

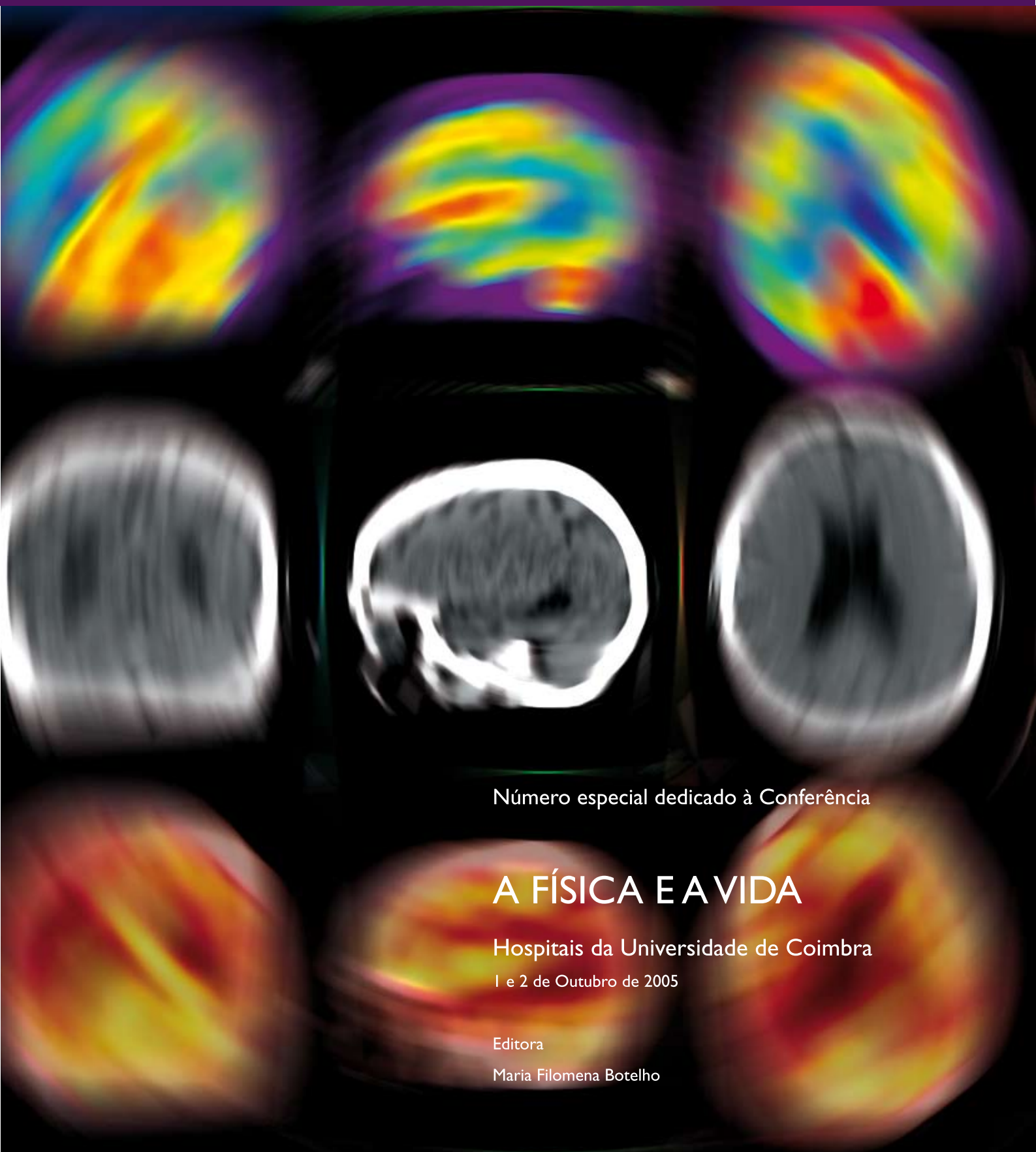
CONTÉM CD-ROM

"A Física e a  
Imagem Médica"

Gazeta de

# Física

Sociedade Portuguesa de Física



Número especial dedicado à Conferência

## A FÍSICA E A VIDA

Hospitais da Universidade de Coimbra

1 e 2 de Outubro de 2005

Editora

Maria Filomena Botelho



Volume 30 | Fascículo 1 | 2007 | Publicação Trimestral | 5,00 €

DIRECTOR Carlos Fiolhais  
DIRECTORAS ADJUNTAS Constança Providência e Lucília Brito  
COLABORADORA Anabela Fernandes

CORRESPONDENTES Paulo Crawford (Lisboa),  
Joaquim Santos (Coimbra) e João Pedro Araújo (Porto)

COLABORAM AINDA NESTE NÚMERO  
Alexandre Quintanilha, Filipe Caseiro Alves, Filipe Duarte Santos, João José Pedroso Lima, José Nuno Dias Urbano, Maria do Carmo Lopes, Maria Filomena Botelho e Mário Reis.

SECRETARIADO  
Maria José Couceiro (Lisboa)  
e Cristina Silva (Coimbra)

DESIGN  
MediaPrimer - Tecnologias e Sistemas Multimédia Lda  
Rua Sanches da Gama, n.º 160  
3030-021 Coimbra  
E-mail info@mediaprimer.pt

PRÉ-IMPRESSÃO E IMPRESSÃO  
Macasi, artes gráficas  
Quinta dos Militares, Lt. 14  
3040-584 Antanhol

TIRAGEM 2300 exemplares

PREÇOS Número avulso 5,00 € (inclui IVA).  
Assinatura anual 15,00 € (inclui IVA).  
A assinatura é grátis para os sócios da SPF.

PROPRIEDADE DA SOCIEDADE PORTUGUESA  
DE FÍSICA

ADMINISTRAÇÃO E REDACÇÃO  
Avenida da República 37-4.º 1050-187 Lisboa  
Tel 217 993 665 Fax 217 952 349  
E-mail secretariado@spf.pt

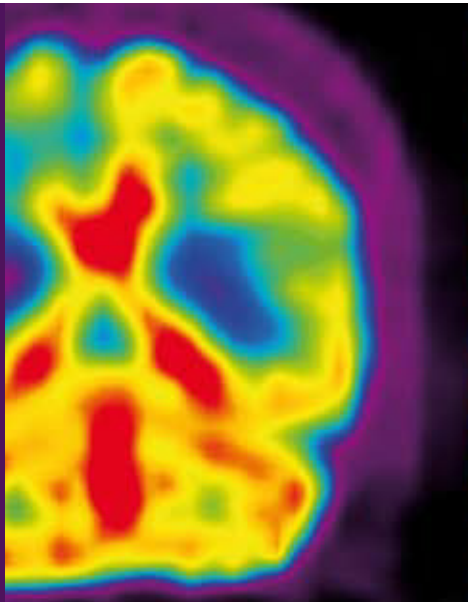
NIPC 501094628  
REGISTO ICS n.º 110856  
ISSN 0367-3561  
DEPÓSITO LEGAL n.º 51419/91  
PUBLICAÇÃO TRIMESTRAL

A Gazeta da Física publica artigos, com índole de divulgação, considerados de interesse para estudantes, professores e investigadores em Física. Deverá constituir também um espaço de informação para as actividades da SPF, nomeadamente as suas Delegações Regionais e divisões Técnicas. Os artigos podem ter índole teórica, experimental ou aplicada, visando promover o interesse dos jovens pelo estudo da Física, o intercâmbio de ideias e experiências profissionais entre os que ensinam, investigam ou aplicam a Física. As opiniões expressas pelos autores não representam necessariamente posições da SPF.

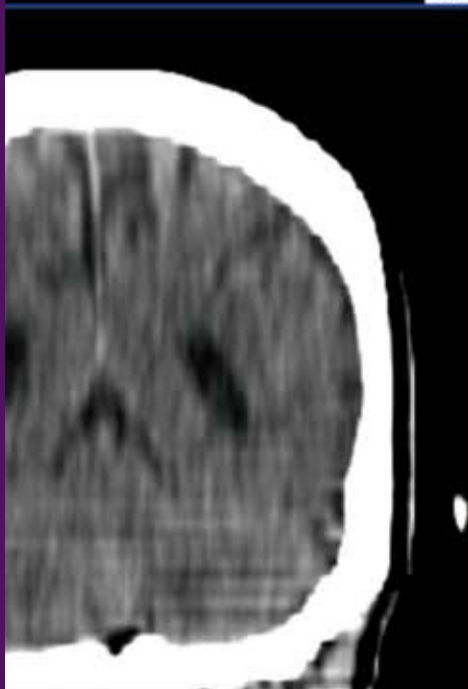
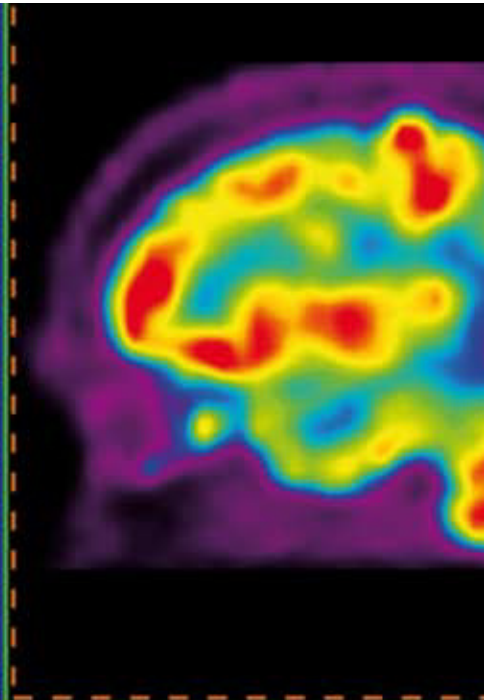
Os manuscritos devem ser submetidos em duplicado, dactilografados em folhas A4 a dois espaços (máximo equivalente a 3500 palavras ou 17500 caracteres, incluindo figuras, sendo que uma figura corresponde em média a 140 palavras). Deverão ter sempre um curto resumo, não excedendo 130 palavras. Deve(m) ser indicado(s) o(s) endereço(s) completo(s) das instituições dos autores, assim como o endereço electrónico para eventual contacto. Agradece-se o envio dos textos em disquete, de preferência "Word" para PC. Os originais de figuras devem ser apresentados em folhas separadas, prontas para reprodução, e nos formatos electrónicos jpg, gif ou eps.

