

PROCESSAMENTO DE IMAGEM EM MEDICINA*

ANTÓNIO SOUSA PEREIRA, JOSÉ ALBERTO RAFAEL

Departamento de Electrónica e Telecomunicações/INESC. Universidade de Aveiro. Aveiro.

RESUMO

Neste artigo são apresentados alguns conceitos básicos de Processamento Digital de Imagem, nomeadamente melhoria de imagem e segmentação, e são referidas algumas das actividades que têm vindo a ser desenvolvidas pelo grupo de Processamento de Imagem da Universidade de Aveiro/INESC no domínio das aplicações médicas.

SUMMARY

Image processing in medicine

In this paper some basic concepts of Digital Image processing are presented, such as image enhancement and segmentation, and some of the activities in Medical Imaging of the Image Processing group of the University of Aveiro/INESC are described.

INTRODUÇÃO

O processamento digital de imagem desenvolveu-se significativamente a partir de meados da década de 60, com o aparecimento dos computadores digitais de 3.^a geração que possibilitaram a aplicação dos conceitos teóricos. A investigação espacial foi a grande responsável pelo seu rápido desenvolvimento e difusão a outras áreas de aplicação.

Na década de 70 e aparecimento dos primeiros sistemas de diagnóstico pela imagem, não só a Tomografia Axial Computorizada como também sistemas para Medicina Nuclear e Ultrassonografia, vieram demonstrar a importância do processamento de imagem em Medicina.

A associação de sistemas de processamento de imagem a infraestruturas de comunicação possibilitaram o aparecimento de novas áreas de aplicação como a Teleradiologia e os sistemas de PACS (*Picture Archiving and Communication System*).

CONCEITOS SOBRE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM

O processamento digital de imagem coloca à disposição do utilizador um conjunto de ferramentas permitindo o tratamento e manipulação das imagens de acordo com os objectivos pretendidos. Desde o pré-processamento das imagens, permitindo a redução do ruído ou a melhoria do contraste, à identificação de características de componentes da imagem, através da codificação de contornos ou correspondência de formas, existe todo um conjunto de algoritmos que podem ser utilizados.

Das diversas técnicas gostaríamos de realçar aquelas que são utilizadas para melhoria e segmentação de imagem.

Melhoria de Imagem

Entendemos como técnicas de melhoria de imagem aquelas que sendo aplicadas sobre uma imagem a modificam no sentido de a tornar mais apropriada para uma dada aplicação. A equalização do histograma de uma imagem com o objectivo de aumentar o seu contraste é o exemplo de uma destas técnicas (Fig. 1). A equalização do histograma é extre-

mamente eficaz em situações em que tenhamos uma gama dinâmica reduzida na zona de interesse da imagem. Como é visível na Fig. 1b o histograma da zona de interesse na imagem original encontra-se comprimido dos níveis mais intensos sendo a equalização responsável pela sua expansão por toda a escala (histograma inferior da imagem 1b).

Segmentação

Definimos segmentação como o processo pelo qual uma imagem é subdividida nos diversos elementos que a constituem ou objectos. Os algoritmos de segmentação são geralmente baseados numa das seguintes propriedades dos níveis de cinzento: descontinuidade e semelhança. Na primeira situação detectamos as variações bruscas dos níveis de cinzento para identificar os contornos dos objectos, enquanto que na segunda situação detectamos os objectos através da definição de intervalos dos níveis de cinzento ou do crescimento de regiões de acordo com um dado critério. Na Fig. 2 pretendíamos identificar a prótese do colo do fémur pelo que começamos por manipular o histograma da imagem por forma a melhor identificar a estrutura de interesse tendo seguidamente aplicado um filtro para detecção de contornos (Sobel). O objecto em questão torna-se assim facilmente identificável.

Todas estas ferramentas são aplicáveis ao processamento das imagens médicas com o objectivo de aumentar a eficácia de diagnóstico do clínico e/ou especialista. O aumento da detectabilidade de lesões, a possibilidade de extracção de parâmetros quantitativos das imagens, a caracterização e descrição de estruturas, a utilização de técnicas de análise no domínio da frequência, a análise de sequências dinâmicas de imagens, a possibilidade de reconstrução e visualização de volumes, a modelização de órgãos e a geração de imagens funcionais são algumas das possibilidades oferecidas pela utilização destas ferramentas.

SISTEMAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM MÉDICA

Um sistema de processamento de imagem é constituído pelos seguintes componentes: dispositivo de geração de imagem, sistemas de processamento e dispositivo de visualização.

* Comunicação apresentada no III Encontro Nacional de Investigação em Saúde, Faculdade de Medicina de Lisboa, 8 a 11 de Maio de 1991.

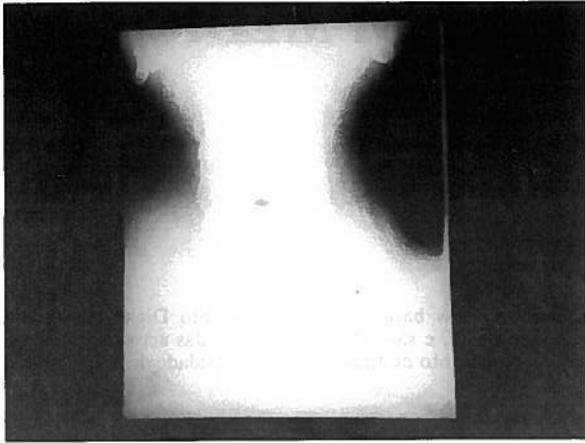


Fig. 1a — Imagem original obtida a partir da digitalização de uma radiografia convencional.

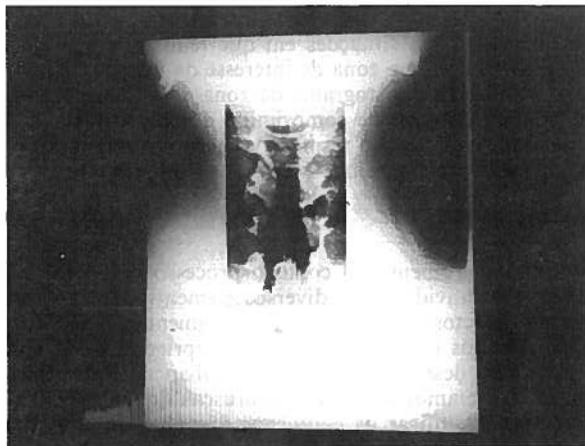


Fig. 1b — Equalização do histograma numa zona de interesse da imagem da Fig. 1a com a visível melhoria de detectabilidade das estruturas aí presentes.

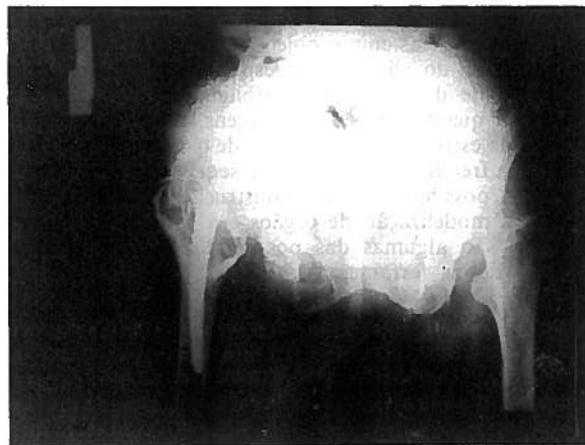


Fig. 2a — Imagem original proveniente de uma radiografia ao colo do fêmur.

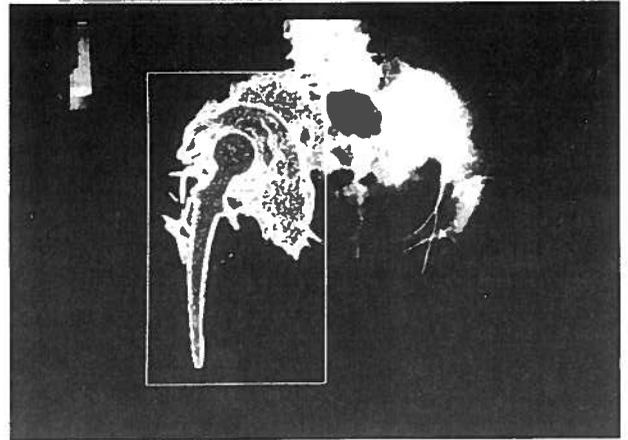


Fig. 2b — Manipulação do histograma e aplicação de um filtro de Sobel numa zona de interesse da Fig. 2a para evidenciar uma prótese aí existente.

