a massa óssea obtida durante a infância e a adolescência, mais dificilmente será atingido o limiar de fractura no tecido ósseo, tanto precocemente como em idades mais avançadas, por exemplo, em mulheres após a menopausa [Pessoa, 1997]. O risco de fractura nos tecidos, por fragilidade óssea, em diferentes pacientes com patologias, está associado ao grau de diminuição de massa óssea do indivíduo. Esse valor determina-se através da densidade mineral óssea. A osteoporose é uma doença esquelética sistémica, que se caracteriza pela diminuição da massa óssea e por uma alteração da qualidade microestrutural do tecido, que levam a uma diminuição da sua resistência e consequente aumento do risco de fracturas, sendo estas mais frequentes nas vértebras dorsais e lombares, na extremidade distal do rádio e no fémur proximal [George, 2008].

A osteoporose é considerada como um grave problema de saúde pública, sendo uma das mais importantes doenças associadas com o envelhecimento [George, 2008]. O problema da osteoporose, e mais especificamente das fracturas do colo do fémur, tem vindo a aumentar em todo o mundo. A massa óssea reduz conforme a idade avança, atingindo as mulheres acima de 65 anos com maior frequência, contudo o homem também é atingido [Frazão, 2007] e [Pimenta, 2009]. Na ausência de qualquer procedimento de prevenção ou tratamento, uma em cada duas mulheres aos 70 anos apresentará fracturas de fémur, e aos 80 anos, duas em três sofrerão o mesmo problema [Paiva, 2003].

O aumento da ocorrência de fracturas devido à osteoporose tem vindo a ser objecto de estudo em vários países. A identificação de um padrão de ocorrências, num grupo de pacientes submetidos a este tipo de análise, poderá possibilitar a formulação de conclusões para o incremento do conhecimento deste tipo de patologias. Com esse objectivo, no último triénio de 2010 foram avaliadas 125 pacientes na clínica Dr. Krug de Noronha Radiologia/Imagem, com idades compreendidas entre os 30 e 85 anos, figura 1.

Foram também obtidos exames densitométricos em relação à frequência de osteoporose ou osteopenia do colo do fémur e da coluna lombar destas pacientes, utilizado um programa próprio da Clínica Dr. Krug de Noronha, enCORE2004. A interface do programa utilizado está representada na figura 2, assim como as regiões anatómicas consideradas durante a avaliação.

Simultaneamente foi elaborado um inquérito às pacientes com informações adicionais, dados pessoais, antropométricos, ginecológicos, considerando ainda a tipologia de factores de risco associados à osteoporose.

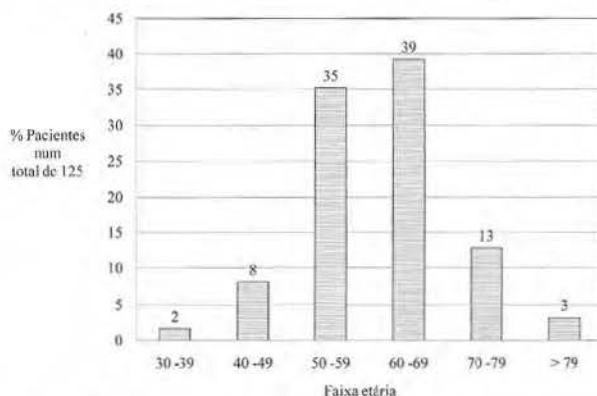


Figura 1 – Percentagem de pacientes em função da faixa etária.



Figura 2 - Programa utilizado na Clínica Dr Krug Noronha. Regiões anatómicas.

Com este trabalho pretende-se obter estimativas do risco, associado a fracturas do tecido ósseo, função de alguma patologia, que se possa generalizar ou não para qualquer paciente, com base em determinados factores, nomeadamente, idade, estilo de vida, terapêutica associada, em função de dados clínicos obtidos em pacientes do género feminino na zona Litoral Norte de Portugal.

## REFERÊNCIAS

- Frazão, P.; Naveira, M., Fatores associados à baixa densidade mineral óssea em mulheres brancas, *Rev Saúde Pública*, (2007) 740-748.
- Pimenta, H., Ortoprotesia, *Magazine TDOnline*, (2009) 1-28.
- Pessoa, J.H., Densidade mineral óssea: correlação com peso corporal, estatura, idade óssea e fator de crescimento semelhante à insulina, *Jornal de Pediatria*, (1997) 259-264.
- George, F.H.M., Orientação Técnica para a utilização da absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA), Direcção-Geral da Saúde, (2008) Circular informativa.
- Paiva, L.C. Prevalência de Osteoporose em Mulheres na Pós-menopausa e Associação com Fatores Clínicos e Reprodutivos, *RBGO*, 25(7) (2003) 507-512.

Ref: 344804R

## ASSOCIAÇÃO DE OMEPRAZOL E OSTEOPATITE® PARA A REGENERAÇÃO ÓSSEA: UM ESTUDO PRELIMINAR *IN VIVO*

M. Souto Lopes<sup>1</sup>, A. Portela<sup>1</sup>, J. Cavalheiro<sup>2</sup>, M. Vasconcelos<sup>\*1</sup><sup>1</sup>Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Portugal<sup>2</sup>Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal<sup>\*</sup>Email: mvasconcelos@fmd.up.pt

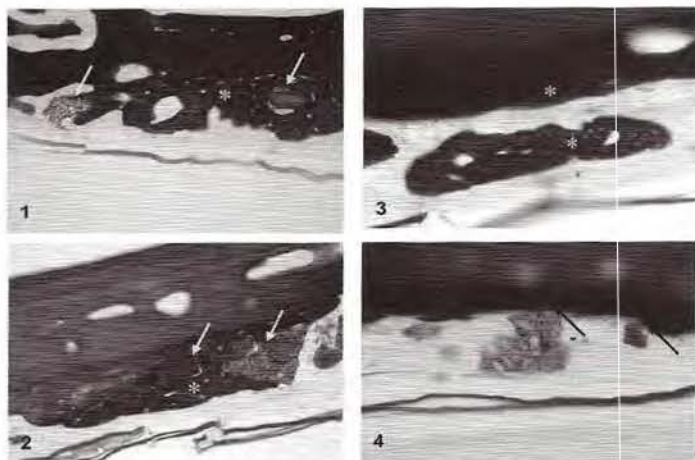
### RESUMO

O osso é um tecido dinâmico constituído por componentes inorgânicos (hidroxiapatite) e orgânicos (colagénio tipo I), que está continuamente a remodelar-se, sendo reabsorvido pelos osteoclastos e novamente formado pelos osteoblastos de uma forma coordenada e proporcionada [Sørensen, 2007]. A reabsorção inclui uma fase de acidificação, que é um pré-requisito para a fase proteolítica [Henriksen, 2008]. Assim, o osteoclasto segrega ácido clorídrico graças a numerosas V-ATPases da membrana plasmática presentes no bordo pregueado que, activamente, libertam prótons para a lacuna de reabsorção, assim como canais de cloreto ClC-7 que difundem passivamente iões de Cl<sup>-</sup>, mantendo os gradientes electroquímicos. As enzimas proteolíticas, tais como a catépsina K e as metaloproteinases da matriz, requerem um ambiente ácido para degradarem a matriz óssea exposta [Xu, 2007].

As V-ATPases intracelulares são uma importante classe de bombas de prótons, com múltiplas subunidades, presentes em todas as células eucarióticas [Yuan 2010]. As V-ATPases das membranas plasmáticas que contactam especificamente com o meio extracelular apenas foram identificadas em alguns tipos de células como o osteoclasto, as células intercaladas do rim, células do epidídimo, neutrófilos e macrófagos [Supanchart, 2008]. Considerando o papel essencial da V-ATPase na função do osteoclasto, esta torna-se um alvo terapêutico fundamental [Rzeszutek, 2003] no tratamento de doenças ósseas líticas como osteoporose, perda óssea asséptica, destruição óssea induzida por tumores, doença de Paget ou periodontite [Xu, 2007]. Vários fármacos têm sido estudados como agentes anti-reabsorção, embora muitos tenham uma utilização clínica limitada [Rzeszutek, 2003; Sørensen, 2007; Shi, 2008].

Neste estudo foi avaliado *in vivo*, em defeitos de tamanho crítico na calote craniana de 6 ratos Wistar durante 8 semanas, se 80 mg de omeprazol, um potente inibidor das bombas de prótons gástricas, aumenta a capacidade de regeneração óssea quando associado a grânulos de hidroxiapatite modificada quimicamente, Osteopatite®, e membrana de exosqueleto modificado de camarão (modified exoskeleton of shrimp – MES) [Mesquita, 2004]. No mesmo animal foram realizados tanto defeitos de teste como de controlo (estudo de amostras emparelhadas).

As figuras 1 a 4 ilustram os resultados, observando-se que embora ocorra ligeiramente mais regeneração óssea e osteointegração de grânulos de Osteopatite® nos defeitos de teste do que nos controlos, os resultados devem ser considerados inconclusivos. Apesar de ainda pouco explorado, o omeprazol [Sheraly, 2009] apresenta algumas características vantajosas quando comparado com outros inibidores das V-ATPases, especialmente pelo facto de ser um fármaco bem conhecido e seguro com poucos e raros efeitos adversos [Shi, 2008]. Este tema necessitará de mais estudos e de adequação das metodologias, de modo a analisar os efeitos terapêuticos do omeprazol como um potencial inibidor local da função osteoclástica.



Figuras 1, 2, 3 e 4. Imagens histológicas do animal # 5. No grupo de teste (imagens da esquerda – 1 e 2) existem grânulos osteointegrados (setas amarelas), enquanto que no grupo de controlo (imagens da direita – 3 e 4) não se observa esse fenómeno. Existe crescimento ósseo (asterisco) em ambos os grupos. No grupo de controlo alguns grânulos estão prestes a começar a osteointegrar (setas pretas) (coloração com Solochrome Cyanine R; 1: 10x; 2: 10x; 3: 20x; 4: 20x).

## REFERÊNCIAS

- Henriksen K, Sørensen MG, Jensen VK, Dziegiel MH, Nosjean O, Karsdal MA. Ion transporters involved in acidification of the resorption lacuna in osteoclasts. *Calcif Tissue Int.* 2008 Sep;83(3):230-42.
- Mesquita P, Branco R, Afonso A, Vasconcelos M, Cavalheiro J. Mineralized membranes for bone regeneration. *Key Engineering Materials.* 2004 254-254:1091-1094.
- Rzeszutek K, Sarraf F, Davies JE. Proton pump inhibitors control osteoclastic resorption of calcium phosphate implants and stimulate increased local reparative bone growth. *J Craniofac Surg.* 2003 May;14(3):301-7.
- Sheraly AR, Lickorish D, Sarraf F, Davies JE. Use of gastrointestinal proton pump inhibitors to regulate osteoclast-mediated resorption of calcium phosphate cements in vivo. *Curr Drug Deliv.* 2009 Apr;6(2):192-8.
- Shi S, Klotz U. Proton pump inhibitors: an update of their clinical use and pharmacokinetics. *Eur J Clin Pharmacol.* 2008 Oct;64(10):935-51.
- Sørensen MG, Henriksen K, Neutzsky-Wulff AV, Dziegiel MH, Karsdal MA. Diphyllin, a novel and naturally potent V-ATPase inhibitor, abrogates acidification of the osteoclastic resorption lacunae and bone resorption. *J Bone Miner Res.* 2007 Oct;22(10):1640-8.
- Supanchart C, Kornak U. Ion channels and transporters in osteoclasts. *Arch Biochem Biophys.* 2008 May 15;473(2):161-5.
- Xu J, Cheng T, Feng HT, Pavlos NJ, Zheng MH. Structure and function of V-ATPases in osteoclasts: potential therapeutic targets for the treatment of osteolysis. *Histol Histopathol.* 2007 Apr;22(4):443-54.
- Yuan FL, Li X, Lu WG, Li CW, Li JP, Wang Y. The vacuolar ATPase in bone cells: a potential therapeutic target in osteoporosis. *Mol Biol Rep.* 2010 Feb 25.

Ref: 344810R

## EFEITO HORMONAL NA REGENERAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS

Andreia Moreira\*, A. Portela, A. Lourenço, A. Afonso, M. Vasconcelos

Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto  
Porto, Portugal

\*Email: amcrazymary@gmail.com

### RESUMO

A remodelação óssea é o processo através do qual se estabelece o equilíbrio entre os efeitos catabólicos osteoclasticos e os efeitos anabólicos osteoblásticos. [Costa, 2000; Hernández-Gil, 2006] A reparação de defeitos ósseos constitui um desafio para a medicina. Os métodos tradicionais de tratamento têm por base a utilização de enxertos ósseos autógenos, imunologicamente seguros, mas que apresentam a necessidade de uma cirurgia extra para a recolha do enxerto. Nos enxertos ósseos xenógenos, a espécie do organismo dador é distinta da do receptor e a quantidade de tecido passível de ser obtida é maior. [Clemente, 2006].

A velocidade de regeneração óssea depende de vários factores, de que são exemplo as hormonas. A calcitonina é uma hormona de acção directa no metabolismo mineral. [Costa, 2000; Sassioto, 2004] É secretada pelas células C/ parafoliculares da tiróide em mamíferos e causa hipofosfatemia e hipocalcemia. Possui uma acção analgésica, anti-inflamatória e anti-osteoclastica. [Sassioto, 2004; Canavero, 2000; Arisawa, 2000; Pereira, 1997] A calcitonina altera as estruturas responsáveis pela reabsorção óssea e apresenta um efeito anabólico preponderante, proporcionando o aumento da actividade osteoblástica e da mineralização do tecido osteoide, assim como a redução do número de osteoclastos por bloqueio do processo que lhes dá origem. [Canavero, 2000; Arisawa, 2000].

A grelina é um peptídeo constituído por 28 aminoácidos, que possui uma única modificação pós-translacional no terceiro resíduo de serina, onde se localiza o éster n-octanoil, que lhe proporciona a capacidade de estimulação da secreção somatotrófica. Esta hormona difere em apenas dois aminoácidos em relação à do rato. [Duarte, 2003; Tritos, 2006; Katargari, 2008; Kojima, 2005; Arvat, 2001; Weiss, 2006] A grelina é expressa mais abundantemente nas células especializadas das glândulas oxínticas do epitélio gástrico e 60 a 70% da grelina circulante é secretada pelo estômago, sendo a restante originada no intestino delgado. Esta hormona pode influenciar o crescimento dos osteoblastos, estimulando a sua replicação e aumentando a produção de fosfatase alcalina e osteocalcina. [Kojima, 2005].

Tendo em conta que a ocorrência frequente de defeitos ósseos craniofaciais, realizou-se o seguinte trabalho experimental, com vista a estudar o efeito das duas hormonas na regeneração óssea: Dez ratos Wistar, fêmeas e adultos, foram distribuídos aleatoriamente por três grupos com 3, 3 e 4 animais, respectivamente. Foram realizados defeitos ósseos biparietais com 4 mm de diâmetro, preenchidos com matriz óssea equina (Bio-Gen®). O grupo controlo não recebeu nenhuma administração de hormonas; o grupo experimental Calcitonina recebeu Calcitonina (Miacalcin® Sandoz) 0,05 mL, via intramuscular, no pós-operatório imediato e semanalmente, até à semana que antecedia o sacrifício; o grupo experimental Grelina recebeu Grelina (Ghrelin Rat®, Peptide) 0,031 mL, via subcutânea, no mesmo esquema posológico. Os animais foram sacrificados à 5ª e 7ª semanas após a cirurgia e as amostras recolhidas foram analisadas macroscopicamente e histologicamente.

Relativamente ao grupo Controlo (5 semanas), observou-se a formação de matriz óssea com fibras de colagénio delgadas e dispostas de forma relativamente aleatória. No caso do grupo

Calcitonina (5 semanas), verificou-se a manutenção dos grânulos de biomaterial no local do defeito ósseo. No que diz respeito ao grupo Grelina (5 semanas), verificou-se a formação de novo tecido ósseo no espaço inter e perigranular - tecido osteóide.

Em relação ao grupo Controlo (7 semanas), verificou-se a retenção dos grânulos pela matriz colagénica, sem evidência de sinais de neoformação óssea. No que respeita ao grupo Calcitonina (7 semanas), foi possível observar a formação de tecido ósseo pela presença de osteoblastos em torno e entre os grânulos de biomaterial. Relativamente ao grupo Grelina (7 semanas), verificou-se uma discreta presença de células do metabolismo ósseo e a formação de matriz colágena organizada, com disposição dos grânulos de biomaterial de forma coesa. Assim sendo, a grelina parece exercer um efeito mais significativo na neoformação óssea à 5ª semana pós-operatória do que a calcitonina, embora esta apresente resultados mais evidentes na 7ª semana pós-operatória.