PUBLICAÇÃO SUBSIDIADA

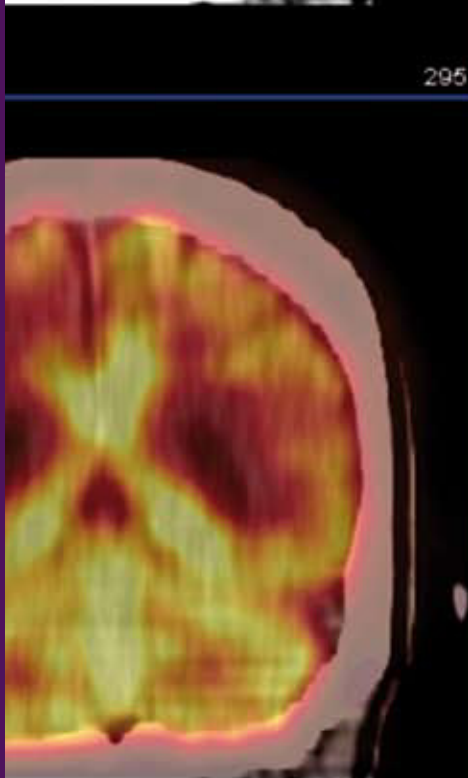
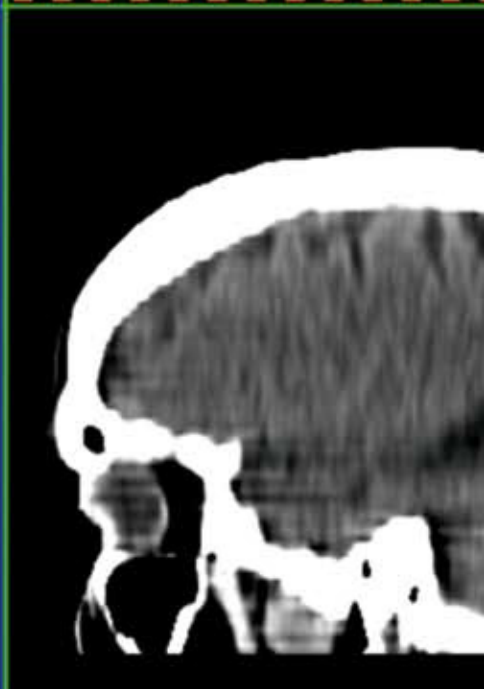
APOIOS:  
Ministério da Educação - Sistema de Incentivos à Qualidade da Educação



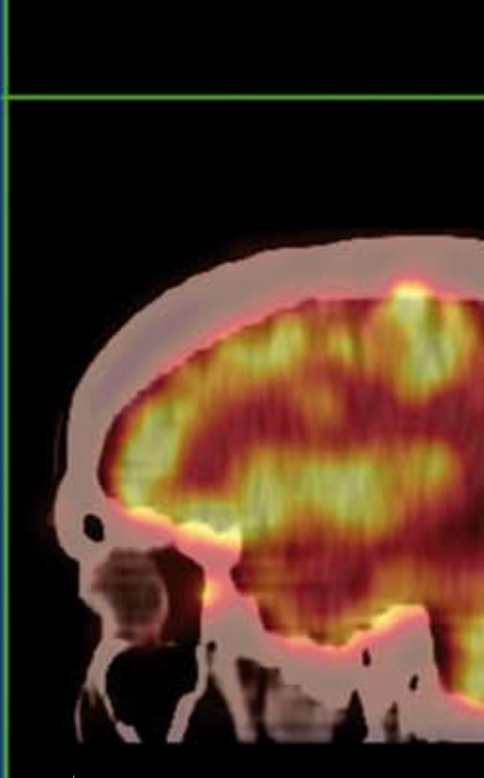
295



295



295



## ARTIGOS

A FÍSICA E OS PROGRESSOS DA MEDICINA José Dias Urbano	4
A FÍSICA E A VIDA Maria Filomena Botelho	6
A ENERGÉTICA DA VIDA Alexandre Quintanilha	10
UM SÉCULO DE TERAPIA COM RADIAÇÃO Maria do Carmo Lopes	14
A FÍSICA DA IMAGEM João José Pedroso Lima	30
CEM ANOS DE RADIOLOGIA - MORFOLOGIA E FUNÇÃO Filipe Caseiro Alves	42
A FÍSICA DAS ALTERAÇÕES CLIMÁTICAS Filipe Duarte Santos	48
A RADIOACTIVIDADE NO AMBIENTE Mário Reis	58

## A FÍSICA E A VIDA

Hospitais da Universidade de Coimbra  
1 e 2 de Outubro de 2005

### COMISSÃO ORGANIZADORA

MARIA FILOMENA BOTELHO (Presidente)  
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

FRANCISCO CAMELO  
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

MIGUEL MORGADO  
Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

NUNO FERREIRA  
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

# A FÍSICA E OS PROGRESSOS DA MEDICINA

A Conferência “A Física e a Vida” inseriu-se num projecto com o mesmo título que integrou o programa da Sociedade Portuguesa de Física (SPF) para celebrar 2005 Ano Internacional da Física.

Ao declarar 2005 o Ano Internacional da Física, a Assembleia-Geral das Nações Unidas (AG-ONU) convidou a sua Organização para a Educação, Ciência e Cultura (UNESCO) a celebrá-lo em colaboração com as sociedades de Física e grupos de todo o mundo. A UNESCO escolheu como objectivo principal da celebração “a promoção da Física a todos os níveis, no mundo inteiro”. O governo português empenhou-se no Ano Internacional da Física, tanto na apresentação das resoluções da UNESCO e da AG-ONU, como na sua organização em Portugal, tendo nomeado o Presidente do Conselho Directivo da SPF para a comissariar.

Uma das formas mais eficazes de promover a Física é mostrar que, aliada a outros ramos do saber, ela pode ajudar a identificar e resolver alguns dos maiores problemas com que a humanidade se defronta. Nesse sentido, a UNESCO organizou a Conferência Mundial sobre a Física e o Desenvolvimento Sustentável, que teve lugar no Centro de Conferências Internacionais de Durban, África do Sul, de 31 de Outubro a 2 de Novembro de 2005. Durante essa conferência, físicos oriundos dos cinco continentes foram convidados a propor soluções para alguns dos maiores problemas que afligem a humanidade no começo do século XXI, nomeadamente a educação, o desenvolvimento económico, a energia e o ambiente, e a saúde.

Compreende-se o interesse da UNESCO em envolver os físicos na procura de soluções para os problemas da saúde, já que a física tem contribuído de forma decisiva para os espectaculares progressos da medicina. O conhecimento das propriedades quânticas da matéria e da radiação tem conduzido à concepção, fabrico e comercialização de poderosíssimos instrumentos de observação e de medição que per-

mitem analisar com grande pormenor, não só a estrutura dos vários componentes do corpo humano, mas também os respectivos processos fisiológicos, em tempo real. Por outro lado, estão constantemente a ser inventados novas técnicas e produtos que permitem intervir, cada vez com maior sucesso, em processos degenerativos, ao nível molecular.

De facto, um dos primeiros grandes triunfos da mecânica quântica foi o esclarecimento da natureza da ligação química; e uma das grandes interrogações que se colocaram a alguns dos mais destacados criadores da mecânica quântica foi precisamente a de saber se os fenómenos da vida, embora não contrariando as leis da Física até então conhecidas, não envolveriam outras leis. A resposta a esta questão foi negativa. Mas, na sua procura, os físicos contribuíram decisivamente para a criação da biologia molecular, tanto no que respeita à explicação da estabilidade e da mutação dos genes, como à estrutura da molécula do DNA. Ficaram assim estabelecidas as bases para que as ciências biológicas prosseguissem o seu próprio rumo, com assinalável sucesso na medicina.

No entanto, doenças de enorme relevância social continuam a resistir às aproximações biológicas, depositando-se nas ciências físicas a esperança de algum dia se encontrarem os remédios apropriados. Foi este facto que levou a UNESCO a envolver os físicos nos problemas da saúde pública e a Direcção dos National Institutes of Health (NIH) dos Estados Unidos da América a efectuar em 2003 uma importante alteração da sua estratégia de investigação médica.

Os NIH constituem a maior agência de investigação médica do mundo, tanto pelos montantes dos financiamentos, como pelo número de investigadores, e ainda pela diversidade dos temas abrangidos. A nova estratégia dos NIH, que representa afinal uma tendência que começa a manifestar-se em todos os países cientificamente desenvolvidos, assenta no facto de a escala e a complexidade dos

# A FÍSICA E A VIDA

Centro de Congressos dos Hospitais da Universidade de Coimbra  
1 e 2 de Outubro de 2005

## 1 OUTUBRO

09:00 Abertura

### I. A FÍSICA DA VIDA

09:30 **A Idade de Ouro da Física e as Origens da Biologia Molecular**  
António Coutinho

10:15 **A Energética da Vida**  
Alexandre Quintanilha

11:00 *Intervalo*

11:30 **A Biofísica da Actividade Cerebral**  
Eduardo Ducla Soares

12:15 *Almoço*

### II. A FÍSICA NA MEDICINA

14:30 **Um Século de Terapia com Radiação – da Descoberta à ART(e)**  
Maria do Carmo Lopes

15:15 **A Física da Imagem**  
João José Pedroso Lima

16:00 **100 Anos de Radiologia – Morfologia e Função**  
Filipe Caseiro Alves

16:45 *Intervalo*

### III. A FÍSICA DO AMBIENTE

17:00 **A Física das Alterações Climáticas**  
Filipe Duarte Santos

17:45 **A Radioactividade no Ambiente**  
Mário Reis

### EXPOSIÇÃO IMAGENS DO CORPO

1 e 2 de Outubro

Átrio do Centro de Congressos dos H.U.C

problemas actuais da investigação biomédica exigirem, cada vez mais, que os cientistas se movam para além dos limites da sua própria disciplina, explorando novos modelos de organização das respectivas equipas científicas. A ideia fulcral da nova estratégia é que a nova organização das equipas de investigação permita combinar os conhecimentos das ciências físicas e das ciências biológicas com o objectivo de melhorar a prática médica. A conferência “A Física e a Vida” pretendeu chamar a atenção para a renovada importância da física na medicina contemporânea.

Em nome da Sociedade Portuguesa de Física quero agradecer, na pessoa da Doutora Filomena Botelho, o contributo esclarecido e empenhado de todos os intervenientes nas várias actividades do projecto “A Física e a Vida”, no aconselhamento, na organização, na execução e no secretariado. A todos, o muito obrigado da Sociedade Portuguesa de Física.

Agradeço também ao Reitor da Universidade de Coimbra, aos Presidentes dos Conselhos Directivos e Científicos das Faculdades de Medicina e de Ciências e Tecnologia, ao Presidente da Comissão Científica da Departamento de Física, ao Presidente da Administração Regional de Saúde do Centro e ao Presidente da Delegação do Centro da Ordem dos Médicos o apoio institucional que se dignaram prestar.

Agradeço ainda ao Governo e ao POCI 2010 e, em particular, ao seu Gestor, Eng. Francisco Sousa Soares, o financiamento que tornou possível a realização dos vários eventos. E aos Director e Directoras Adjuntas da *Gazeta de Física* o terem aceite publicar estas actas que permitem levar a audiências mais vastas os ensinamentos da Conferência.

José Dias Urbano

Presidente da Sociedade Portuguesa de Física  
Comissário Nacional para o Ano Internacional da Física 2005

ORGANIZAÇÃO:



PATROCINADORES:



Programa Operacional Ciência e Inovação 2010  
MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

# A FÍSICA E A VIDA

Por iniciativa de alguns países, entre os quais Portugal, 2005 foi proclamado pela Organização das Nações Unidas (ONU) Ano Internacional da Física, tendo por objectivo principal a promoção da Física a todos os níveis, no mundo inteiro.