As imagens médicas nem sempre estão disponíveis sob a forma digital, como é o caso das películas radiológicas. Torna-se pois necessária a sua digitalização utilizando dispositivos especiais (*scanners*, sistemas de vídeo). Em Ultrassonografia a aquisição do sinal vídeo, acessível em todos os equipamentos, permite facilmente a sua digitalização. Nas modalidades digitais (CT, TES, ADS, Medicina Nuclear) tal não se torna necessário atendendo a que as imagens são já geradas digitalmente, bastando a existência de uma interface conveniente com o sistema de processamento e visualização.

Em função dos requisitos computacionais dos algoritmos utilizados e das facilidades de visualização necessárias, os sistemas de processamento poderão utilizar desde sistemas computacionais baseados em PC/compatíveis, dispoindo de uma carta com capacidade de visualização de imagem e um monitor auxiliar, a estações de trabalho de elevado desempenho, baseadas e, processadores RISC, e com ecrans policromáticos de elevada resolução. A este sistema de processamento e visualização estão associadas unidades de armazenamento (discos magnéticos, ópticos, magneto-ópticos, unidades de banda) destinados ao arquivo das imagens. A existência de dispositivos permitindo a ligação destes sistemas a outros, nomeadamente numa rede local ou a sistemas remotos, é também de importância capital já que poderemos permitir por exemplo a visualização numa mesma estação de trabalho de imagens de um mesmo paciente mas de diferentes modalidades, ou o acesso a bases de dados remotas.

É fundamental que estes sistemas sejam abertos e expansíveis, isto é permitam que o utilizador desenvolva novas aplicações e as integre facilmente no ambiente de processamento bem como possa fazer a expansão dos equipamentos. Para este efeito é essencial a utilização de plataformas baseadas em normas (*hardware* e *software*) aceites pelos fabricantes de equipamento, como por exemplo o barramento PC/AT, SCSI ou VME (*hardware*) e os sistemas operativos DOS e UNIX.

A interface Homem/Máquina assume capital importância neste tipo de aplicações podendo ser responsável pelo seu sucesso ou não aceitação. O seu desenvolvimento deve ser realizado em estreita colaboração com o utilizador final, sendo conveniente a utilização de uma metodologia evolutiva, na qual é realizada uma prototipagem rápida da aplicação que é posteriormente submetida ao utilizador final. Dos seus comentários e recomendações será realizada uma nova

versão repetindo-se e processo. A utilização de interfaces gráficas (Fig. 3), baseados em janelas e tendo o rato como dispositivo de interacção tem conduzindo à implementação de interfaces consistentes e de fácil utilização. A existência do ambiente X Windows permite o desenvolvimento de interfaces com estas características transportáveis para plataformas UNIX da maioria dos fabricantes.

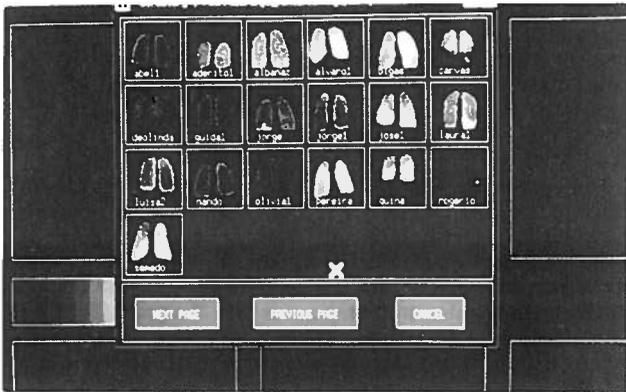


Fig. 3 — Exemplo de uma interface Homem/máquina em que os ficheiros aparecem descritos por icons sugestivos, podendo ser seleccionados por simples manuseamento de um rato.