## REFERÊNCIAS

- Arisawa EA, *et. al.*, Influência da calcitonina na reparação óssea de tíbias de ratas ovariectomizadas. Pós-Grad. Ver. Fac. Odontol. São José dos Campos, Jan/Jun 2000, 3(1): 54-59.
- Arvat E, *et. al.*, Endocrine activities of ghrelin, a natural growth hormone secretagogue (GHS), in humans: comparison and interactions with hexarelin, a nonnatural peptidyl GHS, and GH-releasing hormone. *J Clin Endocrinol Metab.* 2001 Mar; 86(3):1169-1174.
- Canavero E, *et. al.*, Avaliação histométrica da acção local da calcitonina de salmão no processo de reparo ósseo: estudo em ratos. *Pesq Odont Bras*, Abr/Jun 2000, 14(2): 183-187.
- Clemente, MP. "Estudo in vivo de um material para regeneração óssea" Tese de Mestrado, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Porto, 2006, 48-5.
- Costa MA. Modulação da osteogénese em culturas de osso alveolar humano. Tese de Doutoramento, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Porto, 2000, 7-3.
- Duarte P, *et. al.*, Effect of estrogen and calcitonin therapies on bone density in a lateral area adjacent to implants placed in the tibiae of ovariectomized rats. *J Periodontol* 2003; 74(11): 1618-1624.
- Hernandez-Gil I, *et. al.*, Physiological bases of bone regeneration II. The remodeling process. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: E151-15.
- Katergari SA, Milousis A, Pagonopoulou O, Asimakopoulos B, Nikolettos NK. Ghrelin in pathological conditions. *Endocrine J* 2008, 55(3): 439-453.
- Kojima M, Kangawa K. Ghrelin: structure and function. *Physiol Rev* 2005, 85: 495-522.
- Pereira SL, *et. al.*, Efeito da calcitonina de salmão sobre a cicatrização de defeitos ósseos. Estudo radiográfico e histológico em coelhos. *Rev Odontol UNESP, São Paulo*, 1997, 26(2): 471-488.
- Sassioto MC, Inouye C, Aydos R, Figueiredo A, Pontes E, Takita L. Study of bone repair with bovine bone devitalized matrix and calcitonin in rats, *Acta Cir Bras* 2004; 19(5): 495-50.
- Tritos NA, Kokkotou EG. The physiology and potential clinical applications of ghrelin, a novel peptide hormone. *Mayo Foundation for Medical Education and Research*, 2006, 1-18.
- Weiss LA, Langenberg C, Barrett-Connor E. Ghrelin and bone: is there an association in older adults? : the Rancho Bernardo study. *J Bone Miner Res* 2006; 21(5): 752-757.

Ref: 344808R

## MUSCLE FORCE SHARING PROBLEM SOLUTION VIA THE OPTIMIZATION OF MULTIBODY BIOMECHANICAL SYSTEMS

Jorge Ambrósio\*

IDMEC, Instituto Superior Técnico, Lisbon Technical University - Lisbon, Portugal

\*Email: jorge@dem.ist.utl.pt

### ABSTRACT

The human motion analysis for normal or pathological cases or in case of use of prosthesis requires that the internal forces that develop in the human body can be evaluated without interfering with the motion purpose. The evaluation of the muscle forces and the joint reaction forces which can be associated not only with the ultimate goals of the human motion tasks but also with their impact on the way the biological materials and structures behave, are of particular importance. The objectives of this work are to overview and demonstrate the developments of numerical methodologies to human motion analysis and to present their application to important task of human motion.

An important methodology to deal with human motion is multibody dynamics for kinematic or dynamic analysis of the human structures and mechanisms. In this work the structure of the equations of a multibody system are reviewed for direct and inverse dynamic analysis. If the time dependencies of all degrees-of-freedom of the system are known the inverse dynamics is equivalent to a direct dynamics problem. This equivalence is particularly useful when the problem of the biomechanical analysis consists in finding the muscle forces in an over-actuated biomechanical model that leads to a prescribed motion, which is obtained by using video data acquisition or simply by design (Ambrósio and Kecskemethy, 2007). The problem can then be solved by using optimization procedures in which the objective functions are physiological criteria and, eventually, a measure of matching the prescribed motion. If not used as part of the objective function the prescribed motion is introduced in the optimization problem as nonlinear constraints. The variables of the optimization problem are, for all type of analysis, the muscle activations, from which the muscle forces are calculated by using a Hill muscle model. Two representations of the time history of the muscle actuation are tested in this work: the input sampling where the activations are found in a finite number of time instants and then linearly interpolated in between; the smooth exponential function approach where the actuation is described by a sum of exponential functions being the width and the size of the bumps of each of the functions the unknown quantities. Then the muscle forces are simply obtained by using a Hill type muscle model where the state of force-velocity and the force-length relations are obtained directly from the kinematics of the biomechanical model.

The methodology described in this work is applied to two human motion tasks involving the lower and upper limbs of the human body. In the first application, depicted in Figure 1, a gait analysis of an individual with normal cadence is performed and discussed. The problems of selecting appropriate cost functions with physiological significance is discussed not only in terms of their relevance but also in what their consequence in terms of the numerical methods involved is concerned. Another aspect that is of particular relevance is the detail of the articular joint models and their consequence in terms of the evaluation of the muscle sharing problem (Ambrósio and Silva, . The results of the analysis consist in the time histories of the muscle forces which are associated to the different phases of the gait cycle.

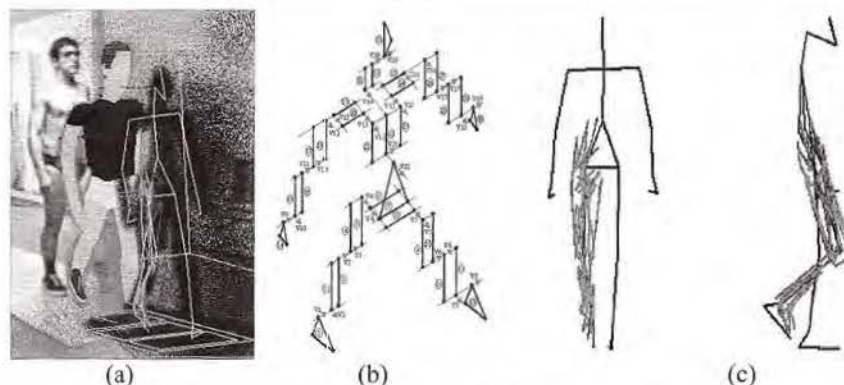


Figure 1. Human gait analysis: (a) From data acquisition to the biomechanical model; (b) Biomechanical model; (c) Muscle apparatus of the lower member.

The second application of the multibody methodology to solve the redundant muscle force problem, depicted in Figure 2, concerns the evaluation of the internal forces that develop in the upper limb. First the appropriate model for the biological articulations and the discretization of the rigid bodies is done and after the muscle system is set. The objective function associated to the motion selected is the energy consumption during the task of raising the arm. Of particular importance is the models used for the muscle wrapping around obstacles and the discretization of the deltoid muscle. The results show not only the suitability of the methods selected but also of the importance of the application on the design of a reverse shoulder prosthesis.

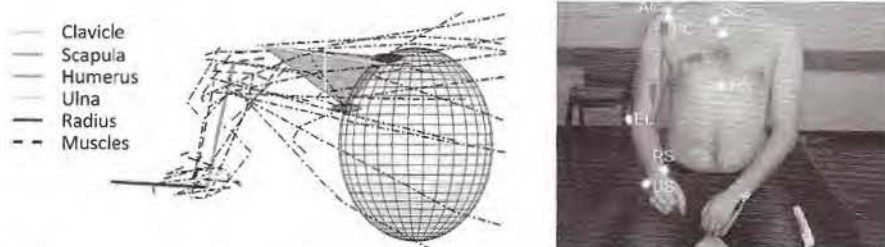


Figura 2. Human upper limb model and identification of the anatomical landmarks to collect data.

## REFERENCES

- Ambrosio, J. & Kecskemethy A., Multibody Dynamics of Biomechanical Models for Human Motion Via Optimization, in *Multibody Dynamics*, J. Garcia Orden, J. Goicolea and J. Cuadrado, eds, Springer, Dordrecht, The Netherlands (2007) 245-272.
- Ambrosio, J. & Silva M., Methodologies for Forward and Inverse Dynamic Analysis of the Biomechanics of Human Motion, in *Bioengineering Modeling and Computer Simulation*, Y. Gonzalez, M. Cerrolaza, eds, CIMNE, Barcelona, Spain (2007) 13-33.
- Quental, C., Folgado, J, Ambrosio, J. & Monteiro, A Multibody System of the Upper Limb, in: *Proceedings of the EUROMECH Colloquium 511 on Biomechanics of Human Motion*, University of Azores, Ponta Delgada, Portugal, March 9-12, 2011.

Ref: 344809R

## SIMULAÇÃO BIOMECÂNICA DA ESTAPEDECTOMIA: PRÓTESES DE AÇO E TITÂNIO

Fernanda Gentil<sup>\*1</sup>, Carolina Garbe<sup>2</sup>, Marco Parente<sup>2</sup>, Pedro Martins<sup>2</sup>, João Paço<sup>3</sup>, Renato Natal Jorge<sup>1</sup>

<sup>1</sup>IDMEC, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.

<sup>2</sup>Clínica ORL-Dr. Eurico Almeida, Widex, ESTSP.

<sup>3</sup>Hospital CUF, Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, Portugal.

\*Email: fernanda.fgnanda@gmail.com

### RESUMO

A audição compreende uma sequência de procedimentos em que o ouvido converte ondas sonoras em sinais elétricos enviados ao cérebro, onde são interpretados como som. A cadeia ossicular do ouvido médio é formada por três ossículos, martelo, bigorna e estribo, ligamentos e músculos, comunicando na sua parte anterior com a nasofaringe, através da trompa de Eustáquio e na sua parte posterior pela mastóide. O menor osso do corpo humano, o estribo, vibra comunicando o ouvido médio com o ouvido interno através da platina do estribo. Quando a formação óssea se torna anormal imobilizando o estribo (patologia conhecida por otosclerose) a passagem de som não se processa corretamente e a audição pode ser comprometida. Geralmente provoca surdez de condução, podendo tornar-se em surdez mista e mesmo neurossensorial. Na maioria dos casos, a cirurgia (estapedectomia ou estapedotomia) é uma opção mais correta para o seu tratamento. O estribo é substituído por uma prótese, total ou parcialmente, permitindo a passagem do som para o ouvido interno. Tornou-se, portanto, relevante fazer um estudo sobre o comportamento das próteses do estribo, tendo em conta as suas características biomecânicas. Usando o método dos elementos finitos, foi criado um sistema timpano-ossicular baseado em imagiologia [Gentil et al., 2009]. A discretização deste modelo sólido 3D foi feita usando o software ABAQUS. As propriedades mecânicas usadas estão disponíveis na literatura [Prendergast et al, 1999] e foram aplicadas as respectivas condições de fronteira. Neste trabalho, o estribo foi substituído por próteses de aço e titânio, simulando a intervenção cirúrgica, estapedectomia. Foi feito um estudo comparativo entre os modelos de diferentes próteses e o representante do modelo do ouvido normal, tendo em conta os respectivos deslocamentos que ocorrem ao nível do umbo e platina do estribo.



Figura 1. Estribo e sua substituição por prótese, respectivamente.

O primeiro passo deste trabalho foi a construção da cadeia ossicular do ouvido médio (membrana timpânica e três ossículos, martelo, bigorna e estribo) incluindo músculos e ligamentos, baseado em imagens de tomografia axial computadorizada. O método dos elementos finitos foi aplicado usando o software ABAQUS. A membrana timpânica foi modelada por elementos hexaédricos (C3D8), tendo sido dividida em *pars flaccida*, considerada como isotrópica (com apenas uma camada) e *pars tensa*, com três camadas. As camadas interna e externa foram consideradas isotrópicas e a intermédia, fibrosa, foi considerada ortotrópica [Garbe et al., 2009]. Os elementos dos ossículos foram tidos como tetraédricos (C3D4), com um comportamento isotrópico. Os ligamentos e os músculos foram

modelados usando elementos lineares do tipo T3D2. Baseado no modelo Yeoh [Yeoh, 1990], o presente trabalho usou um comportamento não-linear hiperelástico para os ligamentos [Gentil et al., 2006], sendo o modelo de Hill usado para os músculos [Martins et al., 1998].

Tabela 1. Propriedades materiais das próteses.

Material	Módulo de Young (N/m <sup>2</sup> )	Coef. de Poisson	Densidade
Aço	2,10 E+11	0,30	7,80E+03
Titânio	1,14 E+11	0,34	4,43E+03

Foi criado outro modelo em que o estribo foi substituído por uma prótese de aço e outro com prótese de titânio (Figura 1).

Aplicando sobre a membrana timpânica uma pressão sonora de 63,246 Pa, correspondente a 130 dB SPL, foi feito um estudo dinâmico para uma gama frequencial compreendida entre 100 Hz e 10kHz. Seguidamente foram obtidos os deslocamentos da parte central da membrana timpânica (umbo) e da parte central da platina do estribo (Figura 2).

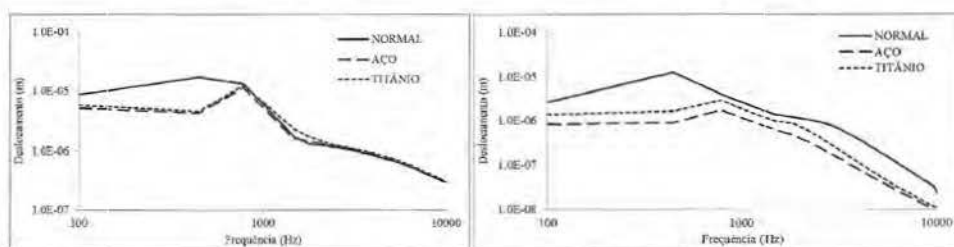


Figura 2. Deslocamento do umbo e platina do estribo, respectivamente.

Analisando os resultados, podemos verificar que ao nível do umbo não existem diferenças entre as duas próteses. Comparando com o modelo representativo do ouvido normal, nota-se uma diminuição dos deslocamentos nas frequências graves. Quando se consideram os deslocamentos ao nível da platina do estribo, nota-se que os resultados da prótese de titânio se aproximam mais do modelo normal, sugerindo uma melhor indicação desta prótese para substituição do estribo.

## REFERÊNCIAS

- Garbe, C., Gentil, F., Parente, M., Martins, P., Natal, R., Aplicação do método dos elementos finitos no estudo da membrana timpânica, *Audiologia em Revista*, 3 (2009) 99-106.
- Gentil, F., Jorge, R.M.N., Ferreira, A.J.M., Parente, M.P.L., Martins, P.A.L.S., Almeida, E., Biomechanical simulation of middle ear using hyperelastic models, *Journal of Biomechanics*, 39, Supplement 1, (2006) 388-389.
- Gentil, F., Natal, R., Parente, M., Martins, P., Ferreira, A., Estudo Biomecânico do Ouvido Médio, *Clínica e Investigação em Otorrinolaringologia*, 3 (2009) 24-30.
- Martins, J.A.C., Pires, E.B., Salvado, R., Dinis, P.B., A Numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles, *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 151 (1998) 419-433.
- Prendergast, P.J., Ferris, P., Rice, H.J., Blayney, A.W., Vibro-Acoustic Modelling of the Outer and Middle Ear using the Finite-Element Method, *Audiol Neurootol*, 4 (1999) 185-191.
- Yeoh, O.H., Characterization of elastic properties of car-bon-black-filled rubber vulcanizates, *Rubber Chemistry and Technology*, 63 (1990) 792-805.

Ref: 344818R

## AVALIAÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL UTILIZANDO O INSTRUMENTO MÉTRICA VERTEBRAL

Cláudia Quaresma<sup>\*1</sup>, Mário Forjaz Secca<sup>1,2</sup>, João Goyri O'Neill<sup>4,5</sup>, Jorge Branco<sup>5,6</sup>

<sup>1</sup>Cefitec, Departamento de Física, Fac. de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Monte de Caparica, Portugal

<sup>2</sup>Ressonância Magnética – Caselas, Lisboa, Portugal

<sup>4</sup>Cefitec, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Nova de Lisboa, Portugal

<sup>5</sup>Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Nova de Lisboa, Portugal

<sup>6</sup>Maternidade Drº Alfredo da Costa, Portugal

\*Email: q.claudia@fet.unl.pt

### RESUMO

O Métrica Vertebral é um instrumento inovador que permite uma avaliação global da coluna vertebral, identificando a posição 3D do vértice das apófises espinhosas e assim permitindo obter-se uma imagem sistematizada das características biomecânicas da coluna vertebral.