Em consonância com este objectivo, a Sociedade Portuguesa de Física (SPF) desenvolveu diversas iniciativas, tendo tomado a liderança das comemorações em Portugal.

Uma dessas iniciativas foi a Conferência "A Física e a Vida" que se realizou nos dias 30 de Setembro e 1 de Outubro de 2005, na cidade de Coimbra, com o objectivo de divulgar a importância da física nas ciências da saúde. Esta Conferência, além de integrada nas comemorações do Ano Internacional da Física, resultou da colaboração da Divisão de Física Médica da Sociedade Portuguesa de Física, da Faculdade de Ciências e Tecnologia e da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Um dos objectivos da celebração nacional do Ano Internacional da Física 2005 foi intensificar a interacção da física com os outros ramos da ciência e do saber. De facto foi a cada vez maior penetração da física nas ciências da vida, nomeadamente na medicina, que conduziu à extraordinária evolução da medicina nos últimos 50 anos.

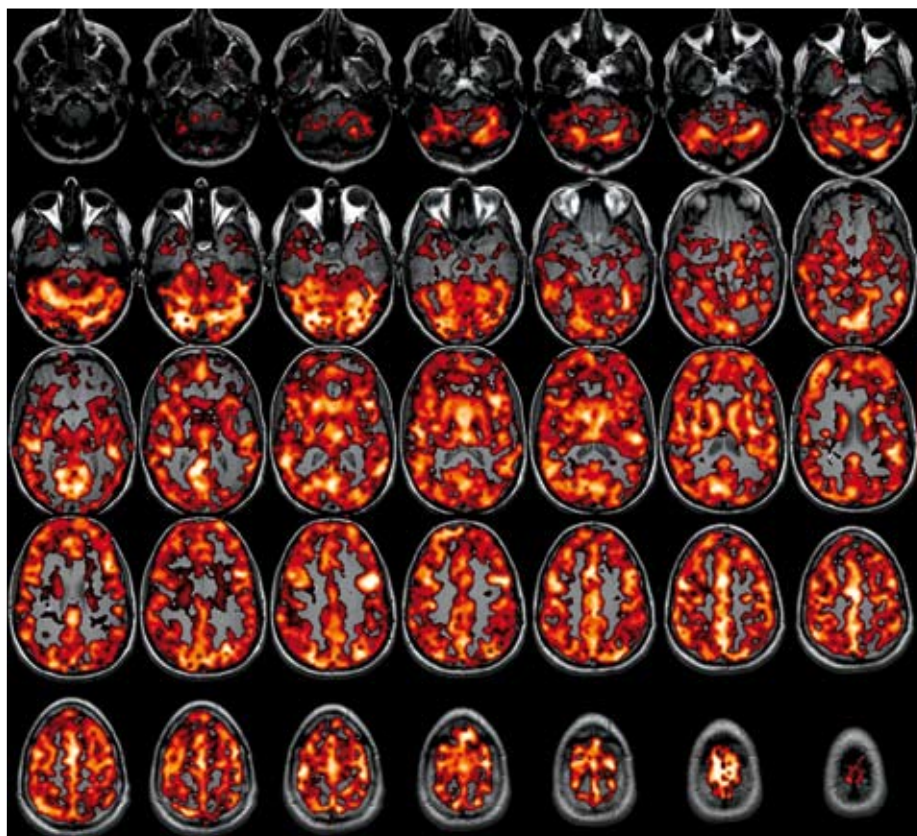
MARIA FILOMENA BOTELHO

IBILI - Instituto Biomédico da Luz e da Imagem

Azinhaga de Santa Comba - Celas

3000-034 Coimbra

filomena@ibili.uc.pt



Imagens obtidas por ressonância magnética à cabeça de uma pessoa.

Em Portugal, a colaboração entre a física e a medicina vem desde meados do século XX, tendo coincidido com o desenvolvimento da medicina nuclear e a sua aplicação às áreas do diagnóstico e terapêutica, tanto em clínica como em investigação. A integração de físicos nos grupos de trabalho interdisciplinares beneficiou as próprias equipas, não só pela introdução de novos conceitos, como também pelas mais valias que estas acrescentaram, com a possibilidade de aplicarem novas metodologias e, assim, melhorarem a investigação e desenvolvimento.

Assim, das actividades subordinadas ao tema “A Física e a Vida” fizeram parte a Conferência Nacional “A Física e a Vida”, a Exposição “Imagens do Corpo”, o Encontro Nacional dos Estudantes de Engenharia Biomédica, a elaboração de um mapa da radioactividade natural por alunos do ensino secundário e um painel sobre “A Física Médica em Portugal” organizado pela Divisão de Física Médica da Sociedade Portuguesa de Física.

A conferência “A Física e a Vida”, destinada a docentes, investigadores e estudantes de medicina, biologia e física, e ao público em geral teve como objectivos: 1) realçar a contribuição da física para o progresso científico e tecnológico na área das ciências da saúde; 2) mostrar as vanta-

gens da multidisciplinaridade nas equipas de investigação médica; 3) informar sobre o papel dos físicos nos serviços de saúde; 4) esclarecer sobre as causas físicas das alterações climáticas; 5) esclarecer sobre os efeitos biológicos das alterações climáticas e das radiações.

Esta conferência realizou-se a 1 de Outubro de 2005 no Auditório Principal do Centro de Congressos dos Hospitais da Universidade de Coimbra. Foram três as grandes áreas cobertas:

- A Física da Vida
- A Física na Medicina
- A Física do Ambiente.

Na área *A Física da Vida* foram apresentadas as três palestras. Na primeira, “A Idade de Ouro da Física e as Origens da Biologia Molecular”, o Doutor António Coutinho fez um historial das ligações entre a física e a biologia, que conduziram ao aparecimento de uma nova área de conhecimento, a Biologia Molecular. Na segunda, o Doutor Alexandre Quintanilha abordou o tema “A Energética da Vida”, mostrando as relações energéticas existentes em alguns sistemas biológicos. Finalmente, o Doutor Ducla Soares falou sobre “A Biofísica da Actividade Cerebral”,

mostrando várias abordagens imagiológicas com interesse para a avaliação funcional cerebral.

Na área *A Física na Medicina* foram também apresentadas três palestras, que mostraram as intensas ligações entre a física e a medicina. Na primeira, “Um Século de Terapia com Radiação – da Descoberta à ART(e)”, a Doutora Maria do Carmo Lopes falou sobre a evolução da terapia com radiação, mostrando como a física tem desempenhado um papel marcante, desde os primórdios, na aplicação directa dos seus conceitos, leis, modelos, agentes e métodos na área da saúde. Seguidamente, o Doutor João José Pedrosa de Lima, um dos pioneiros da Medicina Nuclear em Portugal, numa palestra intitulada “A Física da Imagem”, falou sobre a física das técnicas de imagem destinadas a ver, de forma não invasiva, o interior dos seres humanos vivos, com fins de diagnóstico. Finalmente, o Doutor Caseiro Alves, em “100 Anos de Radiologia – Morfologia e Função”, abordou as origens da radiologia, mostrando como tem influenciado o exercício da medicina, tanto no âmbito da informação morfológica como da informação funcional. Mostrou ainda como o seu rápido crescimento está ligado ao desenvolvimento de poderosos meios computacionais e à recente introdução de novos compostos e moléculas capazes de informar sobre os fenómenos fisiopatológicos, dando resposta em campos tão diversos como o diagnóstico precoce, a caracterização tecidual, o rastreio ou o tratamento.

Na área *A Física do Ambiente* houve duas palestras. Na primeira, o Doutor Filipe Duarte Santos falou sobre “A Física das Alterações Climáticas”, mostrando como o clima da Terra tem variado de modo significativo, frequentemente de forma cíclica, com períodos que vão desde as dezenas de milhões de anos até aos milhares de anos, e o modo como a física fornece importantes ferramentas de análise sobre erros e variações.

Finalmente, o Doutor Mário Reis falou sobre “A Radioactividade no Ambiente”, mostrando que a radioactividade não é um fenómeno recente na história do homem, uma vez que a espécie humana tem vivido, desde a sua origem, num ambiente naturalmente radioactivo.

A Exposição “Imagens do Corpo” destinou-se aos participantes da Conferência, assim como ao público em geral, pretendendo ser uma mostra da influência da física na evolução da imagem médica. Esta exposição revelou as diversas áreas da imagiologia médica, desde o seu aparecimento até à actualidade, de modo a que fosse apreciada a enorme evolução tecnológica ocorrida nos últimos 110 anos, na aquisição não invasiva de informação funcional e morfológica que se exprime sob a forma de imagens. A exposição decorreu nos dias 1 e 2 de Outubro de 2005 no átrio do Centro de Congressos dos Hospitais da Universidade de Coimbra e ficou registada num DVD editado pela Sociedade Portuguesa de Física.

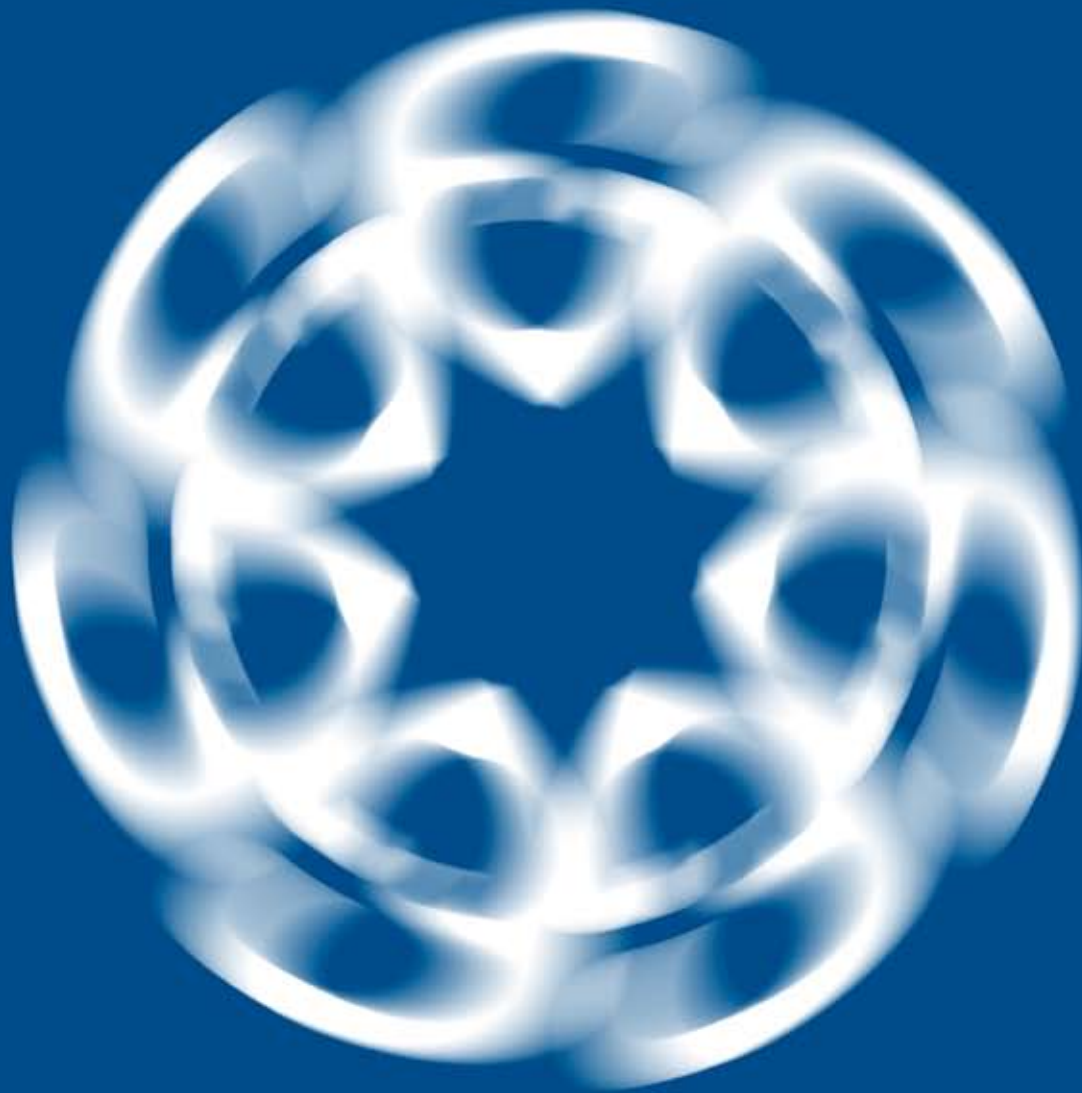
O 1º Encontro Nacional de Estudantes de Engenharia Biomédica teve por objectivo reflectir sobre as funções e empregabilidade dos futuros engenheiros biomédicos, assim como analisar os pontos fortes e fracos dos cursos nacionais de Engenharia Biomédica. Destinou-se a alunos, docentes, coordenadores e entidades dos vários cursos nacionais de Engenharia Biomédica. O encontro constou de palestras convidadas e de discussão durante a manhã e parte da tarde do dia 2 de Outubro de 2005, no Auditório Principal do Centro de Congressos dos Hospitais da Universidade de Coimbra. As actividades do dia 30 de Setembro decorreram no Auditório da Reitoria da Universidade de Coimbra.