APLICAÇÕES DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS MÉDICAS

O grupo de processamento de imagem do Departamento de Electrónica e Telecomunicações da Universidade de Aveiro/INESC tem desenvolvido actividades de investigação e desenvolvimento no domínio da imagem médica, em projectos nacionais (PMCT-JNICT) e europeus (AIM) de I&D, e em colaboração com outros grupos de investigação ligados a Faculdades de Medicina (UC, UP) e Instituições Hospitalares (HUC, HSJ, CHVS).

Dentro dos diferentes domínios em que intervimos gostariamos de realçar a seguintes aplicações: **Medicina Nuclear** — Estudo e caracterização da função respiratória utilizando marcadores radioactivos e técnicas de aquisição sincronizada por um sinal fisiológico, Radiocardiologia, Tomografia de Emissão Simples; **Radiologia** — Angiografia, extracção de parâmetros quantitativos de secções de CT; **multimodalidade**; **Tele-radiologia**; **PACS**; **Oftalmologia**.

Medicina Nuclear

Estudos e caracterização da função respiratória — Foram desenvolvidas duas novas técnicas que permitem o estudo quantitativo da função respiratória, através de: **Gating pulmonar** — Após a marcação *in vivo* dos glóbulos vermelhos com 20 mCi de ^{99m}Tc , é adquirida uma sequência de imagens da região pulmonar, igualmente espaçadas num ciclo cardíaco. O processo de aquisição das imagens é sincronizado pela onda R do ECG e decorre durante um número de ciclos cardíacos que permite uma estatística adequada aos dados a processar. São definidas manualmente 3 zonas de interesse sobre a projecção de cada um dos pulmões, por forma a analisar em cada um dos seus lobos, como ocorreu a variação de volume de sangue. É possível, através do cálculo do 1.º harmónico de Fourier, avaliar a amplitude da variação de volume de sangue, bem como o sincronismo (fase) dessa variação relativamente ao início da sístole ventricular (onda R do ECG). A Figura 4a evidencia um passo do pro-

cessamento na sequência do referido anteriormente onde se quantifica a variabilidade do sincronismo em cada um dos lobos dos pulmões através dos histogramas em que se relacionam o número de pontos de cada zona de interesse com a sua fase (histogramas de Número de pontos versus Fase). Um padrão normal destes histogramas corresponderá a uma distribuição gaussiana de baixo desvio padrão. Na Figura 4a só os lobos superiores de ambos os pulmões apresentam o padrão normal enquanto para os restantes lobos é evidenciada uma grande dispersão do sincronismo de variação de volume de sangue o que indica a existência de patologia. Pode ainda identificar-se nestes histogramas o sangue cuja variação é síncrona com a ejeção ventricular e, como se mostra na Figura 4b, definir manualmente as fases que lhe correspondem. O sangue que na projecção dos pulmões tem semelhante comportamento funcional corresponderá a sangue proveniente de shunts arterio-arteriais. Uma vez em que o 1.º harmónico de Fourier também permite calcular a amplitude da variação de volume de sangue na projecção dos pulmões é então possível calcular de forma percentual qual a quantidade de sangue que é devido aos shunts entre a circulação pulmonar e a circulação sistémica [J.J.P. de LIMA].

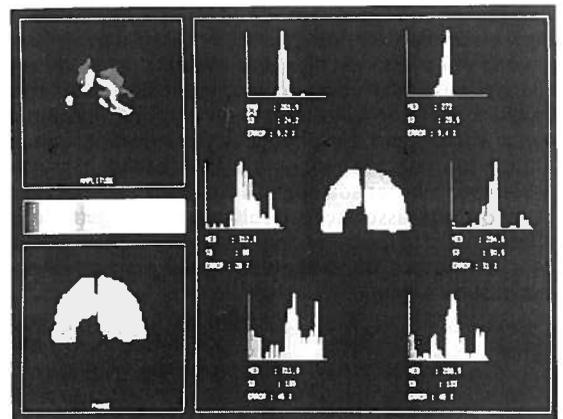


Fig. 4a — A figura mostra o resultado de uma etapa de processamento das imagens de *gating* pulmonar. As imagens de esquerda representam a amplitude (variação de volume de sangue) e fase (sincronismo) do 1.º harmónico de Fourier. À direita apresentam-se os histogramas de Número de pontos versus Fase para cada um dos lobos dos pulmões (na zona correspondente à projecção do lobo inferior do pulmão esquerdo foi retirada manualmente a imagem do coração).