É constituído por um *Corpo* e um Suporte. Por seu turno, o *Corpo* é constituído por uma peça vertical e 18 peças horizontais que denominamos *Posicionadores 2D*. Cada *Posicionador 2D* é regulável e ajustável de forma a identificar a posição em x, y e z de cada vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sacrada (Quaresma *et al*, 2009; Quaresma *et al*, 2010).



Figura 1: Imagem do Métrica Vertebral (Quaresma *et al*, 2009)

Através de um processo de validação do *Métrica Vertebral* verificámos que é um instrumento fiável e válido quando comparado com um sistema optoelectrónico (Quaresma *et al*, 2010). Numa primeira utilização experimental do instrumento obtivemos resultados para a aplicação do referido dispositivo em 49 grávidas em quatro momentos da gravidez (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação) (Figura 2).

No nosso estudo, observámos que o coeficiente de correlação da posição y entre todas as vértebras da mesma região às 12, 20, 32 e 37 semanas é significativo. A correlação é muito forte entre as vértebras cervicais e menos forte nas vértebras dorsais (nas que se encontram anatomicamente mais afastadas, por exemplo, entre a D1 e a D10) e nas vértebras lombares (por exemplo entre a L1 e a L4). No entanto, apesar do coeficiente ser mais baixo, não deixa de ser muito significativo.

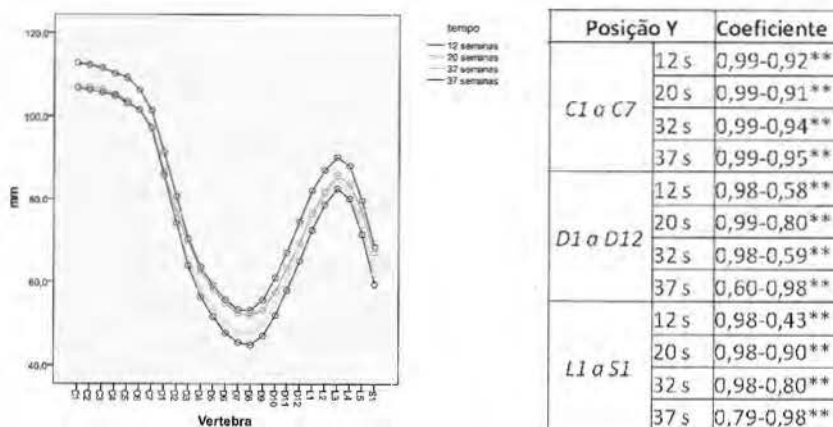


Figura 2: Apresentação da posição y média de cada uma das vértebras (de C1 a S1) às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação; Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição Y) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dto)

Observámos também que o coeficiente de correlação da posição y entre todas as vértebras da mesma região às 12, 20, 32 e 37 semanas é significativo. A correlação é muito forte entre as vértebras cervicais e menos forte nas vértebras dorsais (nas que se encontram anatomicamente mais afastadas, por exemplo, entre a D1 e a D10) e nas vértebras lombares (por exemplo entre a L1 e a L4). No entanto, apesar do coeficiente ser mais baixo, não deixa de ser muito significativo.

Realçamos que os resultados alcançados com o *Métrica Vertebral* abrem caminho para futuras abordagens numa óptica de prevenção em saúde pública, que pode ser aplicado repetidas vezes sem prejuízo do indivíduo. Acresce o facto de ser pouco dispendioso, de fácil transporte e apresentar poucas exigências logísticas, o que o torna passível de ser utilizado em diferentes contextos entre os quais o ambulatório: público e privado (centro de saúde / consultório) e hospitalar. Apresenta-se como um instrumento com diferentes aplicações sobretudo nas áreas da ortopedia, neurocirurgia, pediatria e reabilitação.

Com a construção do *Métrica Vertebral*, esperamos contribuir para uma melhor identificação das disfunções e/ou patologias da coluna vertebral, na posição de pé. Através de um melhor diagnóstico poder-se-á elaborar e implementar programas de intervenção mais direccionados aos problemas específicos de cada pessoa.

## REFERÊNCIAS

- Quaresma C, João F, Fonseca M, Forjaz Secca M, Veloso A, Goyri O'Neill J, Branco J. Validation of Vertebral Metrics: a mechanical instrument to evaluate posture of the spinal column. O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds.): WC IFMBE Proceedings 25/VII, 2009: 711-713.
- Quaresma C, João F, Fonseca M, Forjaz Secca M, Veloso A, Goyri O'Neill J, Branco J. Comparative evaluation of the tridimensional spine position measured with a new instrument (Vertebral Metrics) and an Optoelectronic System of Stereophotogrammetry. Medical, Biological Engineering and Computing 2010; 48(11): 1161-1164.

Ref: 344805R

## AVALIAÇÃO NÃO-INVASIVA DA PERFUSÃO CEREBRAL POR MEIO DE IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: NOVOS DESENVOLVIMENTOS METODOLÓGICOS

P. Figueiredo<sup>1,2</sup>, I. Sousa<sup>1,2,3</sup>, N. Santos<sup>1,2,3</sup>, J. Sanches<sup>1,2</sup>, P. Vilela<sup>4</sup><sup>1</sup>Institute for Systems and Robotics, Lisbon, Portugal<sup>2</sup>Bioengineering Department, Instituto Superior Técnico, Lisbon, Portugal<sup>3</sup>Healthcare Sector, Siemens, S.A., Portugal<sup>4</sup>Imaging Department, Hospital da Luz, Lisbon, Portugal

\*Email: patricia.figueiredo@ist.utl.pt

### RESUMO

A perfusão cerebral constitui um parâmetro fisiológico de grande importância no diagnóstico e monitorização da doença cerebro-vascular, assim como em diversas patologias neurológicas e psiquiátricas. A imagem por ressonância magnética (RM) permite avaliar a perfusão cerebral de forma completamente não-invasiva, por meio da técnica de marcação de spins arteriais (*Arterial Spin Labeling*, ASL). Relativamente a outras técnicas, através de ASL é ainda possível obter medidas quantitativas da perfusão e não apenas avaliação qualitativa (Petersen et al., 2006).

Apesar do seu grande potencial, a imagem de perfusão por ASL ainda apresenta importantes desafios metodológicos impedindo a sua total incorporação nos protocolos clínicos. Em particular, a alteração da dinâmica da circulação cerebral conduz a erros sistemáticos na medição da perfusão usando as técnicas de ASL convencionais (Bokkers et al., 2008). Nestes casos, seria desejável estimar os tempos de trânsito arteriais, assim como a perfusão, de modo a obter medidas correctas de ambos os parâmetros. É possível modificar os protocolos de ASL convencionais de modo a realizar estas medições, por meio da aquisição de imagens em múltiplos tempos de marcação. Pode depois ajustar-se um modelo cinético apropriado a estes dados, donde se extraem os valores dos parâmetros perfusão e tempo de trânsito arterial (Buxton et al., 1998; Figueiredo et al., 2005). A maior dificuldade na implementação destas técnicas com múltiplos tempos de amostragem é a muito reduzida razão sinal/ruído intrínseca dos dados de ASL. De facto, são tipicamente necessárias 40-60 repetições de cada aquisição para obter imagens com a razão sinal/ruído suficiente. A duração total das aquisições pode pois aumentar demasiado se não forem cuidadosamente seleccionados os tempos de aquisição a amostrar.

Neste trabalho, introduzimos então alguns desenvolvimentos metodológicos ao nível da aquisição e da análise dos dados de ASL a múltiplos tempos de amostragem, com o objectivo de otimizar a estimação dos parâmetros perfusão e tempo de trânsito arterial.

Em primeiro lugar, desenvolvemos um algoritmo para a selecção de um conjunto óptimo de tempos de amostragem e respectivos números de repetições, que minimizam os erros de medição da perfusão e do tempo de trânsito arterial (Sanches et al., 2010). O algoritmo é baseado na matriz de informação de Fisher e incorpora também informação a priori sobre as distribuições fisiológicas dos parâmetros do modelo cinético. Em seguida, combinamos esta estratégia óptima de aquisição dos dados com um método Bayesiano de estimação do modelo cinético, o qual minimiza uma função de energia baseada no máximo a posteriori, incorporando também informação a priori sobre as distribuições fisiológicas dos parâmetros, assim como o ruído dos dados (Santos et al., 2010). Finalmente, adicionamos ainda

informação a priori sobre a estrutura espacial dos mapas de perfusão e tempo de trânsito arterial, num contexto Bayesiano (Santos et al., 2011).

Os resultados das simulações de Monte Carlo mostraram que os erros de medição são de facto reduzidos com a abordagem que propomos. Para além disso, aplicamos esta metodologia à aquisição e análise de dados de ASL de um grupo de voluntários saudáveis, num sistema Siemens de 3T e verificamos que conseguimos uma redução da variabilidade inter-sujeito das medições. Em conclusão, os novos desenvolvimentos metodológicos aqui apresentados indicam que será possível otimizar a imagem de perfusão por ASL de modo a que em breve possa ser incorporada nos protocolos clínicos de avaliação da perfusão cerebral.

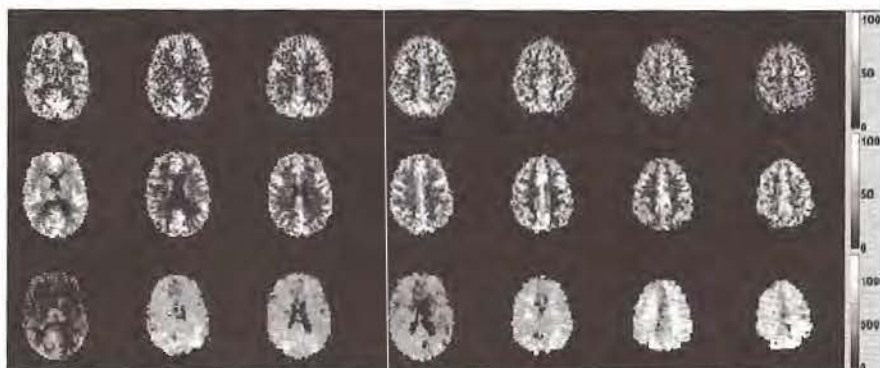


Figure 1: Mapas de perfusão (ml/min/100g), obtidos com um único (1ª linha) e com múltiplos (2ª linha) tempos de amostragem; e mapas do tempo de trânsito arterial (s) (3ª linha), para 7 cortes de um indivíduo saudável.

## REFERÊNCIAS

- Buxton, R.B. et al., 1998. A general kinetic model for quantitative perfusion imaging with arterial spin labeling. *Magnetic Resonance in Medicine*, 40(3), 383-396.
- Bokkers, R. et al., 2008. Arterial Spin-Labeling MR Imaging Measurements of Timing Parameters in Patients with a Carotid Artery Occlusion. *AJNR Am J Neuroradiol*, 29(9), 1698-1703.
- P.M. Figueiredo, S. Clare, and P. Jezzard, Quantitative perfusion measurements using pulsed arterial spin labeling: effects of large region-of-interest analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 21, no. 6, pp. 676-682, June 2005.
- Petersen, E.T. et al., 2006. Non-invasive measurement of perfusion: a critical review of arterial spin labelling techniques. *Br J Radiol*, vol. 79, no. 944, pp. 688-701.
- Sanches, J., Sousa, I. & Figueiredo, P., 2010. Bayesian fisher information criterion for sampling optimization in ASL-MRI. In Proc. of the 2010 IEEE international conference on Biomedical imaging: from nano to Macro. IEEE Press, pp. 880-883.
- Santos, N., Sanches, J. & Figueiredo, P., 2010. Bayesian optimization of perfusion and transit time estimation in PASL-MRI. In Proc. of the 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), August 31 - September 4, 2010, Buenos Aires, Argentina, 2010.
- Santos, N., Sanches, J. & Figueiredo, P., 2011. Spatial priors for perfusion and transit time estimation in PASL-MRI, In Proc. of the 8<sup>th</sup> IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), March 30 - April 2, 2011, Chicago Illinois, USA.

Ref: 344814R

## IN VIVO BRAIN TISSUE MAGNETIC RESONANCE SPECTROSCOPY CLASSIFICATION USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS, SUPPORT VECTOR MACHINES AND GENETIC ALGORITHMS

Pedro Gonçalves\*, José Neves, Victor Alves

Universidade do Minho, Departamento de Informática - Braga, Portugal

\*Email: araujogoncalvespedro@gmail.com

### ABSTRACT

Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS) provided evidence as a reliable and non-invasive alternative methodology to problem solving in intracranial brain biopsy in biochemical analysis of *in vivo* brain tissue [Meyerand et. al., 1999]. MRS presents metabolite information, however, the relatively difficult analysis of the resulting spectra and the need for specially trained radiologists stands for as the main obstacle for total acceptance of such technique as a clinically applicable diagnostic tool [Sibtain et al., 2007].

Lukas [2004], Poptani [1999], Hegberg [1998] and others have developed some work in order to elaborate methods for an automated classification of this data into specific brain tumor anomalies.

Oliveira et al. [2010] general approach used spectra of four types of diagnosed patients: *Tumor*, *Vascular*, *Healthy* and *Other* in a total of 68 different spectra. We believe that Oliveira et al.'s approach is the right one and the first step towards a gradual exclusion process that, at the end, would result on a specific pathology. Such classification process could afterwards be included in Clinical Decision Support System (CDSS) and help clinicians in the differential diagnosis of brain lesions.

Based on Oliveira et al.'s work, we classified the sixty eight different spectra into the four designated classes recurring to Genetic Algorithms (GAs), Artificial Neural Networks (ANNs) and Support Vector Machines (SVMs).

The classification process was divided in three different approaches: (1) Oliveira et al.'s experience was recreated and matched against ANNs and SVMs classifiers in the same conditions; (2) an evolutionary GA was used to optimize the weights of the different attributes before they were used by the different classifiers; (3) a multi label binomial classification was used.

As stated before, in the second approach and with respect to the classification task, the validation process (training and testing) was wrapped inside an evolutionary attribute weight optimizer that added a multiplier to each attribute before submitting it to the classification algorithm. Table 1 presents the results obtained with the first and second methods, showing that the addition of the GA significantly improved the classifiers performances.

Table 1. Comparison between the average Accuracy/Balanced Accuracy Rating of 50 repetitions on the learning and testing process with or without the use of the Evolutionary Attribute Weighting optimization

Classifier	Without Weighting		Evolutionary Weighting	
	Accuracy	BAR	Accuracy	BAR
Naïve Bayes	43,20%±8,35	0,40	73,30%±3,95	0,68
KNN	46,00%±10,30	<b>0,44</b>	70,03%±4,84	0,68
Decision Tree	41,90%±10,14	0,37	67,80%±3,89	0,60
ANN	47,40%±9,50	<b>0,44</b>	75,00%±3,32	<b>0,70</b>
SVM	44,00%±8,66	0,34	71,70%±4,20	0,62

Although there was a significant improvement between the first two approaches, the results were not yet satisfactory. The multi label binomial classification was used with the intent of simplifying the classifiers work. The attribute set was changed replacing the label attribute (*Pathology*) with four new binomial attributes representing each class (*Healthy, Tumor, Vascular* and *Other*).

This enabled us to divide the original data set in four and apply independent classifiers, virtually increasing the original size of the data set. Table 2 shows a significant performance improvement over the single label approaches.

Table 2. Comparison between the average Accuracy/Balanced Accuracy Rating of 50 repetitions on the learning and testing process of the different classes in a multi-label context using Evolutionary Weighting

Classifier	"Healthy"		"Tumor"		"Vascular"		"Other"	
	Accuracy	BAR	Accuracy	BAR	Accuracy	BAR	Accuracy	BAR
Naïve Bayes	90,60%±3,69	0,89	94,50%±3,20	<b>0,94</b>	94,20%±2,89	<b>0,94</b>	96,00%±2,24	0,87
KNN	95,20%±2,64	0,91	91,10%±3,05	0,90	92,70%±3,20	0,85	98,50%±2,29	<b>0,96</b>
Decision Tree	95,30%±2,53	0,90	91,20%±2,36	0,88	95,20%±3,16	0,56	96,20%±2,36	0,73
ANN	98,70%±2,19	<b>0,97</b>	90,60%±2,76	0,89	94,40%±2,94	0,87	96,90%±2,43	0,89
SVM	96,60%±2,54	0,87	92,10%±3,33	0,90	97,20%±2,86	0,61	98,20%±2,40	0,55

All classifiers worked better with the binomial classification. Moreover, we know that the classification results are mutually exclusive and a case should always be true ("yes") for one and only one of the 4 classifications. This fact may help us resolve conflictual classifications, since the output of the classifiers are always two independent values between 0 and 1, representing the probability of being "yes" or "no".