A elaboração pelos alunos do ensino secundário de um mapa da radioactividade ambiental no país baseou-se num projecto em execução pela Sociedade Italiana de Física e destinou-se não só a estudantes do ensino secundário como à generalidade da população. Os seus objectivos foram: difundir o conhecimento e a prática da monitorização ambiental; apresentar aos estudantes o método científico, a análise estatística dos dados e o entendimento correcto do conceito de risco; aumentar, através do trabalho dos estudantes, a confiança da opinião pública na aproximação científica ao problema da segurança e protecção relativas às radiações nucleares. Esta actividade está ainda a decorrer.

Este conjunto de actividades aproximou os alunos de engenharia biomédica, futuros engenheiros, de áreas médicas para as quais estão especialmente vocacionados, revelando a grande penetração da física e das ciências exactas em geral na medicina. Estas novas gerações serão decerto capazes de continuar o trabalho dos pioneiros, com um desenvolvimento de metodologias no sentido de proporcionar soluções com maior qualidade na área da saúde.



Nuvens não são esferas,  
montanhas não são cones,  
linhas costeiras não são círculos  
e a casca de árvore não é macia,  
nem os relâmpagos viajam  
em linha recta.



DESGO DE: MANDELBROT; THE FRACTAL GEOMETRY OF NATURE; DESIGN: FBA.

# MUSEU DA CIÊNCIA

UNIVERSIDADE DE COIMBRA

LABORATORIO CHIMICO

[WWW.MUSEUDACIENCIA.PT](http://WWW.MUSEUDACIENCIA.PT) [GERAL@MUSEUDACIENCIA.PT](mailto:GERAL@MUSEUDACIENCIA.PT)  
T 239 85 43 50 F 239 85 43 59



FCT

Fundação  
para a Ciência  
e a Tecnologia



FUNDAÇÃO  
CALOUSTE  
GULBENKIAN



RAIO E TELEVISÃO DE PORTUGAL

O arrefecimento progressivo do Universo permitiu primeiro a estabilização de prótons e neutrões, depois a formação de átomos e de moléculas e só depois a vida. E a vida só evoluiu porque foram aparecendo mecanismos cada vez mais sofisticados para converter e armazenar formas de energia que são fundamentais para as funções biológicas.

ALEXANDRE QUINTANILHA  
Instituto de Biologia Molecular e Celular  
Rua do Campo Alegre, 823  
4150-180 Porto  
  
alexq@ibmc.up.pt

# A ENERGÉTICA

Se não fosse possível converter um tipo de energia noutra, as estrelas não brilhavam, não havia terremotos, o clima não variava, a vida não existia e as civilizações não evoluíam.

Para estudar e compreender estes mecanismos de conversão de energia e as principais fontes energéticas do nosso planeta, os físicos, engenheiros, geólogos, biólogos, sociólogos e políticos usam várias unidades de medida: o joule (J), a caloria (cal) ou o barril de petróleo<sup>1</sup>.

Todos aqueles que se preocupam minimamente com a sua própria alimentação, ou com a eficiência energética do seu automóvel ou de uma arca frigorífica já tiveram oportunidade de analisar o valor calórico das bolachas que comem, o consumo médio do novo modelo da sua marca favorita, ou o símbolo representativo da eficiência do seu electrodoméstico.

É frequente, nos dias que correm, ouvirmos os economistas fazerem previsões cada vez mais pessimistas à medida que o preço do petróleo aumenta. A energia nuclear voltou a ser discutida como alternativa em muitos países até porque retardaria a alteração climática que muitos prevêem para as próximas décadas.

Apesar de ser relativamente fácil definir quantitativamente o que é um joule ou uma caloria<sup>2</sup>, é difícil responder à pergunta: o que é energia? Não passa no fundo de um conceito abstracto inventado no século XIX, que permitiu descrever quantitativamente uma enorme variedade de fenómenos.

Para além da famosa equação  $E=mc^2$  que traduz a equivalência entre massa e energia, muitos de nós temos noções relativamente pouco claras sobre o funcionamento do Uni-

# DA VIDA



Enxame de galáxias.

verso. Sabemos que o movimento das galáxias e da Terra à volta do Sol assim como a existência de uma atmosfera que não se dilui no espaço só é possível pela existência da energia gravítica. Que é a energia nuclear do Sol a principal responsável pela luz que ele emite. Que uma parte dessa energia chega ao nosso planeta e que, juntamente com a energia geotérmica é a responsável pelo movimento da nossa atmosfera, dos oceanos e das placas tectónicas. Que uma percentagem muito pequena dessa energia é utilizada por bactérias e plantas para crescerem e armazenarem vários tipos de energia bioquímica. Que uma parte dessa energia armazenada se converte em alimentação para seres vivos e outra é lentamente transformada nas fontes de energia fóssil que consumimos. E que essa energia fóssil, armazenada durante milhões de anos, tornou possível a Revolução Industrial e os desenvolvimentos tecnológicos a que nos fomos habituando.

Mas, frequentemente, ignoramos os valores envolvidos e a eficiência destes mecanismos. E mesmo sabendo que os sistemas vivos, por serem sistemas abertos, que importam e exportam energia, e por isso se mantêm em desequilíbrio termodinâmico, temos dificuldade em conceber como foi possível evoluir para a complexidade biológica que nos rodeia. Isto quando, pela Segunda Lei da Termodinâmica, sabemos que em qualquer conversão de energia se perde a possibilidade de fazer trabalho útil.

Em relação aos valores é difícil aceitar a ideia de que a quantidade de energia produzida por unidade de tempo e por unidade de massa do Sol (aproximadamente<sup>3</sup> 200 nW/g) quando comparada com o metabolismo de certas bactérias (que podem chegar a valores de 100 W/g) é 500 milhões de vezes inferior!

A maior parte da energia usada pelo ser humano serve unicamente para manter concentrações de potássio elevadas dentro das células, ao mesmo tempo que se mantêm baixas as concentrações de sódio. Para conseguir isso existem “bombas” de sódio e potássio nas membranas celulares que, por cada três iões de sódio ( $\text{Na}^+$ ) que bombeiam para o exterior da célula, bombeiam simultaneamente dois iões de potássio ( $\text{K}^+$ ) para o seu interior. Como seria de prever, este mecanismo resulta na criação de um gradiente eléctrico entre o interior e o exterior das células da ordem dos 90 mV (negativos no interior). Se pensarmos que durante a evolução, as primeiras células vivas apareceram nos oceanos, compreende-se que este mecanismo de exclusão do sódio possa ter servido para criar um ambiente intracelular (muito  $\text{K}^+$  e pouco  $\text{Na}^+$ ) diferente do extra celular (muito  $\text{Na}^+$  e pouco  $\text{K}^+$ ).

Para manter estes gradientes iónicos as células consomem energia. A energia que consomem está na forma de adenosina trifosfato (ATP). As células produzem e consomem energia nesta pequena molécula que consegue armazenar aproximadamente 30 kJ por mole. O ATP é a “moeda” principal para a grande maioria dos processos celulares que envolvem trocas de energia.

Os mecanismos envolvidos na síntese do ATP e na sua utilização são muito semelhantes na maioria dos seres vivos, mesmo naqueles que vivem em ambientes anaeróbicos. Esta afirmação reforça a ideia de que, durante a evolução da vida, quando se encontram soluções eficientes, estas são retidas.

No entanto, o aparecimento do oxigénio molecular ( $\text{O}_2$ ) na atmosfera foi fundamental para que os mecanismos de conversão da energia contida nos alimentos que os seres vivos armazenam em ATP se tornassem mais eficientes.

Ninguém sabe exactamente quando apareceu o oxigénio na atmosfera. Suspeita-se que tenha sido quando apareceu a fotossíntese. A capacidade bioquímica de usar luz visível para simultaneamente produzir oxigénio a partir da molécula de água e consumir o hidrogénio resultante para a fixação do  $\text{CO}_2$  na síntese de açúcar, deve ter sido uma das “histórias de maior sucesso” da evolução. Não só porque reduziu a concentração do  $\text{CO}_2$  na nossa atmosfera para concentrações (tão baixas) que permitiram a descida da temperatura atmosférica para valores próximos dos actuais<sup>4</sup>. Outra das consequências do oxigénio atmosférico foi a sua conversão em ozono com os conhecidos efeitos protectores em relação à radiação ultravioleta (vinda do Sol). Curiosamente o aparecimento do oxigénio deve ter também causado uma das mais importantes extinções da história do nosso planeta. Como oxidante, o oxigénio, na ausência de defesas apropriadas (moléculas e enzimas antioxidantes) e de mecanismos de reparação eficazes, pode ser altamente tóxico. Não é difícil imaginar que a maioria dos seres vivos não teria tais defesas na altura em que o oxigénio apareceu na atmosfera e que por isso tenham sido extintos.