Avaliação quantitativa da relação ventilação/perfusão — Para a implementação desta técnica é necessário adquirir dados relativos quer a exame de ventilação quer a exame de perfusão. Relativamente à prova de ventilação o paciente inala em circuito fechado uma mistura de 10-15 mCi de ^{133}Xe , ar e O_2 até atingir uma situação de equilíbrio na distribuição do ^{133}Xe (aproximadamente 5 minutos). Decorrida esta fase passa-se a outra, a de wash-out, durante o qual o paciente respira para o exterior durante cerca de 10 m. Neste período de tempo é recolhida uma sequência de imagens com intervalos de 10 s.

No que respeita ao exame de perfusão é recolhida uma imagem após injeção intravenosa de 4 mCi de microesferas marcadas com ^{99m}Tc .

A ventilação é avaliada calculando, para cada pixel, o tempo médio de trânsito do produto radioactivo na fase de wash-out.

Em alternativa à análise habitual do quociente entre a ventilação e a perfusão, que para além de não traduzir uma rela-

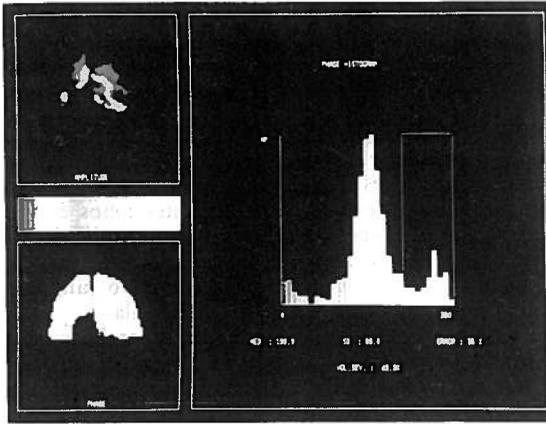


Fig. 4b — Definição, sobre o histograma, das fases que correspondem a sangue síncrono com a ejeção ventricular. Conseqüente obtenção do valor percentual do volume de sangue resultante de shunts arterio-arteriais.

ção fisiológica, que pode produzir falsos negativos por variações no mesmo sentido quer da ventilação quer da perfusão, propomos esta técnica que permite a visualização quantitativa de ambas as informações independentemente (ventilação e perfusão). Assim a cada pixel da imagem que representa a projecção dos pulmões associamos um paralelepípedo cuja altura é proporcional à informação de perfusão e cuja cor está relacionada com a informação de ventilação. O resultado desta associação resulta numa imagem do tipo da indicada na Figura 5 em que os 4 parâmetros referidos (posição — x, y; perfusão e ventilação) são representados em perspectivas num plano.

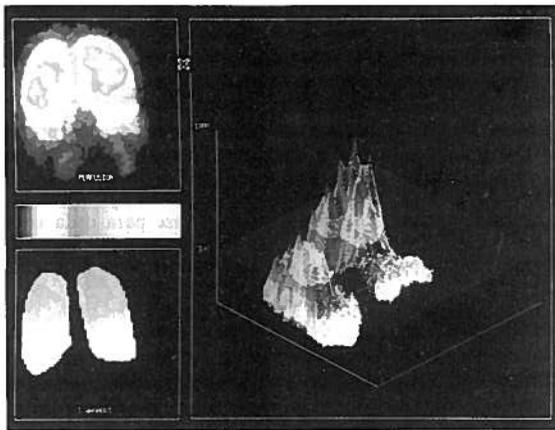


Fig. 5 — Estudos de ventilação/perfusão. À esquerda as imagens de perfusão e ventilação (tempos médios de trânsito do wash-out do ^{133}Xe). À direita representação numa única imagem (histograma de 4 parâmetros) das informações de ventilação e perfusão. É visível o plano que define os valores normais de perfusão. No presente caso os lobos inferiores de ambos os pulmões apresentam uma amplitude inferior ao plano, evidenciando a existência de patologia de perfusão nessas regiões.