The results achieved take us to the conclusion that classifying MRS data is possible. Moreover, this is only the first step of a complex classification process. Future work should be done in order to train classifiers that would be able to specify the type of tumor or vascular problem that may arise. Once the classifier is reliable enough, work on developing and integrating these processes on commonly used medical software should be done.

## REFERENCES

- Hagberg, G., From magnetic resonance spectroscopy to classification of tumors a review of pattern recognition methods, *Nuclear Magnetic resonance in Biomedicine*, 11 (1998) 148-156.
- Lukas, L., Devos, A., Suykens, J., Vanhamme, L., Howe, F., Majo's, C., Moreno-Torre, A., Graaf, M. V. D., Tate, A., Aru's, C., and Huffel, S. V., Brain tumor classification based on long echo proton mrs signals, *Artificial Intelligence in Medicine*, 31 (2004) 73-89.
- Meyerand M.E., Pipas J.M., Mamourian A., Tosteson T.D. and Dunn J.F., Classification of Biopsy-Confirmed Brain Tumors Using Single-Voxel MR Spectroscopy, *AJNR Am J Neuroradiol*, 20 (1999) 117-123.
- Oliveira S., Rocha J., Alves V., Brain Magnetic Resonance Spectroscopy Classifiers, *Soft Computing Models in Industrial and Environmental Applications*, 5th International Workshop (SOCO 2010), Corchado E., Novais P., Analide C., Sedano J., (Eds.) Springer - Series Advances in Intelligent and Soft Computing, 73 (2010) 201-208.
- Poptani, H, Diagnostic assessment of brain tumors and non neoplastic brain disorders in vivo using proton nuclear magnetic resonance spectroscopy and artificial neural networks, *Springer-Verlag*, 125 (1999) 343-349.
- Sibtain, N., Howe, F., and Saunders, D., The clinical value of proton magnetic resonance spectroscopy in adult brain tumours, *Clinical Radiology*, 62 (2007) 109-119.

Ref: 344815R

## PLANEAMENTO CIRÚRGICO ORTOPÉDICO ASSISTIDO POR COMPUTADOR – UMA ABORDAGEM 3D

João Ribeiro\*, José Neves, Victor Alves

Universidade do Minho, Departamento de Informática – Braga, Portugal

\*Email: yohananj@gmail.com

### RESUMO

O planeamento pré-cirúrgico sempre se constitui numa boa prática na cirurgia. Na área em que se desenvolve este trabalho, a cirurgia ortopédica com inserção de implantes, é de extrema importância um total controlo do posicionamento do implante a introduzir no paciente, por forma a maximizar a taxa de sucesso. Para o planeamento cirúrgico ortopédico é fundamental que o cirurgião tenha pleno conhecimento da posição do implante a introduzir e a sua localização/integração no osso. No entanto, os cirurgiões têm apenas ao seu dispor uma série de programas baseados fundamentalmente no processamento de imagens em duas dimensões (2D), ou, quando existe a possibilidade de utilização de três dimensões (3D), fá-lo com auxílio a modelos vectoriais, normalmente utilizando o *Computer-Aided Design* (CAD), incompatível com a representação matricial das imagens das modalidades de imagiologia mais utilizadas. O objectivo deste trabalho passa pela elaboração de uma técnica que permite resolver a incompatibilidade de formatos existente entre a representação virtual do apoio físico de base vectorial e o estudo imagiológico de base matricial.

Tendo em atenção o facto de algumas modalidades de exames de imagiologia serem constituídos por um conjunto de imagens correspondentes a cortes de espessura regular (e.g. Tomografia Computorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM)) e dada a crescente utilização de imagens a três 3D, a comunidade médica apercebeu-se da oportunidade para melhorar as propriedades de diagnóstico e terapia (Malandain & Rocchisani, 1993) (John & McCloy, 2004). Esta utilização pode ser vista como uma forma complementar à análise feita em imagens 2D. A motivação para a utilização da tecnologia 3D passa por produzir uma saída com informação qualitativa e quantitativa sobre essa mesma zona de uma forma espacial a partir de um conjunto de imagens relativas a uma zona específica do corpo humano (Udupa & Herman, 1999). Este tipo de informação é de base matricial. Já o modelo representativo do apoio físico fornecido pelo fabricante do mesmo é de base vectorial, geralmente em formato *eXtensible Markup Language* (XML), originando uma incompatibilidade de formatos. Para que seja viável a interoperação destes dois modelos, é necessário proceder à conversão de um deles. Por forma a possibilitar uma avaliação mais realista ao cirurgião, existem vantagens na conversão para modelo com base matricial, possibilitando assim ao cirurgião uma constante análise do exarne real. Na técnica proposta, os modelos dos fabricantes são todos convertidos para base matricial e armazenados num repositório para posterior utilização.

O fluxo de informação da técnica proposta é ilustrado na Figura 1. O processo inicia-se com a aquisição das imagens. Na segunda etapa o cirurgião selecciona no repositório o(s) implante(s) de apoio que considerar mais conveniente. Nesta etapa é efectuada uma análise em 2D que fornece ao cirurgião uma visão clara da extensão do problema, permitindo a colocação do modelo na posição correcta. Na terceira etapa é gerado o modelo tridimensional, que possibilita ao operador uma análise espacial do conjunto. Esta etapa é reversível para que, caso seja necessário, se possa voltar à etapa anterior podendo alterar a posição do implante ou até substituí-lo. Na última etapa é exportado um relatório com toda a informação do

planeamento, desde dimensões, posição do implante, screenshots, para apoio do cirurgião durante a cirurgia. Conseguem-se deste modo, fornecer aos cirurgiões ortopedistas uma ferramenta para planeamento cirúrgico mais precisa, facilitando assim a análise/avaliação por parte do cirurgião.

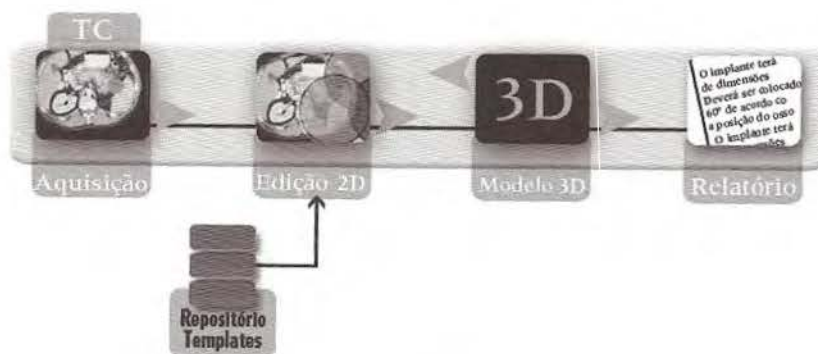


Figura 1: Fluxo de Informação

## REFERÊNCIAS

- Udupa, J., & Herman, G. (1999). 3D Imaging in Medicine (2nd Edition ed.). CRC Press.
- John, N. W., & McCloy, R. F. (2004). Navigating and visualizing three-dimensional data sets (Vol. 77). Manchester: The British Journal of Radiology.
- Malandain, G., & Rocchisani, J.-M. (1993). Matching of 3D medical images with a potential based method. INRIA, EPIDAURE (INRIA Sophia Antipolis). Le Chesnay: INRIA.

Ref: 344821R

## OBTENÇÃO DE FORMA EM MATLAB® A PARTIR DE IMAGENS OBTIDAS *POST MORTEM*

Pedro Talaia\*, Marco Parente, António Fernandes, Renato M. Natal Jorge

IDMEC-FEUP – Universidade do Porto – Porto, Portugal

\*Email: ptalaia@fe.up.pt

### RESUMO

O uso de imagens para a reconstrução de partes do corpo humano é recorrente para fins clínicos, simulação ou avaliação [Tavares et al., 2009]. A criação de geometrias anatómicas é cada vez mais uma ferramenta usada tanto na engenharia, como na medicina [Barneva et al., 2010].

É recorrente o uso de imagens em escala de cinzas provenientes de sistemas clássicos de diagnóstico, como TAC (Tomografia Axial Computorizada) ou RM (Ressonância Magnética), mas é conhecido as limitações das imagens originais em termos de diferenciação de tecidos moles e de resolução.

O problema da resolução das imagens aumenta quanto maior for a área em estudo para a reconstrução de geometria. O recurso a sujeitos *post mortem* permite a obtenção de imagens por métodos destrutivos, como é exemplo o projecto "Visible Human Project". Este projecto inclui imagens de um cadáver masculino e um cadáver feminino, ambos os cadáveres com imagiologia clássica (TAC, RM, rX), juntamente com imagens obtidas com filme 72mm e digitalizado a 11 Mpx.

A conversão e tratamento das imagens já foram descritos pelo autor em trabalhos prévios [Talaia et al. 2011a, Talaia et al. 2011b].

O presente trabalho apresenta a forma como os autores obtiveram várias formas de órgãos humanos, a partir das imagens do projecto "Visible Human Project", recorrendo ao MATLAB®.

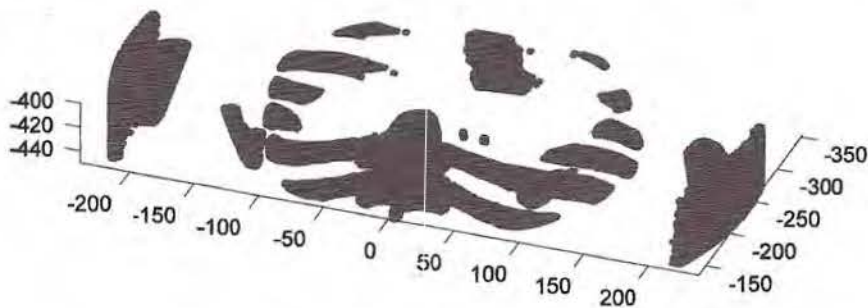


Figura 1. Nuvem de pontos para ossos entre imagens 1400 e 1450 (400 e 450mm)

### Agradecimentos

Para a realização deste trabalho, os autores agradecem o apoio das seguintes instituições:

- Fundação para a Ciência e a Tecnologia, pela bolsa de investigação SFRH/BI/33924/2009.

- Fundação para a Ciência e a Tecnologia pelo financiamento concedido através dos projectos: "Methodologies to Analyze Organs from Complex Medical Images – Applications to the Female Pelvic Cavity" e "Cardiovascular Imaging Modeling and Simulation – SIMCARD", com as referências PTDC/EEA-CRO/103320/2008 e UTAus-tin/CA/0047/2008.
- U.S. National Library of Medicine, pelas imagens provenientes do projecto "Visible Human Project"



## REFERÊNCIAS

Barneva, R. P., Brimkov, V. E., Hauptman, H. A., Natal Jorge, R.M., Tavares, J. M. R. S. (Editores), Computational Modeling of Objects Represented in Images, LNCS Series, ISBN 978-3-642-12711-3, (2010).

Tavares, J. M. R. S., Natal Jorge, R.M. (Editores), Advances in Computational Vision and Medical Image Processing, Computational Methods in Applied Sciences Series, Vol.13, Springer, ISBN 978-1-4020-9085-1, (2009).

Talaia, P., Parente, M., Fernandes, A., Natal, R., "Criação de geometrias anatómicas recorrendo a imagens RGB", 4<sup>o</sup> Congresso Nacional de Biomecânica, February 4-5, Coimbra, Portugal, (2011a).

Talaia, P., Parente, M., Fernandes, A., Natal, R., "Manipulação de imagens RGB e reconstrução de geometrias anatómicas", CMNE2011 – Congress on Numerical Methods in Engineering, June 14-7, Coimbra, Portugal (aceite), (2011b).

Ref: 344819R

## NORMALIZAÇÃO DO REGISTO CLÍNICO ELECTRÓNICO NA DERMATOLOGIA

Júlio Duarte <sup>\*1</sup>, Manuel Santos <sup>2</sup>, António Abelha <sup>1</sup>, José Machado <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidade do Minho, Departamento de Informática (DI) - Braga, Portugal

<sup>2</sup>Universidade do Minho, Departamento de Sistemas de Informação - Guimarães, Portugal

\*Email: jduarte@di.uminho.pt

### RESUMO

A Informática Médica (IM) é uma área multi-disciplinar que resulta de duas disciplinas principais, as Tecnologias de Informação (TI) e a área das Ciências da Vida e da Saúde. A IM é um assunto de importância crescente em todo o mundo, pelo contributo que pode proporcionar na modernização e na melhoria da qualidade da prestação de serviços de saúde, através de uma melhor gestão da informação assim como dos recursos associados [Van Bommel *et al.*, 1999]. No contexto da necessidade de gestão e da organização da informação hospitalar surgem os denominados Sistemas de Informação Hospitalar (SIH). Um SIH pode ser definido como um subsistema hospitalar com um carácter sócio-tecnológico, que engloba o processamento de toda a informação, bem como o papel dos profissionais clínicos [Haux, 2006].

O Processo Clínico Electrónico (PCE) é considerado um SIH, por excelência, e pode ser definido como o registo informático de todos os dados clínicos do paciente, ou seja, de toda a informação desde dados demográficos, história clínica e meios complementares de diagnóstico. Estes dados estão inseridos num sistema electrónico que permite a captura, a manutenção, a transmissão e o armazenamento de informação clínica, a qual é essencial, não só para o correcto acompanhamento do estado de saúde de cada paciente, mas também para outros efeitos, como por exemplo para propósitos de gestão de custos [Elberg, 2004]. Uma das principais armas do PCE é o reduzido espaço que ocupa um dispositivo capaz de armazenar uma enorme quantidade de informação, sendo que esta vantagem acentua-se mais ainda com o desenvolvimento das ciências computacionais. Esta característica permite uma melhor organização de toda a história clínica de um determinado paciente e a facilidade de consulta na hora de realizar um diagnóstico [Abelha, 2004].

Devido ao aumento da informação clínica, acentuado nos últimos anos, e motivados pela necessidade de uma melhor organização dessa informação, o Centro Hospitalar do Porto (CHP) e o Grupo de Inteligência Artificial da Universidade do Minho, criaram um PCE, o AIDA-PCE. Este PCE encontra-se em funcionamento no CHP e tem sido alargado a todos os serviços desta instituição. Com esta expansão do PCE surge a necessidade de parametrização e normalização do registo clínico, de forma a resolver a problemática de má comunicação entre clínicos. Internamente, este problema acontece entre clínicos do mesmo serviço, clínicos de diferentes serviços médicos e entre serviços médicos e laboratórios de análises ou centros de imagem médica. A má comunicação atinge maiores dimensões quando há troca de informação para o exterior. É devido à problemática da dificuldade na partilha de informação clínica que surge a necessidade da realização deste trabalho, com o intuito de tornar o processo clínico perceptível a qualquer clínico e promovendo a interoperabilidade de sistemas [Machado *et al.*, 2007].

De facto, quando se fala em PCE e se avaliam todas as suas funcionalidades, tem de se pensar na interacção e na comunicação entre variados sistemas de informação, equipamentos

biomédicos e clínicos. Para que haja sucesso nessa comunicação, a informação transmitida tem de estar padronizada e normalizada, ou seja, é necessário que todos os dados estejam estruturados e que toda e qualquer possibilidade de dupla interpretação seja eliminada. Há também que ter em conta a semântica das bases de dados utilizadas, para que a informação possa ser compreendida pelos outros sistemas. A utilização dos sistemas de classificação e de codificação de informação clínica garante a boa comunicação entre os profissionais de saúde e a interoperabilidade entre sistemas, permitindo assim alguns automatismos no registo hospitalar [Abelha, 2004] [Duarte J., 2008].

Os sistemas de classificação e de codificação não são mais do que normas de representação ou vocabulário utilizados para facilitar e aumentar a eficiência no arquivo e troca de informação clínica. Existem vários sistemas de classificação e de codificação, sendo que o mais utilizado em Portugal é a *International Classification of Diseases (ICD)*, utilizado também na realização deste trabalho. A ICD para além de codificar diagnósticos tem uma classificação de não doenças (e.g., transplantados, recém nascidos), procedimentos, causas externas de lesões e envenenamento, morfologia e fármacos. O objectivo da ICD é ser uma classificação para promover a standardização a nível internacional de estatísticas de mortalidade e morbilidade [Duarte J., 2008].