Há muito tempo que os investigadores procuram compreender o processo fotoquímico que utiliza a energia contida em fótons de cor vermelho azulado para “partir” a molécula de água. Mais interessante é que o mecanismo envolvido consegue “partir” duas moléculas de água e ao mesmo tempo evitar a libertação de oxigénio atómico que é altamente tóxico. Retirar simultaneamente quatro electrões e quatro prótons de duas moléculas de água permitindo que os dois átomos de oxigénio formem “imediatamente” oxigénio molecular foi possível colocando no sítio “activo” da reacção molecular quatro átomos metálicos, cada um deles capaz de receber um electrão e depois dirigi-lo para a cadeia fotossintética de transporte de electrões. O modo como os quatro fótons “preparam” (oxidam) os quatro átomos metálicos de modo a que eles possam aceitar os electrões continua a ser um mistério. Estes electrões são subsequentemente usados para “converter” (reduzir) moléculas de  $\text{CO}_2$  em glucose. Para produzir uma molécula de glucose, partindo de seis moléculas de  $\text{CO}_2$ , são necessários 60 fótons.

Conhecendo a energia armazenada numa mole de glucose (2,8 MJ) e o facto de apenas 40 % da energia luminosa incidente ser azul-avermelhada, é possível calcular a eficiência máxima (sem perdas) deste processo. Anda pelos 11 %. Imaginem que a engenharia genética conseguia aumentar este número!

Os animais, incluindo o homem, não são capazes de converter fótons em açúcar. Mas são capazes de usar açúcares e outros nutrientes para sintetizar o ATP de que necessitam. O ATP é essencial para a fábrica metabólica dessas células.



Abundância de vida num parque natural.

A síntese de quase todo o ATP envolve o consumo de oxigénio, fechando assim o ciclo. As plantas usam energia solar para produzir açúcar e oxigénio e os animais consomem açúcar e oxigénio para produzirem energia utilizável pelas células. Esta descrição está obviamente simplificada. As plantas também precisam de ATP sendo que uma parte desse ATP também envolve o consumo de oxigénio enquanto outra utiliza directamente a energia solar. Isto para não falar também em microorganismos que usam estes e outros mecanismos.

No interior das células quase todo o processo de oxidação progressiva de glucose em  $\text{CO}_2$  e da conversão de oxigénio novamente em água é da responsabilidade de pequenos organelos intracelulares denominados mitocôndrias. A semelhança estrutural entre estas mitocôndrias e bactérias é tão grande que a maioria dos biólogos aceita a teoria simbiótica sobre a origem destes organelos celulares.

Na matriz interior da mitocôndria estão localizadas enzimas que, a pouco e pouco, vão oxidando a glucose e produzindo  $\text{CO}_2$ .

Assim enquanto as plantas fixam  $\text{CO}_2$  e produzem oxigénio em organelos celulares denominados cloroplastos, tanto os animais como as plantas consomem oxigénio e produzem  $\text{CO}_2$  nas mitocôndrias. Estes mecanismos envolvem moléculas que transportam electrões e prótons criando gradientes de carga que, por sua vez, são utilizados na síntese do ATP.

Para dar uma ideia mais quantitativa destes mecanismos de conversão de energia, dos aproximadamente  $7 \times 10^{21}$

joules/dia de energia solar que atingem a Terra só  $7 \times 10^{17}$  joules/dia (0,01%) são convertidos em alimentação. Se a população inteira do planeta se alimentasse como os portugueses, que consomem perto de  $15,5 \times 10^6$  joules/dia, mas fosse vegetariana o planeta poderia sustentar uma população sete vezes superior à actual.

No entanto, uma vez que não somos vegetarianos, e sabendo que são necessários 10-40 kg de grão para produzir 1kg de carne, torna-se claro que estaremos perto de uma situação quase insustentável. Muitos são os que desejariam que a fotossíntese fosse mais eficiente e que os problemas da falta de água e da fertilização excessiva dos solos fossem resolvidos. Estes serão certamente desafios importantes para a ciência nas próximas décadas.

Outro aspecto fascinante da evolução do nosso planeta está relacionado com a importância da camada de ozono protectora que nos envolve. Sem oxigénio não teríamos ozono, e sem ozono estaríamos sujeitos à radiação ultravioleta que, apesar de reduzida, nos chega da nossa estrela. Essa radiação tem exactamente a energia suficiente para quebrar a maioria das ligações atómicas<sup>5</sup> das moléculas que os seres vivos sintetizam. Um pouco menos de ozono, e seríamos expostos a radiações capazes de destruir proteínas, lípidos e, talvez mais importante ainda, o DNA.

É extraordinário pensarmos que a fotossíntese não só conseguiu reduzir o  $\text{CO}_2$  na nossa atmosfera como aumentou a concentração de oxigénio (tornando as conversões de energia bioquímicas muito mais eficientes) como ainda permitiu a estabilidade de moléculas importantes à vida, ao impedir a entrada de radiação ultravioleta na nossa atmosfera.

A vida só evoluiu porque foram aparecendo mecanismos cada vez mais sofisticados para converter e armazenar formas de energia que são fundamentais para as funções biológicas.

O mesmo se poderia dizer relativamente ao universo. O arrefecimento progressivo desde o *Big Bang* permitiu primeiro a estabilização de prótons e neutrões depois a formação de átomos seguida de moléculas e só depois a vida. Estou convencido que este processo ocorreu em várias partes do Universo simultaneamente...

## NOTAS

<sup>1</sup> Um barril de petróleo contém 6 GJ de energia armazenada (6 GJ=6 000 000 000 J).

<sup>2</sup> Um joule é a energia necessária para deslocar um quilograma ao longo de um metro com a aceleração de  $1 \text{ m s}^{-2}$ . Uma caloria é a quantidade de energia (calor) necessária para aumentar de  $1 \text{ }^\circ\text{C}$  a temperatura de um grama de água (inicialmente a  $14,5 \text{ }^\circ\text{C}$ ). Uma caloria equivale a 4,18 joules.

<sup>3</sup> Um watt (W) corresponde a um consumo de energia de um joule por segundo. Um adulto humano seria equivalente a uma lâmpada de aproximadamente 80 W. Infelizmente nem todas essas lâmpadas “iluminam” com a mesma “qualidade”!

<sup>4</sup> Sem a fotossíntese a temperatura no nosso planeta andaria pelos  $300 \text{ }^\circ\text{C}$ .

<sup>5</sup> Estas energias são da ordem dos 5-10 eV por ligação. A luz visível é constituída por fotões que estão logo abaixo deste limiar de energia.

Em Novembro de 1895, na escuridão de um laboratório da Universidade de Wurzburg, na Alemanha, a luminosidade de uma placa de platino-cianeto de bário originou uma das descobertas científicas que mais marcaram o século XX. Foi, sem dúvida, aquela em que a física e a medicina mais rapidamente se aliaram. O diagnóstico médico abre uma nova era e, ao longo do século XX, o binómio radiação-imagem foi integrando estrutura e morfologia, função e metabolismo num crescendo de informação analógica e digital, rasgando continuamente as fronteiras do conhecimento. A evolução da radioterapia ao longo do século XX foi marcada por três grandes aquisições da ciência: descoberta dos raios X, descoberta da radioactividade natural e produção de elementos radioactivos artificiais. Hoje em dia é o movimento o desafio mais estimulante que se coloca à tecnologia da radioterapia. E quando se fala em radioterapia 4D, a quarta dimensão é o tempo.

Não sabemos se a evolução vai continuar como até aqui na radioterapia, ou se o século XXI nos trará uma mudança de paradigma. Provavelmente a terapia com radiação tenderá a conjugar-se cada vez mais com estudos genéticos aprofundados e individualizados, de forma a aumentar a sua eficácia.

MARIA DO CARMO LOPES

Serviço de Física Médica

Instituto Português de Oncologia de Coimbra

Avenida Bissaya Barreto, n.º 98

3000-075 Coimbra

[mclopes@croc.min-saude.pt](mailto:mclopes@croc.min-saude.pt)

# UM SÉCULO DE COM RADIAÇÃO

## INTRODUÇÃO

A evolução da radioterapia (RT) ao longo do século XX resultou da articulação de diversas áreas da medicina, tecnologia e física, numa primeira fase, juntando-se depois, progressiva e continuamente, a patologia, a biologia, a genética, a imagiologia, a computação e a robótica. Juntamente com a cirurgia, a radioterapia tem sido uma das modalidades terapêuticas mais usadas e com maior sucesso.

Na Europa, com os seus quase quinhentos milhões de habitantes, estima-se que se diagnosticam, por ano, cerca de 4000 novos casos de cancro por milhão de habitantes. Destes, cerca de metade terá a RT como terapêutica, em alguma das fases de tratamento, o que representa, ao nível europeu, mais de um milhão de doentes (se juntarmos os casos paliativos e as recorrências) [1].

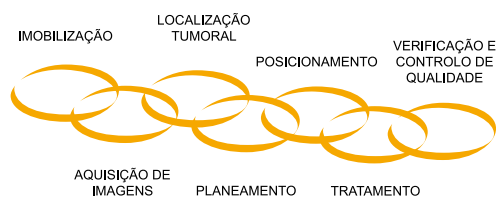
De todos os tumores diagnosticados, cerca de 63% são numa fase não disseminada da doença, o que significa que o tratamento terá um objectivo curativo.

A RT por si só (em 19% dos casos) ou em conjunto com a cirurgia (em mais 10%) será responsável pela cura, o que faz dela uma arma bastante eficaz no combate à doença. Ainda assim, em cerca de 30% dos casos com potencialidades de cura, a RT não será eficaz e os tumores continuarão a crescer. É aqui que os desenvolvimentos futuros terão de incidir.

A sequência de procedimentos de um esquema de tratamento em RT, na actualidade, é muitas vezes comparada a uma corrente, com os seus vários elos:

# TERAPIA

O



Foi Steve Webb quem, usando a mesma metáfora, lembrou que a robustez de uma corrente é aferida pelo seu elo mais fraco [2]. E, como é da integralidade da corrente que depende o sucesso do tratamento, nenhum dos elos pode ser descurado. Esta é actualmente, cada vez mais, uma preocupação maior que está reflectida nas recomendações sobre os sistemas de qualidade em departamentos de RT convenientemente equipados e dotados de equipas profissionais [3,4].

Persistem, no entanto, fragilidades que podem comprometer todo o processo. Na localização tumoral há um longo caminho a percorrer. A integração das várias modalidades de imagiologia (com informação de morfologia e função) tenderá a ajudar a definir de modo mais rigoroso o volume-alvo e as estruturas críticas. No planeamento, algoritmos mais precisos e rápidos calcularão com mais rigor a distribuição de dose a administrar e os parâmetros radiobiológicos que determinam o resultado clínico. Durante o tratamento, mecanismos de automação e *feedback* monitorizarão em tempo real a irradiação, ajustando e compensando os desvios que forem ocorrendo – a este processo corresponde o conceito de *Adaptive RadioTherapy* (ART).

Como foi longo o caminho desde que uma nova radiação foi descoberta! Nos primórdios, a cadeia de processos reduzia-se aos elos de posicionamento e tratamento.