A Figura 5 fornece ainda, por simples observação, uma quantificação da informação em análise pois, sobre uma população de normais, foi possível estabelecer padrões de normalidade quer para a perfusão quer para a ventilação e incluí-los na imagem de 4 parâmetros respectivamente através de um plano transparente (plano de normalidade para a perfusão) e actuação conveniente na escala de cores utilizadas.

Assim uma região que apresente patologia do ponto de vista de ventilação apresentará uma cor diferente do azul (só visível com fotografias a cores) e uma região pulmonar com deficiências de perfusão terá uma amplitude abaixo do plano de normalidade representado [J.J.P. de LIMA].

Radiocardiologia — Através de exames de equilíbrio são calculados parâmetros quantitativos globais e sectoriais sobre a dinâmica da função ventricular esquerda (fracções de ejeção global e sectorial, velocidades máximas de ejeção e relaxamento e respectivos tempos de ocorrência). É ainda possível a avaliação do movimento regional das paredes do coração através das imagens de fase e amplitude do 1.º harmónico de Fourier e de um vasto conjunto de imagens funcionais que refletem o comportamento mecânico do coração [RAFAEL].

Tomografia de Emissão Simples — Em Tomografia de Emissão Simples obtemos a reconstrução tridimensional da distribuição do radiofármaco na zona de estudo podendo assim visualizar a actividade metabólica nesse volume. Para obter esta informação são utilizados algoritmos de reconstrução, semelhantes aos empregues em Tomografia Axial Computorizada, que geram um conjunto de secções transversais. A reconstrução de um conjunto de secções contíguas permite obter um volume a partir do qual podem ser geradas secções com outras orientações (ex. sagital, coronal) ou imagens 3D [SOUSA PEREIRA].

Radiologia

Angiografia — A cineangiografia ventricular é uma técnica que permite a visualização do movimento do ventrículo esquerdo ao longo do ciclo cardíaco. A análise das imagens assim produzidas possibilita a avaliação do desempenho ventricular, através da utilização de modelos baseados por exemplo na Análise em Componentes Principais [SOUSA SANTOS].

Extracção de parâmetros quantitativos de secções de CT — A utilização de ferramentas apropriadas permite a extracção de parâmetros quantitativos de imagens. Foi desenvolvida uma ferramenta (*STATA*) destinada à análise tomodensitométrica de cortes pulmonares gerando histogramas do volume pulmonar bem como de parâmetros estatísticos caracterizando essas distribuições [SILVA].

Multimodalidade

Um sistema de multimodalidade integrará dados de um mesmo paciente provenientes de diversas modalidades tais como TAC, RMN, ADS, TES, ECO. Um modelo anatómico, fisiológico e pato-fisiológico ajudará o especialista na interpretação das sequências de imagens 2D e 3D, extraindo das diversas modalidades aquelas características que podem ser melhor visualizadas ou quantificadas numa dada modalidade e fazendo a sua representação numa imagem unificada. Os requisitos deste sistema foram desenvolvidos no âmbito do projecto europeu AIM-1040-MMOMS [MMOMS].

Teleradiologia

O Centro Hospitalar do Vale do Sousa (CHVS) é composto por duas unidades hospitalares separadas de 4 Km. Esta situação cria dificuldades logísticas e de administração geral. A superação destas dificuldades passa pela informatização dos serviços e utilização da teleradiologia. A teleradiologia possibilita o envio e a recepção de imagem através de linhas telefónicas permitindo a realização remota de diagnósticos primários, uma mais eficaz resposta do radiologista em situações de urgência bem como um fortalecimento das ligações do especialista em radiologia com o clínico [VEIGA PIRES].