A realização deste trabalho permitiu normalizar e parametrizar o registo de informação clínica no contexto do PCE no serviço de dermatologia do CHP. Para isso foram criados formulários que permitem aos clínicos do serviço registar e consultar toda a informação clínica. Desta forma este trabalho permitiu a interoperabilidade entre sistemas no PCE, quer dentro da mesma instituição quer entre instituições; permitiu o tratamento posterior dos dados e realização de estudos estatísticos; tornou o registo acessível e perceptível a qualquer profissional clínico; e potenciou o suporte à decisão clínica, contribuindo para a diminuição do erro médico e trazendo maior qualidade de serviço para o utente.

## REFERÊNCIAS

- Abelha, A. (2004). Multi-Agent Systems to Support Cooperative Work in Health Care Units - PhD Thesis. Departamento de Informática, Universidade do Minho, Braga, Portugal.
- Duarte, J. (2008). Qualidade e Normalização do Registo no Processo Clínico Electrónico. Departamento de Informática, Universidade do Minho, Braga, Portugal.
- Elberg, P.B. (2004). Electronic patient records and innovation in health care services. *International Journal of Medical Informatics* 64:201-205, 2001. [Gurley 2004] Gurley, L., Advantages and Disadvantages of the Electronic Medical Record, *American Academy of Medical Administrators*.
- Machado J., Alves V., Abelha A. and Neves J. (2007); Ambient Intelligence via Multiagent Systems in Medical arena; *International Journal of Engineering Intelligent Systems*, Special issue on Decision Support Systems; vol. 15, n.3, pp. 167-173, 2007.
- Haux, (2006). R. Individualization, globalization and health – about sustainable information technologies and the aim of medical informatics. *International Journal of Medical Informatics*. 75:795-808.
- Van Bommel, J.H., Musen, M.A. (1999). *Handbook of Medical Informatics*. Springer-Verlag Heidelberg.

Ref: 344812R

## PHOTONICS FOR HEALTHCARE

Lúcia Bilro<sup>\*1</sup>, Nélia Alberto<sup>1</sup>, Paulo Antunes<sup>1</sup>, Cátia Leitão<sup>1</sup>, Hugo Lima<sup>1</sup>, Paulo André<sup>2</sup>, Rogério Nogueira<sup>2</sup>, João L. Pinto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physics, I3N, University of Aveiro, Aveiro, Portugal

<sup>2</sup>Instituto de Telecomunicações – Pólo de Aveiro, Aveiro, Portugal

\*Email: lucia.bilro@ua.pt

### ABSTRACT

Optical fiber technology presents several advantages over others sensing methodologies. They include passive operation and immunity to interference from electrostatic, electromagnetic and radio frequency sources, chemical stability, biocompatibility and long-term survivability. In addition optical fiber sensors present high sensibility, good linearity and the possibility to be integrated into several structures. Hence, it is not unexpected that, in the last years, has been a significant enhance on the number of works reporting the application of optical fiber based sensors and systems in healthcare, as will be described.

In this paper, three potential applications of optical sensors in healthcare, namely characterization of dental materials, study of bone deformation and monitoring of human joint movement will be presented.

Dental materials have been commonly applied for endodontic, orthodontic and periodontic purposes. The knowledge of their properties and proper manipulation is essential to obtain the best results in oral healthcare. For instance, an inappropriate selection of dental cement can lead to the appearing of microcracks at the tooth composite interface or leakage and failure of the restoration. Additionally, the recommendations of the products manufacturers are not always correctly followed by the dental technicians, so it is important to investigate the implications of this procedure in the properties of the final product. The characterization of polymerization reaction of cements and the study of different water/powder ratios of dental gypsum will be presented. The tests were accomplished with fiber Bragg grating (FBG) sensors. The data provided in these studies are particularly important information for the dental technicians, in order to obtain the best results in their works.

FBG sensors are also a promising alternative to other sensing methodologies to assess bone mechanics in vivo. The knowledge of the response of bone cells/bone tissue to FBGs and its sensing capability in this environment are important issues. A study that addresses these matters in long-term human osteoblastic cell cultures is presented. Results showed that osteoblastic cells were able to adhere and proliferate over the fiber. In addition to the excellent osteoblastic cytocompatibility, FBGs maintained the physical integrity and functionality, as its sensing capability was not affected through the culture period. Results suggest the possibility of in vivo osseointegration of the optical fibre/FBGs expecting a variety of applications in bone mechanical dynamics.

A wearable and wireless system designed to evaluate quantitatively the human gait will be also presented. It is based on the measurement of transmittance changes when a side-polished plastic optical fiber (POF) is bent. Four voluntary health subjects, in five different days, were tested in order to assess inter-day and inter-subject reliability, revealing that this technique is reliable and only needs a onetime calibration. Two more optical monitoring devices will be presented for the real-time assessment of the elbow and ankle movements. All devices were tested in different selected tasks and its performance evaluated. Side-polished POF based

systems are a valid technique and suitable to aid physicians in the diagnosis and rehabilitation of joint injuries, to monitor the performance of high competition athletes or even to quantify daily activities. The wearable sensor systems have properties such as portability, low-cost, friendly operation and less effect to human which are important topics in biomechanics and clinical applications.

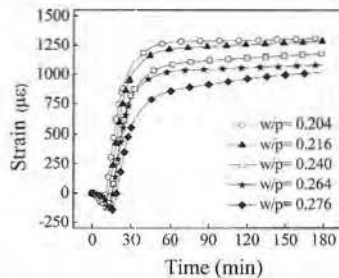


Fig 1: Strain evolution during the setting reaction of gypsum, for five different w/p ratios.

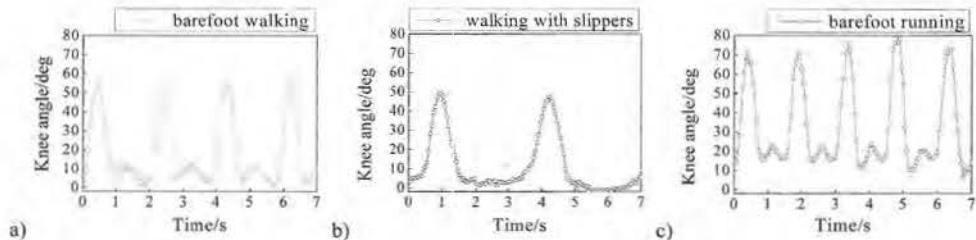


Fig. 2 - Knee angle in three different situation: a) barefoot walking, b) walking with slippers and c) barefoot running

## REFERENCES

- Aubin, J., Triffitt J.T., Mesenchymal stem cell and osteoblast differentiation. In "Principles of bone biology", Academic Press, San Diego, 2002.
- Fresvig T., Ludvigsen P., Steen H., Reikerås O., Fibre optic Bragg grating sensors: An alternative method to strain gauges for measuring deformation in bone, *Med Eng Phys*, Vol. 30, pp. 104–108, 2008.
- Alberto, N., Nogueira R., Carvalho, L., Abe, I., Kalinowski, H., Pinto, J.L., Study of dental gypsum using fibre sensors", *BIOSTEC 2008 – International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, Vol. 1, pp. 232-235, Funchal – Madeira, Portugal, 2008.
- Bilro, L., Oliveira, J., Pinto, J.L., Nogueira, R.N., A Reliable Low-Cost Wireless and Wearable Gait Monitoring System based on a POF Sensor, *Measurement Science and Technology*, accepted for publication, February, 2011.
- Piriyaarasath, P., Morris, M., Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review, *The Knee*, 14, 2-8, 2007.

Ref: 344816R

## A FERRIMAGNETIC CEMENT FOR THE TREATMENT OF SOLID TUMOURS BY ELECTROMAGNETICALLY INDUCED HYPERTHERMIA

A. Portela<sup>\*1</sup>, M. Vasconcelos<sup>1</sup>, J. Cavalheiro<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Dental Medicine, Universidade do Porto, Portugal

<sup>2</sup>INEB/Engineering Faculty, Universidade do Porto, Portugal

\*Email: aportela@fmd.up.pt

### RESUMO

Ferrimagnetic materials, exposed to an electromagnetic field, are largely utilized in the experimental treatment of tumours by hyperthermia (Moroz, 2002; Suzuki, 2003; Sato, 2008). Hyperthermia is a widely studied method in the cancer treatment, operating in the tumour cells, tumour neovascularization, and it may induce an immunologic and apoptotic response in the whole organism (Hildebrandt, 2002; Pappeti, 2002; Horsman, 2006). The methods currently available to produce hyperthermia are generally limited by the inability to selectively target the tumour cells, with the subsequent risk of affecting adjacent healthy tissues (Field, 1987; Szasz, 2007).

To overcome this limitation and in the context of the magnetically mediated hyperthermia, the Highly Focalized Thermotherapy (HFT) technique was developed. This technique consists in the direct injection of a material into the tumour and the subsequent exposition to an external high frequency magnetic field, that will heat the magnetic particles and subsequently, the tumour cells. For this propose, it was developed a new material, a ferrimagnetic cement (FC), composed by a silicate cement and magnetite. In previous studies, the FC demonstrates to be biocompatible (in vitro and in vivo) so, it can remain in the organism during the treatment period without side effects (Portela, 2010).

The aim of the present study was to evaluate the FC injectability, its performance within the tumour and the experimental effectiveness in the tumour treatment. The FC injectability was calculated using the following formula:  $\text{Injectable \%} = \frac{\text{Volume of paste ejected from the syringe}}{\text{Total volume of paste before ejection}}$

C57BL6 mouse were injected with B16F10 melanoma cells suspension. When tumour reached approximately 10mm in diameter, FC was directly injected into the tumour and its distribution was determined at radiography (Figure 1a). The FC capability to generate heat *in vivo*, when exposed to the magnetic field, was monitored through the thermographic image of the animal's (Figure 1b). The FC behaviour within the tumour was assessed by SEM/EDS (Figure 1c, Figure 2 Graph A and B).



Figure 1 – (a) Radiographic image of the tumour after FC injection. (b) Thermographic image during the treatment; (c) Morphological analysis of a FC sample, injected within the tumour. Z8 refers to the sample surface and Z9 the sample inside.

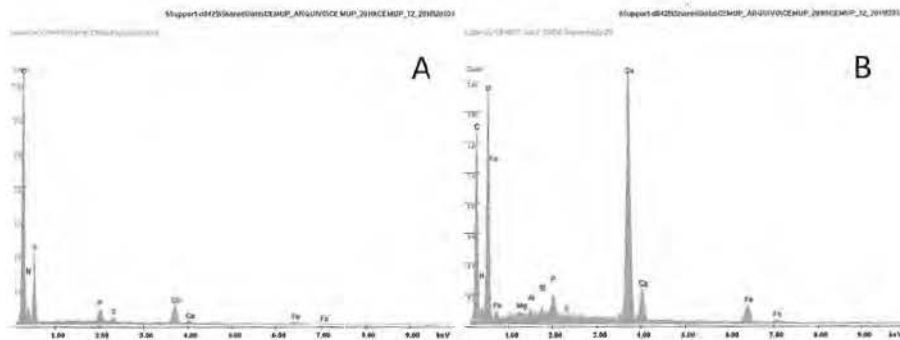


Figure 2 - EDS analysis of the injected FC sample. The surface (A-Z8) is composed of Ca, N associated with P and a high peak of C. The inside (B-Z9) is composed by Ca, Fe, Si, Mg associated to P and a high peak of C.

## REFERÊNCIAS

- Field SB. Physics and technology of hyperthermia. In: Field SB, Franconi C, editors. NATO ASI series, E: applied sciences. Dordrecht: Martinus Nijhoff Publisher, (1987) 19-27.
- Hildebrandt B, Wust P, Ahlers O, Dieing A, Sreenivasa G, Kerner T, Felix R, Riess H. The cellular and the molecular basis of hyperthermia. *Critical Reviews in Oncology/Hematology*, 43 (2002) 33-56.
- Horsman MR. Tissue physiology and the response to heat. *Int. J Hyperthermia*, 22 (2006) 197-203.
- Moroz P, Jones SK, Gray BN. Magnetically mediated hyperthermia: current status and future directions. *Int J Hyperthermia*, 18 (2002) 267-284.
- Pappeti M, Herman I. Mechanism of normal and tumor-derived angiogenesis. *Am J Physiol Cell Physiol*, 282 (2002) 947-970.
- Portela A, Vasconcelos M, Branco R, Gartner F, Faria M, Cavalheiro J. An in vitro and in vivo investigation of the biological behaviour of a ferrimagnetic cement for Highly Focalised Thermo-therapy. *J Mat Sci Mat Med*, 1 (2010) 2413-2423.
- Szasz A. Hyperthermia, a modality in the wings. *J Cancer Res Ther.*, 3(2007) 56-66.
- Suzuki M, Shinkai M, Honda H, Kobayashi T. Anticancer effect and immune induction by hyperthermia of malignant melanoma using magnetite cationic liposomes. *Melanoma Res*, 13 (2003) 129-135.
- Sato K, Watanabe Y, Horiuchi A, Yukumi S, Doi T, Yoshida M, Yamamoto Y, Tsunooka N, Kawachi K. Feasibility of new heating method of hepatic parenchyma using a sintered  $MgFe_2O_4$  needle under an alternating magnetic field. *J Surg Res*, 146 (2008) 110-116.

Ref: 344820R

## MULTI-AGENT SYSTEMS FOR NOSOCOMIAL INTEROPERABILITY

Miguel Miranda, António Abelha, José Machado\*, José Neves

Departamento de Informática, Universidade do Minho

Braga, Portugal

\*Email: jmac@di.uminho.pt

### ABSTRACT

The healthcare environment configures a paradigm of intricate information technology architectures, in which distinct solutions must share data and information. The exchange of data and information is of the essence towards the optimisation of existing resources and the improvement of the decision making process. Although interoperability had been studied and its implications to care delivery had been considered, the level of interoperability among systems in most healthcare institutions remains frustratingly low (Carr and Moore, 2003). The disparities among the software solutions within a nosocomial environment present a interoperability problem which we tackle using agent systems and its inherent distributability.

Agent based systems are a paradigm of problem solving which centres in the notion of an autonomous entity that actuates upon its environment. Numerous theoretical proposals and academic prototypes were developed, but no definitive and standard production platform has made this paradigm main-stream in software engineering. However, agent-based systems are arriving at a stage of maturity, where there are tools such as JADE, WADE and others frameworks that started a consensus that may help to increase the production relevance of agent-based systems and increase the awareness of its advantages.

When approaching a problem, any interpretation cannot be bonded, *a priori*, to a specific technology or methodology for problem solving. New systems must be oriented and adapted to better fit into the environment. Using multi-agent systems or agent-based models for problem solving presents itself as a adaptive paradigm to imbed different technologies and methodologies, which better adapt to the problem at hand. courses in research methodology and practice, i.e., a system of methods used in a particular area of study or activity, that can be imbedded in an organized manner.

One methodology that is important for interoperability and can be modeled within an agent system is Service Oriented Architecture (SOA). SOA denotes, fundamentally, a collection of services, which communicate with one another. The communication process can involve either simple data going past or across or it could include two or more services negotiating some activity; where a service is to be understood as a function that is well-defined, self-contained, and does not depend on the context or state of other services. Connecting services is therefore paramount; indeed enterprise applications and software systems need to be interoperable in order to achieve seamless business across organizational boundaries. It may seem extremely similar to the MAS approach, however SOA is an abstraction not bound to one specific technology, once it can be based on web-services, agents or in any other framework following these basic rules. The same can be applied to ontologies for cross-organizational communication, which have been already integrated in existing agent development frameworks. Indeed, new business models also call for innovative approaches to customers, involving collaboration across different organizations and domains and therefore need cross-organizational communication.

In this paper we describe a functioning agent-based environment for nosocomial interoperability. Regarding its architecture, it can be described as a multi-agent system developed under the Workflows and Agents Development Environment (WADE) and the Java Agent DEvelopment Framework (JADE). This choice was taken considering that JADE is an Open-Source JAVA based solution which offers some advantages, namely the production environment tests, a continuous improvement in any new release, and the demonstrated stability that assures the support and capability to handle all the events that may occur in a production environment. Furthermore, the fact that the framework is fully compliant with the specification of the Foundation for Intelligent Physical Agents (FIPA) using the advised architecture and making available several agent communication codecs such as FIPA Semantic Language (SL) and XML, enables one to extend the existing framework to a particular setting, without "reinventing the wheel" Bellifemine et al (2010a). Complementary to the Agent Communication Language (ACL), the existing ontology server and ontology embedded communication through plain Java objects, constitutes an important asset that is made available by JADE Caire and Cabanillas (2010) Cancedda and Caire (2008). Moreover the use of ontologies over serialized objects allows one not only have interoperability with other agent-based systems, but, to a some extent, to have interoperability with further non agent-based systems.