O desconhecimento quase completo dos passos anteriores e a impossibilidade de tecnicamente garantir a qualidade desses primeiros tratamentos não diminui, no entanto, o facto de terem sido marcos decisivos de uma história de sucesso que passaremos em revista.

## A DESCOBERTA

Em 8 de Novembro de 1895, na escuridão de um laboratório da Universidade de Wurzburg, na Alemanha, a luminosidade de uma placa de platino-cianeto de bário originou uma das descobertas científicas que mais marcaram o século XX. Foi, sem dúvida, aquela em que a Física e a Medicina mais rapidamente se aliaram.

Wilhelm Conrad Röntgen dedicava-se então ao estudo dos raios catódicos produzidos pelos chamados “tubos de Crookes”. O fenómeno que presenciou naquela noite fugia a qualquer explicação científica conhecida até então. E Röntgen teve a intuição de que algo de novo estava ali a acontecer. Pouco sabemos acerca da sequência das suas pesquisas nos dias seguintes. Excepto que, no decurso da interposição de diferentes tipos de materiais entre o tubo e o écran fluorescente, para testar os novos raios, terá acabado por ver os ossos da sua própria mão claramente projectados sob o contorno da pele. A sequência de experiências sistemáticas, observações e conclusões acerca das características e natureza daquele novo tipo de radiação foi apresentada a 28 de Novembro, sete semanas depois da descoberta, ao Instituto de Física e Medicina de Wurzburg.

“*Über eine neue Art von Strahlen*” era o título da comunicação de dezassete parágrafos onde a génese da descoberta é descrita, incluindo a imagem, obtida a 22 de Novembro, dos ossos da mão da sua mulher, Bertha.

As potencialidades que se deixavam adivinhar pela aplicação revelada desencadearam uma mediatização que, de certo era, no final do séc. XIX, pouco comum. “Uma nova luz vê os ossos através da pele” e “Através da nova luz, revelam-se objectos escondidos” são exemplos de manchetes de jornais norte-americanos, logo em meados de Janeiro de 1896. A opinião pública estava fascinada com os raios X (até poemas lhes foram dedicados!) e o mundo médico imediatamente reconheceu o extraordinário potencial da descoberta. O diagnóstico médico abriu uma nova era e, ao longo do século XX, o binómio radiação-imagem foi integrando estrutura e morfologia, função e metabolismo, num crescendo de informação analógica e digital, rasgando continuamente as fronteiras do conhecimento.

Muito cedo também surgiram tentativas de testar a eficácia dos raios X nas mais diversas patologias, tais como a tuberculose e o cancro. Não havia nenhuma razão especial

para se esperar alguma acção curativa mas, assim como desde meados do século XIX a electroterapia se havia popularizado, também a nova terapia com raios X entrou na lista das terapêuticas. Em finais de 1896, vários investigadores haviam notado os efeitos paliativos dos raios relativamente a dores provocadas por alguns cancros. Outros obtiveram resultados espantosos no tratamento de lesões superficiais da pele.

Continua, no entanto, a ser discutida a questão de quem primeiro executou um tratamento de radioterapia [5,6]. Não é uma pergunta simples, uma vez que a resposta deve considerar, por um lado, o objectivo da abordagem e, por outro, o resultado a que se chegou. Emil H. Grubbé, um utilizador experimentado dos tubos de Crookes e ele próprio fabricante dos mesmos (e também vítima, uma vez que desenvolveu um processo de dermatite aguda nas mãos), reclama para si estes louros numa carta datada de 1933 (37 anos depois!) [7]. A doente de carcinoma da mama ter-lhe-á sido enviada pelo médico R. Ludlum, membro da Hahnemann Medical School, em Filadélfia, EUA. A falta de registo desta aplicação e do seguimento que lhe foi dado permitiu que sejam considerados pioneiros outros nomes: em Lyon, Victor Despeignes, que publicou o primeiro artigo sobre radioterapia, reportando a irradiação de um carcinoma gástrico, em Julho de 1896; em Viena, Leopold Freund, que, em Novembro de 1896, terá iniciado de forma sistemática e bem documentada o tratamento de uma lesão benigna (nevus) a uma criança de cinco anos; ou ainda, em Boston, Frands Williams, que atestava o alívio da dor num carcinoma de mama, também em Novembro do mesmo ano.

É de qualquer forma notória a rapidez da passagem às aplicações terapêuticas, uma vez que seguramente há casos tratados com raios X decorrido menos de um ano após a descoberta.

### UMA SEGUNDA DESCOBERTA QUASE SIMULTÂNEA

Provavelmente motivado pela descoberta dos raios X, Henri Becquerel, professor na Escola Politécnica de Paris, e ele próprio um estudioso da radiação luminosa nomeadamente os fenómenos da polarização, fosforescência, absorção pelas redes cristalinas encetou um estudo sobre a eventual relação entre a nova radiação e o fenómeno de fosforescência natural. Ao trabalhar com sais de urânio, verificou que, expostos à luz solar, eles tinham a capacidade de impressionar uma chapa fotográfica coberta por papel opaco. Em Fevereiro de 1896, descobriu que esta capacidade é independente da exposição à luz solar. A não verificação da premissa de que havia partido, de que a radiação solar provocava o fenómeno, levou à admissão de que o mesmo tinha origem no próprio sal de urânio. Foi a descoberta da radioactividade natural!

Os raios de Becquerel, como por alguns anos passaram a ser designados, foram por ele estudados exaustivamente. Demonstrou que, tal como os raios X, podiam causar ionização em gases, mas contrariamente ao que acontecia com eles, sofriam deflexão por um campo magnético.

O nome que se segue nesta fase intensa de descobertas, transição de um século para outro, é o de Maria Skolodowska. Foi ela quem encetou, em finais de 1897, um estudo sistemático (que viria a ser a sua tese de doutoramento na Sorbonne) sobre os “raios de Becquerel”. Juntamente com o seu marido Pierre Curie propôs-se procurar outros materiais com as mesmas propriedades. De facto, logo a seguir, propôs o uso do termo radioactividade, para a emissão desses raios pelas substâncias como o urânio e o tório, aos quais chamou “radioelementos”. Continuando as suas pesquisas, verificou que a pechblenda, um mineral de urânio, apresentava uma radioactividade muito elevada, não explicável pelo seu conteúdo em urânio. Submetendo a pechblenda a uma série de separações químicas, o casal Curie propôs em 1898 o nome de polónio, para designar um novo elemento que tinham conseguido isolar e que era cerca de 400 vezes mais radioactivo do que o urânio. Ainda nesse ano, anunciaram a existência, na pechblenda, de um outro elemento químico radioactivo, ao qual puseram o nome de rádio.

Marie Curie, a primeira mulher a ter um lugar no corpo docente da Sorbonne (sucendo a seu marido, tragicamente desaparecido), foi ela própria uma das promotoras da utilização do rádio no tratamento do cancro.

Em 1934, já depois da identificação e caracterização das partículas nucleares, o casal Joliot-Curie, formado por Irène Curie (filha de Marie Curie) e por Frédéric Joliot produziu, pela primeira vez, um elemento radioactivo em laboratório. Bombardeando um elemento estável (alumínio) com projecteis nucleares (partículas  $\alpha$  provenientes do polónio), conseguiu transformar um elemento natural num elemento radioactivo ao qual chamaram radiofósforo.

Estas três aquisições da ciência – descoberta dos raios X, descoberta da radioactividade natural, produção de elementos radioactivos artificiais – juntamente com o conhecimento aprofundado da estrutura atómica e nuclear, onde os nomes de Niels Bohr (1885-1962) e Ernest Rutherford (1871-1937) são incontornáveis, determinaram a evolução da radioterapia ao longo do século.

### ALGUNS CONCEITOS FUNDAMENTAIS – FRACCIONAMENTO E DOSE

Nas primeiras décadas, a inexistência de um conceito comum de dose de radiação, a proliferação de equipamentos



não padronizados e a falta de uma fundamentação clara da acção da radiação nos tecidos, tornavam difícil a reprodução de resultados clínicos bem sucedidos. Simultaneamente, o relato de consequências negativas da aplicação da radiação, tais como queimaduras, dermatites, recorrências e outras sequelas, levantavam dúvidas à utilização generalizada dos novos recursos terapêuticos.

De qualquer forma era indubitável a mais-valia recolhida ao longo de décadas pelos primeiros radioterapeutas, através de informação empírica.

Havia então argumentos quer a favor de doses únicas de radiação, quer de doses múltiplas. Esta questão, do tempo de tratamento associado à cadência na administração da dose terapêutica, aquilo a que se chama o fraccionamento de dose, é das mais determinantes da história da radioterapia [8].

Já em 1918, Friedrich e Krönig fazem notar que, para a mesma dose de exposição, o efeito produzido varia com o fraccionamento e o tempo total. Mas foi já na década de 30 que, no tratamento dum carcinoma da língua, H. Coutard explorou a capacidade de obter uma boa resposta tumoral poupando os tecidos normais, à custa de um escalonamento criterioso da dose administrada diariamente, ao longo de várias semanas. Em 1944 Strandqvist propôs uma fórmula empírica entre a dose total necessária à produção de um dado efeito e o tempo total para a administrar.

No entanto, foi só na década de 80 que o estudo e a análise de curvas de sobrevida de células de mamíferos permitiu uma melhor compreensão radiobiológica dos factores envolvidos nos diferentes esquemas de fraccionamento que até aí se praticavam um pouco por toda a parte, mas sem critérios objectivos que lhes conferissem uma base consistente e fiável. O reconhecimento da influência de um outro parâmetro – o número de fracções em que é administrada a dose total e, conseqüentemente, a *dose por fracção* – trouxe novos desenvolvimentos à formulação de leis empíricas dos vários regimes terapêuticos.

Na sequência de análises mais profundas do comportamento celular à radiação, surgiu o modelo linear-quadrático<sup>1</sup> que passou a ser adoptado por ser o que mais fielmente reproduz e preconiza os efeitos da radiação nos tecidos irradiados, permitindo estabelecer equivalência entre vários regimes terapêuticos, em termos de isoefeito, apesar da sua formulação matemática simples.

A partir dos dados empíricos acumulados ao longo de décadas, estabeleceu-se o fraccionamento dito convencional de 1,8 a 2 Gy<sup>2</sup> diários, administrados 5 a 6 vezes por semana, durante 5 a 7 semanas.

Também o conceito de dose de radiação, como grandeza

física associada aos efeitos produzidos nos tecidos biológicos, sofreu evoluções, quase desde a descoberta dos raios X [9,10]. Thomson e Rutherford, logo em 1896, iniciaram o estudo e a caracterização dos feixes do novo tipo de radiação, através da ionização que estes produzem em gases. Era muito mais fácil recolher iões em gases do que em líquidos ou sólidos. Não admira, por isso, que em 1908 Paul Villard tenha sugerido que se adoptasse como unidade associada aos raios X a “quantidade de radiação” necessária à produção de uma determinada carga eléctrica no ar. Essa unidade evoluiu para a definição do röntgen (R) adoptada pela International Commission of Radiation Units and Measurements (ICRU), em 1928. Em 1956, foi introduzido o termo exposição para a grandeza medida em röntgens (R) e refinada a sua definição, com um valor numérico em termos das grandezas físicas fundamentais (carga e massa) de que deriva ( $1R = 2,54 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ ).