PACS

No âmbito do Programa Mobilizador em Ciência e Tecnologia da JNICT foi apresentado o projecto GIMEC — Gestão de Imagens Médicas e Comunicações cujo objectivo principal é a implementação de um demonstrador de um sistema de PACS. Este projecto é realizado em colaboração com o Serviço de Imagiologia dos HUC, que irá servir para a definição do modelo de referência do referido sistema [SOUSA PEREIRA].

Oftalmologia

A delimitação da zona avascular central e determinação da sua área a partir de imagens angiográficas é um método usado regularmente em estudos de evolução de retinopatias e em investigação científica. Eram normalmente utilizados métodos manuais pouco rigorosos e com uma elevada margem de erro. A utilização de técnicas de processamento de imagem permitiu o desenvolvimento de um método análise das imagens angiográficas visando a obtenção de resultados mais rigorosos, de fácil interpretação e manuseamento [RAPOSO DE OLIVEIRA].

CONCLUSÕES

A utilização do processamento digital de imagem em medicina coloca à disposição do especialista/clínico um ambiente de processamento e visualização, obrigando a novos métodos de trabalho, sendo no entanto um poderoso auxiliar na detecção e estudos das diversas patologias.

Em Portugal é possível realizar investigação e desenvolvimento neste domínio sendo no entanto fundamental para o seu sucesso a constituição de equipas multidisciplinares.

BIBLIOGRAFIA

GONZALES R., P. WINTZ: *Digital Image Processing*. Addison Wesley, 2nd Ed., Massachusetts, 1987.

- J.J.P. DE LIMA, J.A.S. RAFAEL, M.F.R. BOTELHO: *Dynamic imaging of the compliant perfusion of the lungs* European Journal Nuclear Medicine, 1986; Vol 12: 258-262.
- J.J.P. DE LIMA, M.F.R. BOTELHO, A.M.S. PEREIRA, J.A.S. RAFAEL, M.A.T. MARQUES, A.J. PINYO, F. GODINHO, M.C. PEREIRA, M.F. BAGANHA: *Ventilation and derfusion display in a single image*. European Journal Nuclear Medicine, 1991; Vol 18: 78-82.
- MMOMS: *Multi-modal Organ Modelling System*. Final Report — Project A1040, November 1990.
- RAFAEL J.A.: *Desenvolvimento de um Sistema de Angiocardiografia de Equilíbrio*. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Aveiro, 1988.
- RAPOSO DE OLIVEIRA M., A. SOUSA PEREIRA, J. FARIA DE ABREU, E. LEITE, J. PEDROSO DE LIMA, J. CUNHA VAZ: *Aplicações de Processamento de Imagem na Análise do Fundo do Olho*. Actas do BIO ENG'90 — 2.º Congresso Português de Engenharia Biomédica, Aveiro, Abril 1990.
- SILVA A., A. SOUSA PEREIRA: *STATA: A Software Tool for Automatic Tomodensitometric Analysis*. Proceedings 1st. European Conference on Biomedical Engineering, Nice, February 1991; pp. 42-3.
- SOUSA PEREIRA A.: *Desenvolvimento de um Sistema de Tomografia de Emissão*. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Aveiro, 1986.
- SOUSA PEREIRA A.: *GIMEC ≈ Gestão de Imagens Médicas e Comunicações*. Projecto submetido à JNICT no âmbito do PMCT, Aveiro, 1990.
- SOUSA SANTOS B.: *Análise Assistida por Computador de Cineangiogramas do Ventrículo Esquerdo*. Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, Aveiro, 1989.
- VEIGA PIRES J.A., J. AGUIAR COELHO, A. SOUSA PEREIRA, J. ALMEIDA PINTO, R. MATHEUS: *Implementação de um Sistema de Teleradiologia no Centro Hospitalar do Vale do Sousa*. Feira de Projectos de Gestão de Serviços de Saúde, Coimbra, Novembro, 1990.

Pedido de Separata:

António Sousa Pereira
Departamento de Electrónica e Telecomunicações/INESC
Universidade de Aveiro
3800 Aveiro