On top of JADE, WADE offers not only a workflow inspired on agent-based modelling, but also significative enhancements to JADEs administration and failure response. Although extensive workflows are also available, considering the agent philosophy, "micro-workflow engines" can be embedded into an agent in order to allow a more specific orientation to these workflows and allow for their utilization in diverse, extensive or meta workflows, made on a few "micro-workflows".Caire et al (2008).

In order to achieve a stable archive of the information being produced, aggregated and disseminated by the different services, a relational database management system (RDBMS) was used. This feature was also of the greatest relevance for web-based administration, as well as registering and connecting different platforms within an environment that evolves dynamically. In fact this environment is constituted by more than one platform, which main-container may change according to the behaviour of the failure recovery services Bellifemine et al (2010b).

## REFERENCES

- Bellifemine F, Caire G, Trucco T, Rimassa G (2010a) Jade programmer's guide. Tech. rep., Telecom Italia S.p.A.
- Bellifemine F, Caire G, Trucco T, Rimassa G, Mungenast R (2010b), Jade administrator's guide. Tech. rep., JADE Board.
- Caire G, Cabanillas D (2010), Application-defined content languages and ontologies. Tech. rep., Telecom Italia S.p.A.
- Caire G, Porta M, Quarantotto E, Sacchi G (2008) Wolf - an eclipse plug-in for wade. 17<sup>th</sup> IEEE International Workshops on Enabling Technologies: Infrastructures for Collaborative Enterprises, Proceedings pp 26 -32.
- Cancedda P, Caire G (2008) Ade tutorial creating ontologies by means of creating ontologies by means of the bean-ontology class. Tech. rep., Telecom Italia, S.p.A.
- Carr CD, Moore SM (2003) Ihe: a model for driving adoption of standards. Computerized Medical Imaging and Graphics 27(2-3):137 - 146, DOI 10.1016/S0895-6111(02)00087-3.

Ref: 344813R

## COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS

Paulo Piloto<sup>1</sup>, André Correia<sup>2</sup>, Mário Vaz<sup>3</sup>, J.C. Reis Campos<sup>2</sup>, Joana Silva<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Instituto Politécnico de Bragança, IDMEC, Bragança, Portugal

<sup>2</sup>Fac. Medicina Dentária da Universidade do Porto, LOME, Porto, Portugal

<sup>3</sup>Fac. Engenharia da Universidade do Porto, LOME, Porto, Portugal

<sup>4</sup>Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

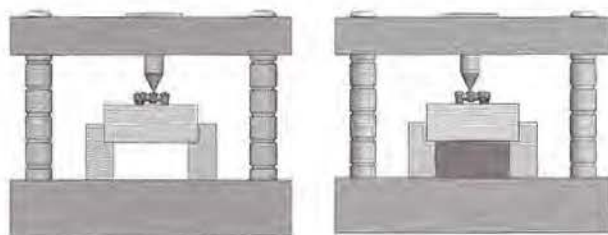
\*Email: ppiloto@ipb.pt

### RESUMO

A utilização de próteses parciais fixas (PPF) tem como objectivo a substituição de dentes ausentes, ou dos dentes extensamente destruídos, por estruturas protéticas que possibilitem uma reabilitação funcional e estética do sistema estomatognático. Este artigo avalia a capacidade resistente de PPF de três elementos, em zircónia com revestimento cerâmico, representativas das posições dentárias 34-35-36. As próteses foram cimentadas sobre pilares maciços, aparafusados em implantes de titânio, implantados num bloco de tecido ósseo mandibular.

Um dos aspectos importantes na 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 numericamente o valor das deformações na zona dos implantes, [1-4]. Foram efectuadas medições em duas PPF, utilizando ensaios de flexão, ver figura 1a.

Um outro aspecto, igualmente importante, está relacionado com a capacidade de resistência à fractura. A utilização de materiais frágeis e com elevada dureza nas PPF, condiciona a geometria e utilização destas estruturas protéticas. Neste trabalho são apresentados os valores de resistência à fractura de três PPF, determinados através de ensaios à flexão, ver figura 1b.



1a) Ensaios à flexão.

1b) Ensaios de rotura.

Figura 1 – Modelo da estrutura de suporte para ensaios das PPF.

Na figura 1 estão representados dois tipos de ensaios. O ensaio de flexão distingue-se do ensaio de resistência à fractura pela existência de um bloco rígido de suporte ao bloco de tecido ósseo. Em ambos os casos foi utilizada uma carga mecânica incremental de 35 [N], aplicada na fossa do pântico, com uma velocidade inferior a 0.2 [mm/min], com uma frequência de aquisição de dados de 1 [Hz]. As deformações foram medidas com extensómetros HBM, referência 1-LY18-3/350, de acordo com as posições representadas na figura 2.

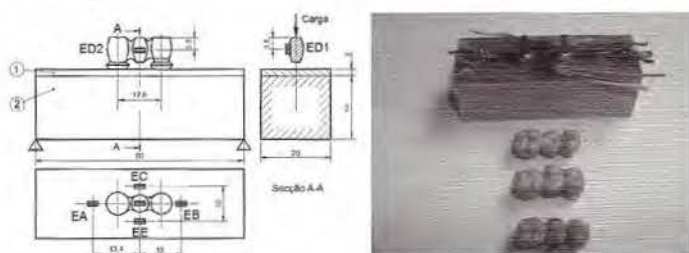


Figura 2 – Posição dos extensómetros.

Foram colocados cinco extensómetros (EA, EB, EC, ED e EE) na superfície superior da camada cortical, 1, e mais dois extensómetros no pântico, para medição da deformação na direcção mesio-distal (ED2) e na direcção apical-incisal (ED1).

Os resultados experimentais dos ensaios à flexão são semelhantes e coerentes, ver figura 3. As zonas que apresentam maiores valores de deformação estão localizadas nas extremidades vestibular (EE) e lingual (EC). O valor da deformação (ED), na zona interimplantar, comprova a existência de actividade mecânica.

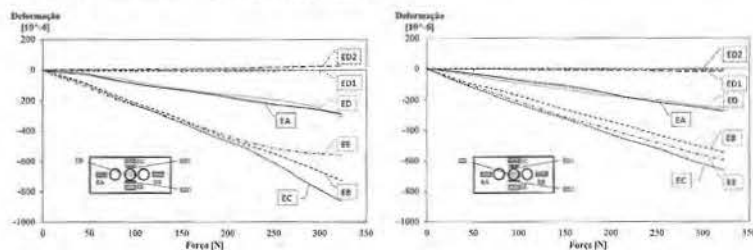


Figura 3 – Resultados dos ensaios à flexão da prótese 1 e da prótese 2.

Os valores de resistência à fractura estão representados na tabela 1 e foram determinados em função da primeira fissura visível. Em todos os ensaios foi verificada a fractura da camada de revestimento cerâmica, ver figura 4.

Tabela 1. Resultados do valor de resistência à fractura.

Amostra	Força limite [N]
Prótese 1	1119.67
Prótese 2	1760.89
Prótese 3	1508.89
Média ± DP	1463.15 ± 263.77

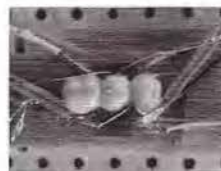


Figura 4 – Fractura da prótese 3.

## 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.
- [3] - Z. Lian *et al.*, "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] - Paulo Piloto, André Correia, Mário Vaz, J. C. Reis Campos e Hernâni Lopes, "Análise de deformações provocadas por uma prótese parcial fixa em tecido ósseo mandibular"; 4º Congresso Nacional de Biomecânica, ISBN 978-989-97161-0-0, pp 329-333, Coimbra, 2011.

Ref: 344806R

## APLICAÇÕES EM PROSTODONTIA DA BIOMECÂNICA EXPERIMENTAL

José C. Reis Campos<sup>\*1</sup>, André Correia<sup>1</sup>, Mário Vaz<sup>2</sup>, Helena Figueiral<sup>1</sup>, Fernando Morais Branco<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Prótese Removível, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Portugal.

<sup>2</sup>Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal.

\*Email: jcampos@fmd.up.pt

### RESUMO

O aparelho estomatognático é um sistema mecânico vivo e como tal é objecto de estudo da Biomecânica. Pode assim dizer-se que este sistema biomecânico, na realização do conjunto das suas funções e para-funções, gera forças e deslocamentos de forma controlada e coordenada, em condições de equilíbrio. Sempre que os limites biológicos do sistema estomatognático são ultrapassados o sistema passa para uma situação de irreversibilidade e não mais consegue recuperar o seu funcionamento equilibrado. A perda das condições de equilíbrio tanto pode resultar de acidentes traumáticos, como do aparecimento de situações patológicas que alterem as condições de utilização do sistema. (Natali 2003)

É nestas situações de perda deste equilíbrio, resultante por exemplo da perda dentes, que se vê implicada a Prostodontia, no sentido de reabilitar os espaços desdentados com estruturas artificiais que voltem a re-equilibrar o sistema estomatognático, e todas as funções que lhe estão associadas, como sejam a fala, a estética e a mastigação. (Natali 2003)

A Biomecânica Experimental possibilita o estudo destas situações, em modelos *in-vitro* ou *in-vivo*, de forma a que se possa avaliar o comportamento das estruturas protéticas, removíveis ou fixas, dos implantes, do osso e dos tecidos de suporte envolventes, antes da sua transposição para a realidade do consultório dentário. Existem vários métodos que podem ser utilizados para o estudo e para a simulação de situações compatíveis com a realidade clínica, e que se podem dividir em métodos de análise experimental e métodos de análise numérica.

Por exemplo, a interferometria holográfica permitiu estudar os deslocamentos sofridos por uma prótese removível de extremos livres quando sujeita a uma determinada carga sobre os seus dentes. Com a montagem desenvolvida foi possível avaliar o equilíbrio da distribuição de cargas e detectar gradientes de deslocamentos que se verificam nos tecidos de suporte – moles e duros – por incorrecta adaptação da sela protética. (Reis Campos 2005; Campos et al. 2009) Esta mesma técnica foi recentemente utilizada para estudar também o comportamento estrutural dos elementos de uma prótese parcial fixa em *cantilever*. (Correia 2009)

A extensometria eléctrica foi outra das técnicas utilizadas em trabalhos de investigação, no sentido de analisar as tensões e as deformações verificadas na mandíbula, numa situação de reabilitação de espaços desdentados posteriores com uma prótese parcial removível tipo Classe II de Kennedy. Estas medições foram também efectuadas em regime dinâmico tendo-se concluído da importância do papel desempenhado pelos tecidos moles e ligamento periodontal na propagação de ondas de tensão de elevada frequência. Este estudo confirma a necessidade de elementos de amortecimento nas superfícies de contacto dente/osso. (Reis Campos 2005)

A fotoelasticidade foi também um método utilizado para avaliar estados de tensões no interior dos materiais. Com esta técnica é possível avaliar a influência da geometria, p.e., dos dentes acrílicos das próteses removíveis – sobretudo no que concerne com as cúspides – nas tensões

geradas no interior da prótese e do osso de suporte.(Reis Campos 2005) Esta mesma técnica foi também utilizada no estudo das tensões geradas no interior das próteses parciais fixas quando sujeitas a cargas simuladoras da mastigação.(Correia 2009)

No seguimento destes trabalhos resultou evidente a necessidade de dispor de ferramentas que permitissem lidar com as geometrias complexas dos sistemas vivos. Para isso foram adaptados programas de CAD (desenho assistido por computador) e criadas ferramentas de processamento de imagem.

Relativamente à Biomecânica Experimental em Medicina Dentária, em particular à Prosthodontia, um dos trabalhos pioneiros consistiu na geração de um modelo matemático de uma mandíbula humana através de uma mandíbula real e do método "plane slicing",(Reis Campos 2005) hoje perfeitamente ultrapassado pela imagiologia digital e pelas ferramentas numéricas. Com a evolução da informática, e das tecnologias associadas, a reconstrução 3D de uma mandíbula passou a ser efectuada através da utilização de programas informáticos de CAD com capacidade de leitura dos ficheiros DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) gerados pelas tomografias computadorizadas.(Correia et al. 2009)

Em Prosthodontia a aplicação do método dos elementos finitos (MEF) é muito importante no estudo da complexa distribuição das tensões nos elementos protéticos, de forma a otimizar o desenho destas estruturas. A integração dos sistemas CAD-CAM de Medicina Dentária com os programas CAD da Engenharia Mecânica permitiu a vários autores utilizar o MEF para a análise de diferentes situações clínicas, sempre com o objectivo de estudar a resistência das estruturas e a longevidade desses mesmos elementos, bem como comportamento das estruturas de suporte.(Natali 2003; Reis Campos 2005; Campos et al. 2009; Correia 2009; Correia et al. 2009)

## REFERÊNCIAS

- Campos, J. C., A. Correia, et al. (2009). "Holographic stress analysis in a distal extension removable partial denture." *Eur J Prosthodont Restor Dent* 17(3): 111-115.
- Correia, A. (2009). Estudo das tensões exercidas sobre próteses fixas em zircónia e em titânio. Comportamento mecânico de estruturas executadas em CAD-CAM. Doutoramento na Área de Prótese Dentária e Oclusão. Porto, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. Doutoramento.
- Correia, A., P. Piloto, et al. (2009). "Análise por elementos finitos do comportamento mecânico de uma mandíbula humana parcialmente edêntula em função da densidade óssea trabecular. ." *Revista Odonto Ciência (Journal of Dental Science)* 24(1): 22-27.
- Natali, A. (2003). *Dental Biomechanics*, Taylor & Francis.
- Reis Campos, J. (2005). Estudo mediante procedimentos holográficos, de extensometria e fotoelasticidade das zonas de pressão nas extensões distais das próteses parciais removíveis. Doutoramento na Área de Prótese Dentária e Oclusão. Porto, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. Doutoramento.

Ref: 344807R

## DETERMINAÇÃO DINÂMICA DAS RELAÇÕES INTERMAXILARES EM DESDENTADOS TOTAIS

Patrícia Fonseca\*, Maria Helena Figueiral, Margarida Sampaio Fernandes, J.C. Reis Campos, Fernando Morais Branco

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto - Porto, Portugal

\*Email: pat.fonseca@portugalmail.pt

### RESUMO

O número de pacientes desdentados totais com condicionantes estéticas, económicas, anatómicas ou fisiológicas que limitam a reabilitação oral à prótese total bimaxilar convencional continua a justificar o seu estudo em medicina dentária. Estes pacientes não apresentam qualquer relação de estabilidade entre as arcadas, as quais se relacionam apenas a nível da articulação temporomandibular (ATM). Assim, um dos principais objectivos da prótese total é obtermos um equilíbrio estável entre a posição de oclusão dentária, a ATM e a musculatura envolvida.

Consequentemente, o registo das relações intermaxilares é um dos passos essenciais na confecção de uma prótese total e no sucesso de uma reabilitação oral. Alguns autores têm encontrado relação estatisticamente significativa entre a exactidão das relações intermaxilares e a futura utilização das próteses totais [Fenlon 1999; Dervis, 2004].

De acordo com o glossário dos termos prostodônticos a posição de relação cêntrica é uma posição mandibular, determinada clinicamente, em que ambos os côndilos se encontram na posição mais anterior, superior e centrada na cavidade glenóide e deve ser obtida sem dor ou desequilíbrio nas ATM. Os pacientes que necessitam de reabilitação oral com prótese total apresentam muitas vezes alterações articulares ou limitações musculares e anatómicas que tornam difícil a manipulação da mandíbula para a relação cêntrica [Watanabe, 2004]. A relação entre a mandíbula e a maxila nos diferentes planos anatómicos (sagital, coronal e transversal) na qual há equilíbrio entre a ATM, os músculos e a oclusão dentária é a posição que permite ao médico dentista planear e executar a reabilitação oral respeitando os princípios fisiológicos do sistema estomatognático [Paixão 2007]. É esta posição de relação cêntrica adaptada que se pretende determinar com os registos intermaxilares, uma vez que a capacidade de remodelação da ATM, a torna anatomicamente diferente nos pacientes totalmente desdentados [Hongchen, 1992; Raustia, 1998].