Trata-se, no entanto, de uma grandeza dosimétrica de conversão<sup>3</sup>, que caracteriza o passo inicial da interacção da radiação na matéria, mas cuja definição torna impraticável a sua utilização para energias elevadas.

Actualmente associamos aos efeitos biológicos produzidos nos tecidos irradiados a grandeza designada por dose absorvida. É medida em gray ( $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$ ) e é definida como a energia média depositada por unidade de massa de um certo volume elementar<sup>4</sup>.

Dose é uma grandeza macroscópica, não estocástica e que por isso não descreve a sequência de processos microscópicos de deposição de energia. No entanto, é a distribuição espacial das ionizações provocadas pela radiação incidente que determina o efeito biológico. A escala a que se dão os efeitos relevantes é o diâmetro da molécula de DNA. Esta é, dentro do núcleo celular, o alvo crítico da radiação, do ponto de vista terapêutico.

Ao causar danos (substituições, falhas, trocas, quebras simples, quebras duplas) à estrutura do DNA numa célula, a radiação pode inviabilizar a sua reprodução, ou seja, conduzir à sua morte. Do ponto de vista terapêutico, o objectivo é mesmo esse – a morte das células tumorais – para obter o controlo tumoral permanente. Quando a reprodução celular é inviabilizada, o tumor pára de crescer. Processos subsequentes de destruição celular, acabam por, desejavelmente, activar a regressão tumoral.

Por outro lado, do ponto de vista dos tecidos sãos, deve conseguir-se que sobrevivam células clonogénicas em número suficiente para assegurar uma adequada repopulação, imprescindível à manutenção da integridade das funções.

É pois este balanço custo-benefício, entre irradiação do tumor e irradiação dos tecidos sãos circundantes, que de-

termina o resultado dum tratamento. Os contínuos desenvolvimentos científicos e tecnológicos, visaram melhorar esta relação.

## RESULTADOS CLÍNICOS

Verificou-se clinicamente, em estudos bem controlados, que o aumento da dose administrada resulta num acréscimo da probabilidade de controlo tumoral (TCP – *tumor control probability*), enquanto um decréscimo de dose absorvida nos tecidos sãos está relacionada com a diminuição de efeitos secundários indesejáveis (NTCP – *normal tissue complication probability*). As duas curvas (TCP e NTCP) em função da dose apresentam características muito semelhantes – são curvas sigmoidais (ver Fig. 1). Da distância entre elas (uma medida da chamada janela terapêutica) depende o valor do máximo da curva  $P_+$ , que representa a probabilidade de cura sem complicações, e também a sua forma. Quanto mais estreita for a largura desta curva, mais exigente, do ponto de vista da precisão, terá de ser a determinação da dose administrada, sob pena de se comprometer o sucesso do tratamento [11].

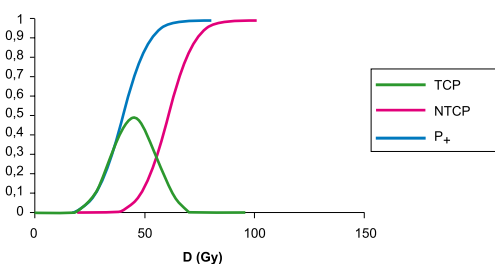


Fig. 1 - Curvas dose-efeito: TCP (probabilidade de controlo tumoral); NTCP (probabilidade de complicações nos tecidos normais);  $P_+$  (probabilidade de cura sem complicações).

## EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA

Desde praticamente os seus primórdios, a radioterapia pode ser administrada de duas formas tecnicamente diferentes, dependendo da localização da fonte de radiação. Se esta é exterior ao doente, designar-se-á por radioterapia externa (RTE). Se a fonte de radiação se encontrar localizada dentro do tumor (ou nas suas imediatas vizinhanças) a técnica designar-se-á por braquiterapia (BT). Actualmente apenas cerca de 10% dos doentes são tratados com BT, embora seja possível que esta percentagem tenda a aumentar.

Até aos anos 50 a maior parte da RTE era levada a cabo em aparelhos de raios X, muito semelhantes ao tubo de Crookes que o próprio Röntgen utilizava nas suas pesquisas. As tensões geradas por este equipamento não ultra-

passavam os 300 kVp (ortovoltagem). O subsequente desenvolvimento de máquinas capazes de gerar radiação de mais elevada energia e o incremento da popularidade das unidades de cobalto (telecobaltoterapia) nos anos 50 e 60 fizeram diminuir gradualmente o uso dos aparelhos de raios X convencionais (ver Fig. 2).

A fonte radioactiva de uma unidade de cobalto,  $^{60}\text{Co}$ , é produzida por irradiação de  $^{59}\text{Co}$  (existente na Natureza) com neutrões, num reactor nuclear. É uma reacção nuclear que se designa por captura radiativa  $^{59}\text{Co}(n,\gamma)^{60}\text{Co}$ . A fonte (um cilindro de 1 a 2 cm de diâmetro) é duplamente selada para prevenir a fuga de material radioactivo. O  $^{60}\text{Co}$  decai por emissão  $\beta$  seguida de emissão, praticamente instantânea, dos raios  $\gamma$  de decaimento de 1,17 e 1,33 MeV, cuja energia média é 1,25 MeV. As partículas  $\beta$  são absorvidas no material de encapsulamento. São os raios  $\gamma$  os responsáveis pela irradiação numa unidade de cobalto.

O acelerador linear (Linac) é um aparelho que usa ondas electromagnéticas de elevada frequência para acelerar electrões (produzidos por um canhão electrónico) a energias da ordem das dezenas de MeV, através de uma estrutura linear de aceleração (Fig. 3a). Este feixe de electrões de alta energia pode ser usado para tratamento de lesões superficiais ou ser obrigado a embater num alvo e originar, por interacção com os núcleos deste, raios X de alta energia (radiação de travagem ou *bremstrahlung*).

O *design* das unidades de tratamento foi sofrendo progressivas evoluções, sobretudo na concepção (metodologias de aceleração de electrões e modulação do feixe, focagem e controlo de frequência, técnicas de vazio e refrigeração), colimação, operação e controlo [12].

Um acelerador linear é uma máquina isocêntrica, ou seja, que permite a irradiação segundo várias direcções de incidência cujos eixos centrais se intersectam num mesmo ponto de espaço (isocentro), situado normalmente a 100 cm do foco do feixe. Também os outros movimentos possíveis (do colimador e da mesa) respeitam, segundo os eixos que lhes correspondem, a coincidência neste ponto (Fig. 3b). Esta é a configuração básica dos aceleradores lineares operacionais até hoje.

As inovações que na última década se introduziram decorreram das exigências de melhorar os resultados clínicos. Como vimos, estes são determinados, por um lado, pela irradiação do volume tumoral, por outro, pela poupança dos tecidos sãos. Ora os colimadores tradicionais são formados por dois pares de mandíbulas que se movem formando aberturas rectangulares que determinam o tamanho dos campos de radiação (entre  $3 \times 3$  e  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>, no plano do isocentro, para a gama de casos clínicos normais). No entanto, do ponto de vista do feixe, um tumor



Fig. 2 - Aparelhos de radioterapia externa: a) unidade de ortovoltagem; b) unidade de cobalto; c) acelerador linear.

nunca tem esta forma regular. Para que o feixe de radiação se conforme geometricamente à forma da lesão, há que adicionar colimação extra. Nos aceleradores anteriores a meados da década de 90 essa colimação era feita à custa de blocos executados numa liga metálica de alta densidade e baixo ponto de fusão (o *cerrobend*) e posteriormente interpostos, para cada direcção de incidência, entre o foco do feixe e o doente, permitindo a protecção das estruturas que não se pretendiam irradiar (Fig. 4a).

Actualmente, o próprio colimador permite a conformação geométrica. São os chamados colimadores multi-folhas, formados por 80 a 120 segmentos com uma dimensão entre alguns milímetros e 1 cm (ao nível do isocentro), que se movem independentemente uns dos outros, sendo comandados por motores individuais.

Os colimadores multi-folhas, para além de permitirem a conformação geométrica, são, como veremos, também as peças fundamentais da conformação dosimétrica, permitindo, em coordenação com uma cadência de irradiação bem controlada, a modulação da intensidade do feixe.

### DA DOSIMETRIA BÁSICA À DOSIMETRIA CLÍNICA

Os dados básicos que caracterizam, do ponto de vista de dose absorvida num meio, o feixe de radiação produzido por um acelerador linear são usualmente obtidos num fantoma<sup>5</sup> de água já que a água se assemelha, em absorção e dispersão, ao músculo e a outro tipo de tecidos moles (Fig. 5a). Outra razão da escolha da água é que ela é um meio facilmente disponível e com propriedades reprodutivas onde quer que se esteja. Além da água usam-se também materiais sólidos de composição semelhante à água (plásticos, perspex, polistireno, água sólida, etc.) por uma questão de comodidade de manuseamento. Existem, além destes, fantasmas não homogéneos de grande utilidade em

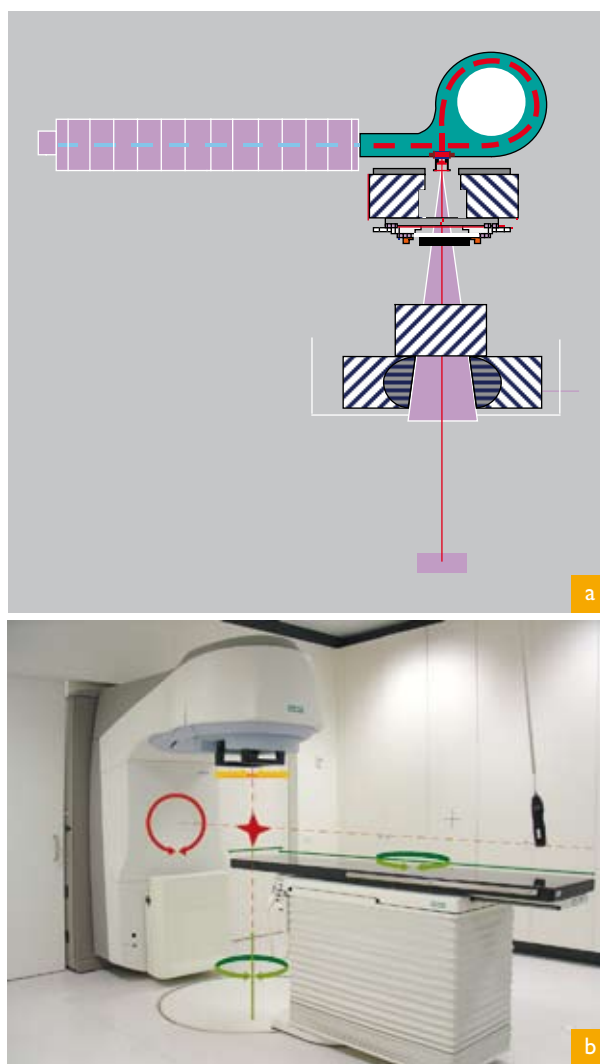


Fig. 3 - Acelerador linear: a) corte esquemático da estrutura interna; b) movimentos de rotação das componentes (vermelho – gantry; amarelo – colimador; verde – mesa). No cruzamento dos eixos de rotação da gantry e do colimador encontra-se o isocentro.