No presente trabalho os autores têm como objectivo a descrição de uma técnica para a determinação das relações intermaxilares baseada no traçado intraoral do arco gótico. A utilização do arco gótico para a obtenção da posição mandibular tem sido descrita por alguns autores [Watanabe, 2004; Wojdyla, 2006; Paixão, 2007], como mais fiável e reprodutível que a manipulação manual, sendo no entanto contestado por outros [Keshvad, 2003]. As principais características a que um método deve obedecer são ser fiável, de fácil utilização e acima de tudo reprodutível. A falha na correcta determinação das relações intermaxilares tem sido apontada por alguns autores como factor causal, predisponente ou agravante dos distúrbios temporomandibulares [Dervis, 2004].

A utilização de uma técnica dinâmica, sem interferência do operador, permite-nos obter com maior previsibilidade uma reabilitação oral em pacientes desdentados totais onde se restabelece a função e a estética de uma forma harmoniosa e o mais fisiológica possível.

O traçado do arco gótico utilizado na determinação das relações intermaxilares, apesar de mais exigente em termos clínicos e laboratoriais, é uma forma precisa e confiável de contribuir para o sucesso deste tipo de reabilitação oral.

## REFERÊNCIAS

- Amorin, V. C. P., Laganá, D. C., Eduardo, J. V. P., Zanetti, A. L., Analysis of the condyle/fossa relationship before and after prosthetic rehabilitation with maxillary complete denture and mandibles removable partial denture. *J Prosthet Dent*, 89 (2003) 508-14.
- Dervis, E., Changes in temporomandibular disorders after treatment with new complete dentures, *J Oral Rehabil*, 31 (2004) 320-6.
- Dervis, E., The influence of the accuracy of the intermaxillary relations on the use of complete dentures: a clinical evaluation, *J Oral Rehabil*, 31 (2004) 35-41.
- Fenlon, M. R., Sherriff, M., Walter, J. D., Association between the accuracy of intermaxillary and complete denture usage, *J Prosthet Dent*, 81 (1999) 520-5.
- Hongchen, L., Jilin, Z., Ning, L., Edentulous position of the temporomandibular joint, *J Prosthet Dent*, 67 (1992) 401-4.
- Keshvad, A., Winstanley, R. B., Comparison of the replicability of routinely used centric relation registration techniques, *J Prosthodont*, 12 (2003) 90-101.
- Paixão, F., Silva, W. A., Silva, F. A., Ramos, Gda G., Cruz, M. V., Evaluation of the reproducibility of two techniques used to determine and record centric relation in angle's class I patients, *J Appl Oral Sci*, 15 (2007) 275-9.
- Raustia, A. M., Pirttiniemi, P., Salonen, M. A. M., Pyhtinen, J., Effect of edentulousness on mandibular size and condyle-fossa position, *J Oral Rehabil*, 25 (1998) 174-9.
- Watanabe, Y., Observation of horizontal mandibular positions in an edentulous patient using a digital gothic arch tracer: A clinical report, *J Prosthet Dent*, 91 (2004) 15-9.
- Wojdyla, S., Using Intraoral Gothic Arch Tracing to Balance Full Dentures and Determine Centric Relation and Occlusal Vertical Dimension, *Dent Today*, 24 (2005) 74-7.

Ref: 344803R

## EVALUATION OF THE CORTICAL BONE THICKNESS IN EIGHT DIFFERENT HUMAN MANDIBLES

Elza M.M. Fonseca<sup>\*1</sup>, Jairson C. Dinis<sup>2</sup>, João K. Noronha<sup>3</sup>, Mário A.P. Vaz<sup>4</sup>

<sup>1</sup>IDMEC-CENUME Pólo FEUP, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

<sup>2</sup>Mestrado em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

<sup>3</sup>Dr. Krug de Noronha, Clínica de Imagem/Radiologia, Porto, Portugal

<sup>4</sup>Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal

\*Email: efonseca@ipb.pt

### ABSTRACT

The main objective of this study was to investigate if there is a relation between the cortical bone thickness of human mandibles, with age and patient gender. In this work, the measure of the cortical bone thickness was obtained using different medical images.

Different human mandibles were obtained, with high resolution, through computed tomography. Computed tomography is the most common technique used for examination of maxillofacial, because it permits the visualization of soft tissues and bone structures in the same medical image [Cavalcanti, *et al* 2001]. This technique is used in several clinical dentistry applications even by axial slices, in two (2D) and three-dimensional (3D) reconstructed images [Rocha, *et al* 2003], [Fonseca, *et al* 2010].

In this work the cortical thickness was measured using image processing software (Sante DICOM Viewer FREE, Santesoft). The three dimensional visualization of the medical images was obtained using InVesalius 3.0 (FREE Beta 2 Software, C. T. I. Renato Archer). An initial work with this purpose was produced by [Fonseca, *et al* 2010] using other software.

A total of eight medical images were analysed in two different groups, figures 1 and 2. One group was characterized with four female mandibles, from different ages (26-79 years old), figure 1. Other group with four male mandibles has similar age (42-57 years old), figure 2.

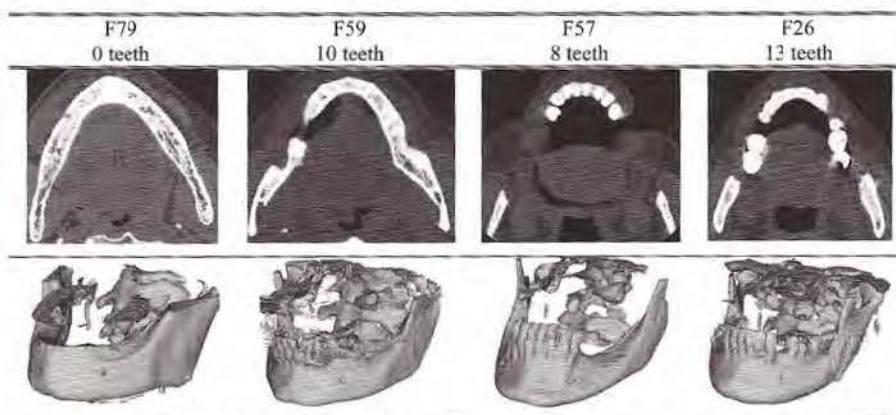


Figure 1. Number of teeth, 2D and 3D scan of F mandibles.

Figure 2 represents all medical images for M mandibles. As shown, the number of teeth is similar between all images, 12 or 13.

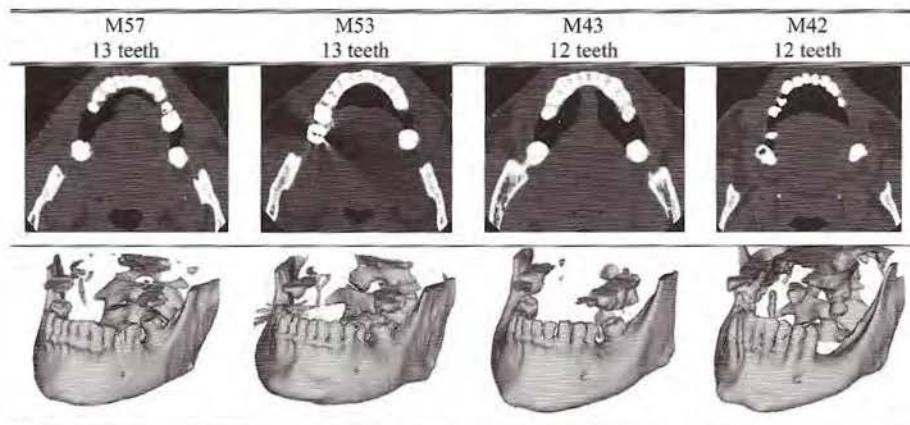


Figure 2. Number of teeth, 2D and 3D scan of M mandibles.

Conclusions about the cortical bone thickness of the mandible affected by tooth extraction, age and gender patient will be produced. The use of this type of information could be useful for complementary diagnostic information and clinical treatment planning.

The use of CT method is an excellent way to distinguish different tissues, as verified in this work. With this capability was possible to determine the cortical mean thickness value in different human mandibles.

#### REFERENCES

- Cavalcanti, M.G.P.; Ruprecht, A.; Vannier, M.W., 3D-CT vascular setting protocol using computer graphics for the evaluation of maxillofacial lesions, *Pesqui. Odontol. Bras.*, 15(3) (2001) 229-236.
- Fonseca, E.M.M.; Lima, M.J.; Noronha, J.K.; Vaz, M.A.P., The thickness of the cortical bone in different maxillae using medical images, *Proceedings of the I International Conference on Biodental Engineering*, Portugal, R.M. Natal Jorge et al (Eds), CRC PRESS, Taylor & Francis Group, (2010) 109-112.
- Rocha, S.S.; Ramos, D.L.P.; Cavalcanti, M.G.P., Applicability of 3D-CT facial reconstruction for forensic individual identification, *Pesqui. Odontol. Bras.* 17(1) (2003), ISSN1517-7491.

Ref: 344817R

## PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS NA CONFECCÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS REMOVÍVEIS

Patrícia Fonseca<sup>\*1</sup>, Maria Helena Figueiral<sup>1</sup>, Rui Ribeiro<sup>2</sup>, Mário Vaz<sup>2</sup>, Fernando Morais Branco<sup>1</sup><sup>1</sup>Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto - Porto, Portugal<sup>2</sup>Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto - Porto, Portugal

\*Email: pat.fonseca@portugalmail.pt

### RESUMO

A introdução de resinas acrílicas como material protético em 1937, pelo conjunto de propriedades combinadas que superam as dos materiais previamente utilizados, revolucionou a prótese removível [Banerjee, 2010]. No entanto, a fractura das próteses dentárias é uma situação que ainda ocorre com alguma frequência e é maioritariamente atribuída à falha por impacto ou fadiga de flexão do material [Faot, 2009; Gharehchahi, 2010]. Por esta razão e pelo crescente uso de sobredentaduras (próteses sobre estruturas rígidas de sustentação e/ou retenção - como são as raízes e os implantes dentários), têm surgido novas resinas acrílicas reforçadas com fibras de vidro ou materiais "borrachóides" [Gharehchahi, 2010]. Pela multiplicidade e particularidade de casos clínicos, a escolha da resina a utilizar nem sempre é linear e pode condicionar o sucesso de uma reabilitação oral [Faot F, 2009]. A força de impacto e as propriedades de flexão das bases protéticas são importantes para a predictabilidade da sua *performance* clínica mediante determinadas cargas funcionais [Memon, 2001; Meng 2005].

O objectivo deste estudo foi determinar algumas das propriedades mecânicas (força de impacto, grau de flexão e força de tracção) de duas resinas acrílicas convencionais utilizadas na confecção de próteses removíveis (autopolimerizável e de polimerização a quente) para, assim, se poder comparar com os valores referenciados por outros autores para estas e outras resinas reforçadas que começam a ser empregues.

Efectuaram-se testes de impacto, de flexão e de tracção/tensão. Os provetes de resina acrílica utilizados nos testes referidos foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. Foram respeitadas as normas ISO para cada teste realizado. À semelhança de outros estudos, usou-se o teste de impacto de Charpy [Faot, 2009; Hamanaka, 2010] que é um teste padronizado de deformação, rápido e fácil de executar que determina a quantidade de energia absorvida pelo material durante a fractura (Fig. 1A).

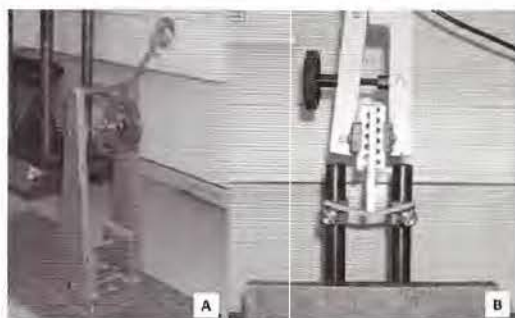


Figura 1. A -Teste de impacto; B - Teste de flexão.

O teste de flexão de 3 pontos utilizado consiste em apoiar o provete em dois pontos equidistantes do centro onde se aplica lentamente uma força de flexão até à fractura a 1,27mm/min (Fig 1B). No ensaio de tracção o provete é submetido a um esforço que tende a alongá-lo ou esticá-lo até à ruptura, obtendo-se o módulo de elasticidade.

A resina acrílica autopolimerizada comparativamente com a resina de polimerização a quente apresenta menor força de impacto, maior deflexão e menor módulo de elasticidade (deforma com menor carga).

Apesar das propriedades avaliadas dependerem em parte da técnica de processamento utilizada na confecção (polimerização) das resinas [Xinlong, 2011], os autores acreditam que os seus resultados podem contribuir para o esclarecimento de algumas das questões que condicionam a escolha da resina acrílica, de acordo com a particularidade de cada trabalho protético.

## REFERÊNCIAS

- Banerjee, R., Banerjee, S., Prabhudesai, P. S., Bhide, S. V., Influence of the processing technique on the flexural fatigue strength of denture base resins: an in vitro investigation, *Indian J Dent Res*, 21 (2010) 391-5.
- Faot, F., da Silva, W. J., da Rosa, R. S., Del Bel Cury, A. A., Garcia, R. C., Strength of denture base resins repaired with auto- and visible light-polymerized materials, *J Prosthodont* 18 (2009) 496-502.
- Faot, F., Panza, L. H., Garcia, R.C., Cury, A. A., Impact and flexural strength, and fracture morphology of acrylic resins with impact modifiers. *Open Dent J*, 29 (2009) 137-43.
- Gharehchahi, J., Aghdaee, N.A., Kermani, N., Evaluation of FRC reinforcing on flexural strength of acrylic resin denture bases. *N Y State Dent J*, 76 (2010) 40-3.
- Hamanaka, I., Takahashi, Y., Shimizu, H., Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins, *Acta Odontol Scand*, Sep 27 (2010).
- Memon, M. S., Yunus, N., Razak, A. A., Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer, *Int J Prosthodont*, 14 (2001) 214-8.
- Meng Jr, T. R., Latta, M. A., Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent Pract*, 6 (2005) 93-100.
- Xinlong, M., Yang, Y., Jianxiong, M., Xiaohong, W., Yanjun, Z. J., Comparison of mechanical properties of polymethyl methacrylate of different mixing ratios, *Med Eng Technol*, 35 (2011) 54-8.

Ref: 344822R

## HÍBRIDOS ORGÂNICO-INORGÂNICOS COM POTENCIAL APLICAÇÃO COMO MATERIAIS PARA IMPLANTES ÓSSEOS

M.S.M.S. Nabiça<sup>1</sup>, A.M.B. Silva<sup>1</sup>, I.M. Miranda Salvado<sup>\*1</sup>, M.H.V. Fernandes<sup>1</sup>, F.M.A. Margaça<sup>2</sup>

<sup>1</sup>CICECO & Dep. Eng. Cerâmica e do Vidro, Universidade de Aveiro, 3810-193 Aveiro, Portugal

<sup>2</sup>UFA; Instituto Tecnológico e Nuclear, Estrada Nacional 10, 2686-953 Sacavém, Portugal

\*Email: isabelmsalvado@ua.pt

### RESUMO

“Ormosils” (Organic modified silicates) preparados com base em polidimetilsiloxano (PDMS) e tetraetilortosilicato (TEOS), com potencial aplicação como implantes, foram desenvolvidos por Vallet-Regi et al. [1] e Kamitakahara et al. [2]. Estes materiais apresentaram deposição de apatite na sua superfície, após imersão em SBF (Simulated Body Fluid) e exibiram também propriedades únicas tais como baixo módulo elástico e baixa deformabilidade. Materiais híbridos no sistema PDMS-CaO-SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub> mostraram ter a capacidade de induzir a precipitação de apatite.

Estes materiais híbridos orgânico-inorgânicos, podem preparar-se através do processo sol-gel, apresentando o componente orgânico incorporado a nível molecular na rede inorgânica.

No presente trabalho, prepararam-se híbridos no sistema CaO-SiO<sub>2</sub> com e sem adição de um pequeno teor de ZrO<sub>2</sub> e estudou-se o seu comportamento após imersão em SBF tendo em vista a sua aplicação como materiais para implantes ósseos. Utilizaram-se como precursores PDMS, TEOS, nitrato de cálcio e propóxido de zircónio (PrZr). O teor em PrZr, adicionado a algumas amostras, foi igual a 1 % em peso. Algumas das amostras sofreram tratamento térmico (T.T.) a 200 °C durante 2 horas.

Na observação por microscopia electrónica de varrimento (MEV) da superfície das amostras, antes e após imersão em SBF, verificou-se que se forma uma camada rica em cálcio e fósforo, (confirmado por espectroscopia de energia dispersiva, EDS) logo após 2 horas de imersão, sendo esta camada mais evidente à medida que o tempo de imersão aumenta.

Na *figura 1* apresentam-se as micrografias obtidas por MEV das amostras antes e após 14 dias de imersão em SBF. Pode observar-se que tanto para as amostras com e sem tratamento térmico como para as amostras preparadas com e sem PrZr, ocorreu uma deposição de fosfato de cálcio na superfície. Observando as micrografias, parece evidente que o tratamento térmico e a adição de PrZr na preparação dos híbridos (*figura 1 (b):(A)*), são duas condições que favorecem a deposição de fosfato de cálcio na superfície das amostras.

O gráfico de EDS representado na *figura 2*, corresponde à amostra na micrografia da *figura 1 (b):(A)*, comprovando, através dos picos de cálcio e fósforo, que a camada depositada na superfície das amostras é fosfato de cálcio.

Na *figura 3*, está representado o difractograma de Raios X da amostra a que se refere a *figura 1 (b):(A)*, a partir da qual se constata que a camada de fosfato de cálcio depositada na superfície da amostra corresponde a hidroxiapatite [Ca<sub>5</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>(OH)].

Os resultados obtidos neste estudo indicam que a adição de um pequeno teor de PrZr origina uma maior deposição da camada de apatite na superfície do material e que a realização de um tratamento térmico a 200 °C durante 2 horas, também favorece a bioactividade das amostras preparadas com PrZr.

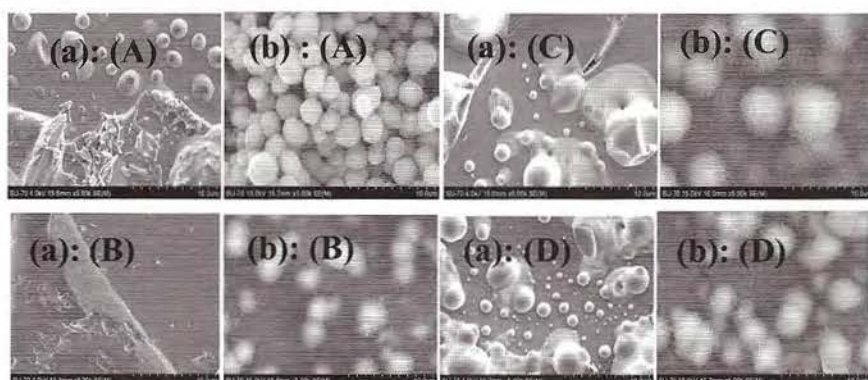


Figura 1- Micrografias MEV das amostras preparadas (A) com PrZr que sofreu tratamento térmico, (B) sem PrZr que sofreu tratamento térmico, (C) com PrZr que não sofreu tratamento térmico, (D) sem PrZr que não sofreu tratamento térmico, (a) antes da imersão em SBF, (b) após 14 dias de imersão em SBF.

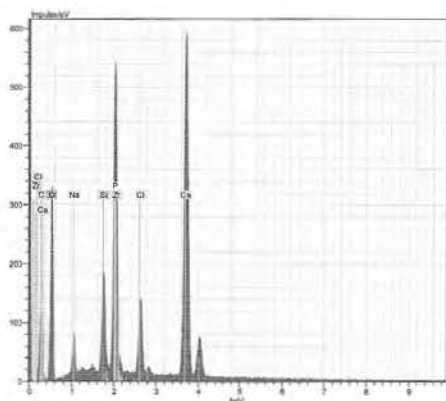


Figura 2- Gráfico de EDS da amostra preparada com PrZr e com T.T. ao fim de 14 dias de imersão em SBF.

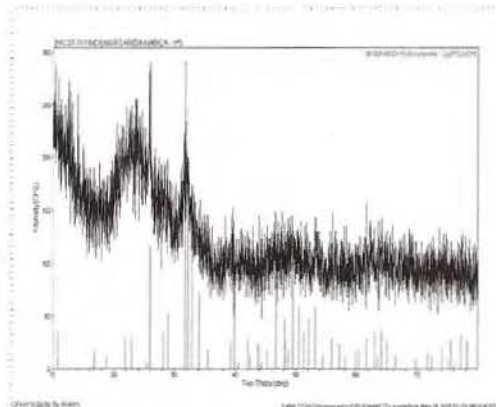


Figura 3- Gráfico de DRX da amostra preparada com PrZr e com T.T. depois de imersa em SBF durante 14 dias.

## REFERÊNCIAS

- [1]. Vallet-Regi, M., Salinas, A.J., Ramirez-Castellanos, j., Gonzalez-Calbet, J.M., Chem. Mater. 17 (2005) 1874-9
- [2]. Kamitakahara, M., Kawashita, M., Miyata, N., Kokubo, T., Nakamura, T., J. Mater. Sci. Mater. Med. 14 (2003) 1067-72

Ref: 344823R

## AVALIAÇÃO OBJECTIVA E SUBJECTIVA DO TOQUE EM VESTUÁRIO HOSPITALAR PARA BATAS CIRÚRGICAS

Catarina Guise\*<sup>1</sup>, Rosa M. Vasconcelos<sup>2</sup>, Mário Lima<sup>3</sup><sup>1</sup>Universidade do Minho, Mestre em Eng<sup>a</sup> Biomédica - Guimarães, Portugal<sup>2</sup>Universidade do Minho, Depart. Eng<sup>a</sup> Têxtil - Guimarães, Portugal<sup>3</sup>Universidade do Minho, Depart. Eng<sup>a</sup> Mecânica - Guimarães, Portugal

\*Email: catarinaguise@hotmail.com

### RESUMO

O tipo de vestuário a usar é determinado pelo grau de protecção necessário, e esta função de protecção é tida em consideração em detrimento de outra propriedade de extrema importância quando se fala de vestuário: o conforto (Teli e Kumar, 2007; Abreu, 2004). Este é um importante factor na área de vestuário cirúrgico, já que o indivíduo avalia o conforto, independentemente do perigo a que está sujeito. Especialmente, se um procedimento cirúrgico demora um longo período de tempo, o tipo de vestuário usado, destaque-se a bata cirúrgica, além da função de protecção dos profissionais de saúde, deve proporcionar um conforto adequado (Abreu *et al.*, 2000). Portanto, o desempenho das batas cirúrgicas procura um equilíbrio entre as propriedades de barreira e conforto.

O conforto é um "estado agradável de harmonia fisiológica, psicológica e física entre o ser humano e o ambiente" (Slater, 1986). O conforto apercebido pelos utilizadores depende, principalmente, das propriedades sensoriais de *toque* e termofisiológicas dos tecidos. Assim, têm sido realizados vários estudos no sentido de se chegar a uma relação entre a avaliação objectiva dos tecidos obtida através da medição por vários aparelhos e, a avaliação subjectiva dada pela opinião de um dado grupo de pessoas (Broega *et al.*, 2007).

Actualmente, as batas cirúrgicas usadas são produzidas com não-tecidos, estruturas formadas através do entrelaçamento de camadas de fibras ou filamentos naturais, artificiais ou sintéticos, que se ligam umas às outras por meios físicos e/ou químicos, formando uma manta contínua (Jorge, 2005-2006).

O objectivo deste trabalho é estudar e caracterizar o conforto e toque sensorial, bem como os requisitos dos tecidos usados em roupas hospitalares, especificamente em batas cirúrgicas.

Sensações de conforto e desconforto foram estudadas e avaliadas, com especial relevância no conforto sensorial do *toque* que cirurgiões e outros técnicos hospitalares "sentem" quando usam batas cirúrgicas, sabendo que tais peças de vestuário devem fornecer protecção contra a contaminação por agentes infecciosos, como vírus.

Dois tipos de não-tecidos foram utilizados:

- SMS (Spunbond-Melblown Spunbond), composto de 100% de polipropileno;
- Bi-componente com 80% de polietileno e 20% de poliéster.

Foi realizada uma análise objectiva e subjectiva dos não-tecidos em questão, de forma a se estudar a correlação entre aquilo que foi obtido nos testes mecânicos e físicos e aquilo que foi sentido pelo Homem ao tocar nestes materiais.

Atrito, rugosidade e propriedades térmicas foram alguns dos aspectos avaliados. Na análise objectiva destaca-se o recurso ao instrumento Frictorq, um aparelho desenvolvido na Universidade do Minho, para medir o coeficiente de atrito. Quanto à análise subjectiva,

recorreu-se a um inquérito por questionário de forma a avaliar a percepção de indivíduos de ambos os sexos com o intuito de se encontrar diferenças no *toque* de homens e mulheres. Os resultados obtidos foram estudados a nível estatístico com ajuda do software SPSS® versão 18.0.

Obtiveram-se algumas correlações, destacando-se a correlação inversa existente entre a propriedade objectiva do atrito e o parâmetro subjectivo seco/húmido. Destaca-se também o facto do sexo feminino ter uma maior sensibilidade para o sentido do tacto.

## REFERÊNCIAS

Teli, M., Kumar, G. Functional Textiles and apparels. Journal of the Textile Association, pp.21-30, May-June 2007.

Abreu, M. Contribuição para o Estudo da Parametrização de Têxteis Hospitalares. Tese de Doutoramento em Engenharia Têxtil, área de conhecimento em Física Têxtil, Universidade do Minho, 2004.

Abreu, M., Silva, M., Schacher, L. e Adolphe, D. The Influence of the Sterilisation in the Balance between Comfort vs. Barrier Properties of Surgical Protective Clothing. FiberMed Conference, pp. 146-155, June 2000.

Slater, K. The Assessment of Comfort. J. Textile Inst., Vol. 77, no 3, pp.157-171, 1986.

Broega, A., Silva, M. O Conforto Total do Vestuário: Design para os Cinco Sentidos. Encuentro Latinoamericano de Diseño, Universidad de Palermo, Agosto 2007.

Jorge, D. Estudo da Influência do Atrito em Não – tecidos. Relatório de estágio de Engenharia do Vestuário inserido na disciplina “Projecto Industrial”, Universidade do Minho, 2005-2006.

Ref: 344824R

## STEREOSCOPIC DISPARITY MODEL INSPIRED BY THE PRIMARY VISUAL CORTEX

Fernanda C.C. Faria, Jorge Batista\*, Helder Araújo

Institute of Systems and Robotics - University of Coimbra - Coimbra, Portugal

\*Email: batista@isr.uc.pt

### ABSTRACT

Primary visual cortex (V1) is the first site at which single neurons can be activated by stimuli in both eyes. V1 neurons encode information specifically about the relationship between the images in the two eyes. Biologically plausible models for stereo vision inspired in the V1 use the response of receptive field (RF) profiles of binocular cells for disparity computation. V1 can be studied through two subdivisions of cortical cells: simple cells and complex cells. Simple and Complex cells are composed of orientation selective RFs. Simple cells have spatially separate regions that respond to either ON (excitatory) or OFF (inhibitory) to a stimulus. Complex cells respond to a stimulus anywhere within the RF, i.e., there are not spatially separate regions. These characteristics make complex cells well adapted to encode disparity information. The response of a complex cell is based on a combination of binocular simple cells in quadrature through a linear filter followed by a half-power function, this model is also named energy model [Ohzawa, DeAngelis & Freeman, 1990; Ohzawa, DeAngelis & Freeman, 1996; Parker, 2007; Hubel & Wiesel, 1962].

Depth perception is encoded due to the positional differences between the images from the left and right eyes. Stereoscopic vision at the neuronal level can be studied through the energy model. The stereoscopic model based on the energy model uses a combination of simple cells. Logarithmic Gabor functions are employed to describe the response profile of simple cell RFs instead of traditional Gabor functions applied in our previous work [Faria, Batista & Araújo, 2010]. The response profile of simple cell RFs involve several steps for filtering with a bank of log-Gabor filters [Kovesi, 1999]. The two dimensional filter was constructed in frequency domain.

The response of a simple cell is the sum of the filtered left and right images by the corresponding position shift RF profile [Ohzawa, DeAngelis & Freeman, 1990; Ohzawa, DeAngelis & Freeman, 1996; Parker, 2007]. The response of a complex cell can be computed as the sum of the squared outputs of a quadrature pair of simple cells. These spatial frequency components differ by 90 degrees in phase while all the other parameters of the cells are identical [Parker, 2007; Field, 1987].

The disparity is estimated by a local extremum selection of the response of complex cells computed. The extremum is located at a maximum or a minimum response of complex cells for a range of disparities with the same orientation and spatial frequency [Read & Cumming, 2007; Faria, Batista & Araújo, 2010]. The final disparity map is created by pooling all 25 maps. Each spatial position of the 25 disparity maps is combined to compute the average. The resulting average is compared with each spatial position of all maps and the position whose value is farthest from the mean is removed. The process is repeated until the total of spatial positions is reduced by half. Finally, a  $5 \times 5$  median filter smoothed the map. The final disparity map is more accurate than those that would be obtained without the pooling step.

The algorithm was tested with a real world stereogram (Figure 1) from the Middlebury stereo repository [Scharstein & Szeliski, 2002] (<http://cat.middlebury.edu/stereo>).

The evaluation methodologies used quantitative measures that compare our disparity map with the ground truth disparity map presented in Figure 1(c). Our estimated disparity map is shown in Figure 1(d). The percentage of the remaining pixels where the proposed algorithm did not account the correct disparity is given by percentage of wrongly matched pixels (Scharstein & Szeliski, 2002). Root-mean-squared error is employed also in the algorithm evaluation (Scharstein & Szeliski, 2002). The error measures computed exclude pixels that are in occluded regions. We excluded also border pixels because the algorithm does not compute meaningful disparities near the image boundaries. The current algorithm presents 1.70 to root-mean-squared and 17 to percentage of wrongly matched pixels. The results are better than those of the last work.

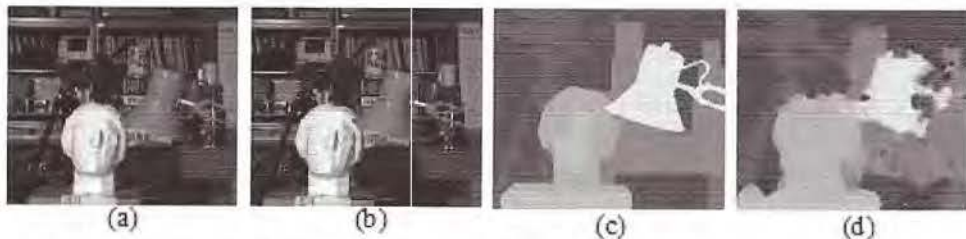


Figure 1: (a) Left image; (b) Right image; (c) Ground truth disparity map; (d) Estimated disparity map.

## REFERENCES

- Faria, F.C.C., Batista, J. & Araújo, H., Bio-inspired binocular disparity with position-shift receptive field, in Proc. First Doctoral Conference on Computing, Electrical and Industrial Systems - DoCEIS'10, Costa de Caparica, Portugal, (2010) 351-358.
- Field, D.J., Relations between the statistics of natural images and the response properties of cortical cells, *Journal of Optical Society of American A*, vol. 4, no. 12, (1987) 2379-2394.
- Hubel, D.H. & Wiesel, T.N., Receptive fields, binocular interaction, and functional architecture in the cat's visual cortex, *J. Physiol*, 160 (1962) 106-154.
- Kovesi P., Image features from phase congruency, *Journal of Computer Vision Research*, vol. 1, no. 3 (1999) 1-26.
- Ohzawa, I., DeAngelis, G.C. & Freeman, R.D., Stereoscopic depth discrimination in the visual cortex: neurons ideally suited as disparity detectors, *Science*, 249 (1990) 1037-1041.
- Ohzawa, I., DeAngelis, G. & Freeman, R., Encoding of binocular disparity by simple cells in the cat's visual cortex, *J. Neurophysiol*, 75 (1996) 1779-1805.
- Parker, A.J., Binocular depth perception and the cerebral cortex, *Nature Reviews, Neuroscience*, 8 (2007) 379-391.
- Read, J.C.A. & Cumming, B.G., Sensors for impossible stimuli may solve the stereo correspondence problem, *Nature Neuroscience*, vol. 10, no. 10 (2007) 1322-1328.
- Scharstein, D. & Szeliski R., A taxonomy and evaluation of dense two-frame stereo correspondence algorithms, *Int. J. Comput. Vis.*, 47 (2002) 7-42.