Fig. 4 - a) Tabuleiro com blocos de *cerrobend* colocado, na cabeça do acelerador; abaixo do colimador convencional; b) colimador multi-folhas visto de baixo.

dosimetria, como é o caso dos fantasmas antropomórficos (por exemplo Alderson Rando).

Quando um feixe de radiação incide num paciente, ou num dado fantoma, a dose absorvida vai variando à medida que o feixe penetra em profundidade. Esta variação depende de muitos parâmetros: energia do feixe; profundidade; tamanho do campo; distância à fonte; sistema de colimação do feixe; etc. [13]

Um passo essencial no cálculo da dose consiste em determinar a sua variação ao longo do eixo central do campo, a chamada curva de rendimento em profundidade. Se colocarmos num mesmo gráfico curvas representativas desta variação correspondentes a diferentes energias (Fig. 5b), verificaremos que as de maior energia se prolongam e sobrepõem às de menor energia (os feixes mais energéticos têm maior poder de penetração e conseguem debitar uma dose mais elevada em profundidade).

A zona inicial da curva de rendimento em profundidade apresenta um crescimento até ao máximo, a partir do qual se impõe a atenuação exponencial em profundidade – é a zona de *build-up*. Ela será tanto mais extensa quanto mais elevada é a energia da radiação – conduz ao efeito de preservação da pele (*skin sparing effect*). Nos primeiros tempos da radioterapia, dada a energia dos feixes de raios X utilizados<sup>6</sup>, a dose de tolerância da pele era um dos factores limitativos à administração da dose terapêutica no tumor (dizia-se então que se atingia a dose-eritema). Fisicamente a zona de *build-up* corresponde à zona de transferência energética entre a radiação incidente e as camadas superficiais do meio, onde ainda não está estabelecido o equilíbrio entre o número de electrões de determinada energia

originados pelas interacções primárias e o número de electrões dessa energia desaparecidos por interacções no meio. A extensão da zona de *build-up* depende do alcance dos electrões no meio irradiado, que será tanto maior quanto maior for a energia do feixe incidente (Fig. 5b).

A dose distribui-se tridimensionalmente no meio. Por isso, à curva de rendimento em profundidade é necessário juntar-se a descrição da variação de dose ao longo de planos perpendiculares ao eixo central, a várias profundidades – os chamados perfis *x-y* de dose. Com estes dados dosimétricos podem calcular-se linhas (ou superfícies) que passam por pontos de igual dose, descrevendo a distribuição planar (ou volumétrica) de dose absorvida no meio, e se chamam isodoses. São curvas de dose relativa, referida a um determinado ponto. Este ponto corresponde a um valor de dose absoluta, medido em gray (Gy), em condições de referência, com um sistema dosimétrico calibrado e segundo um conjunto de procedimentos descritos em protocolos de dosimetria aceites internacionalmente [14].

A calibração de um aparelho de radioterapia consiste na obtenção das curvas de rendimento em profundidade e dos perfis de dose para cada campo de irradiação, para cada energia, para cada tipo de radiação, para cada acessório modificador do feixe. É um trabalho experimental exaustivo que conduz à obtenção da base de dados dosimétricos característicos da unidade de tratamento. Daí o nome de dosimetria básica para este conjunto de procedimentos. A calibração é feita usualmente num fantoma de água cúbico (Fig. 5a), cujas dimensões são muito maiores que as dimensões dos campos de irradiação usados nas situações clínicas. A incidência do feixe é perpendicular à superfície da água, a uma distância específica do foco da radiação.

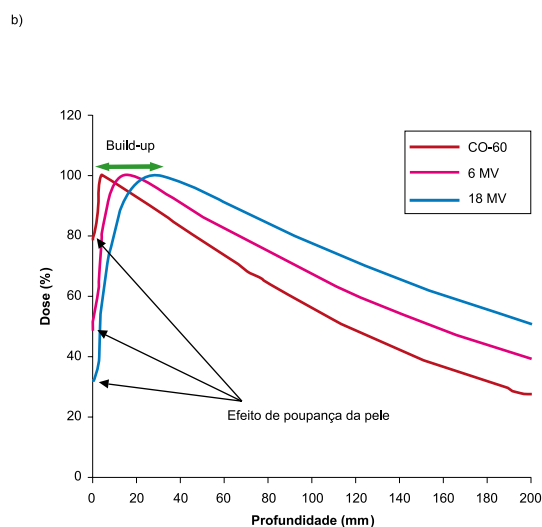


Fig. 5 - a) Fantoma de água motorizado; b) curvas de rendimento em profundidade para feixes de diferentes energias, onde se evidencia a zona de *build-up* e o conseqüente efeito de poupança da pele.

Segue-se a transferência dos dados básicos para os chamados sistemas de planeamento computadorizado onde se podem calcular as distribuições de dose em situações reais de tratamento – é a fase da dosimetria clínica (planeamento) [15].

### O CÁLCULO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE NUM PACIENTE

Nem o corpo do doente é homogéneo nem a sua superfície é plana e regular. Por isso, a distribuição de dose poderá diferir significativamente da distribuição obtida no fantoma. É nos sistemas de planeamento que, incluindo algoritmos de cálculo específicos para cada correcção, se obtêm as distribuições de dose correspondentes a cada caso concreto. A precisão na determinação desta distribuição depende, evidentemente, da disponibilização da informação relevante e precisa relativamente à situação clínica.

Longe vai o tempo em que a dose de radiação prescrita era administrada ao doente, com base apenas nos chamados “Atlas de Dose”, gerais para cada modelo de equipamento (usualmente unidades de cobalto), fornecidos pelo fabricante. Como complemento destas curvas de isodose relativas, actualizavam-se periodicamente tabelas de dose absoluta (tomando em conta o decaimento da fonte radioactiva). Todos estes valores se baseavam em dados publicados no *British Journal of Radiology*, que se referiam a dose absorvida em água, para campos de irradiação de secção quadrada [16].

Posteriormente, surgiram os sistemas de planeamento 2D que, permitindo apenas uma imagem de tomografia computadorizada (CT), consideravam que a informação estrutural interna do doente se prolongava longitudinalmente com geometria cilíndrica.

Nos sistemas actuais, a informação anatómica de cada paciente baseia-se num conjunto completo de imagens CT abarcando toda a região de tratamento. Estas imagens são usadas na fase de planeamento com dois tipos de utilidade: i) permitem o delineamento do volume-alvo e das estruturas circunvizinhas em relação ao contorno externo do doente; ii) fornecem os dados quantitativos (sob a forma de números de Hounsfield ou números CT), cuja conversão em densidade electrónica relativamente à água permite o cálculo de dose com correcção de heterogeneidade nos vários tecidos.

Mesmo nos sistemas mais sofisticados, nos quais é possível a chamada fusão de imagem – sobreposição, com co-registo, de várias modalidades imagiológicas tais como RMI, PET, SPECT – o cálculo de dose é sempre baseado na informação CT, já que ela permite aceder a valores correspondentes às densidades electrónicas dos vários tecidos biológicos.

Relativamente à precisão do cálculo de dose, também um longo caminho tem vindo a ser percorrido [17]. Os algoritmos mais simples, ditos fenomenológicos, baseiam-se na parametrização da distribuição de dose usando dados de

dosimetria básica e diversas interpolações. A dose é calculada através de uma série de factores dependentes do tamanho de campo. A correcção de heterogeneidades é feita na maioria dos casos através de um factor de escala obtido a partir da densidade electrónica do tecido relativamente à água.

Os algoritmos de convolução-sobreposição são baseados na separação entre a componente de fluência primária do feixe (número de fotões emitidos por unidade de área transversal ao eixo do campo) e a componente de deposição de energia em água. Esta componente resulta, por sua vez, da consideração das interacções elementares que constituem os chamados *point kernel* (distribuições tridimensionais de deposição de energia pelos electrões secundários, na água, em torno do ponto de interacção do fotão). Da convolução (soma) do produto deste *point kernel* com a fluência primária resulta a distribuição de dose do campo total (mesmo que este seja irregular). Este cálculo que envolve, a três dimensões, um número muito elevado de operações, requer um tempo que clinicamente, pode ser incomportável. Assim, surgiram soluções numéricas para simplificar este problema. Estas envolvem convoluções bidimensionais os chamados *pencil beams*, que podem ser vistos como integrações prévias dos *point kernels* ao longo de cada direcção de cálculo, normal à superfície da geometria irradiada. Ou, ainda, aproximações mais elaboradas que envolvem técnicas de discretização do *point kernel* segundo um determinado número de sectores cónicos (*collapsed cone convolution*).

O cálculo de heterogeneidades não fica resolvido com a aproximação dos *pencil beams*. Nas zonas de interface entre estruturas ou noutras situações mais problemáticas (extensão lateral das heterogeneidades) a precisão pode não ser a mais adequada, o que implica a utilização de métodos de correcção baseados em abordagens semi-empíricas. A dispersão lateral é mais correctamente tomada em conta nos algoritmos que preservam a ideia de *point kernel*, pois estes podem sofrer distorção no sentido de descrever o diferente percurso dos electrões secundários em regiões de densidade diferente da da água.

De qualquer forma, estes algoritmos são todos semi-analíticos e têm, por isso, os seus pontos fracos que se manifestam tanto mais quanto mais complexa é a situação clínica que pretendem descrever. Têm, no entanto, a grande vantagem de serem suficientemente rápidos para permitirem a interactividade, ou seja, o plano de tratamento pode ser modificado em tempo real por forma a que a busca da melhor solução (processo de optimização do planeamento), na base de tentativa-erro, possa decorrer num lapso de tempo adequado ao processo.

O mesmo não se passa, por enquanto, com os algoritmos baseados no método de Monte Carlo [18,19]. Este é um

método numérico que simula as interacções das partículas elementares (fotões e electrões) em sequências de processos estocásticos governados pelas probabilidades das várias ocorrências. Desta forma, o processo global de transporte da radiação no meio irradiado (com todos os pormenores da sua geometria, quer seja um fantoma de água quer seja um conjunto de imagens CT) é modelizado de uma forma muito realista. Para que isso aconteça a precisão estatística tem que ser elevada sendo necessário simular centenas de milhões de partículas. Infelizmente, por enquanto, os computadores actuais não podem tornar interactivo este cálculo. Por isso tais métodos são hoje utilizados como método de avaliação pós-tratamento<sup>7</sup> [20,21].

## PLANEAMENTO

O objectivo de um tratamento em radioterapia é administrar a dose prescrita ao volume delineado (chamado volume-alvo). Isto pressupõe, por um lado, que a dose se distribui sobre o volume-alvo de uma forma homogénea e, por outro, que as estruturas circunvizinhas recebam níveis inferiores de dose. Só assim se podem estabelecer relações dose-efeito credíveis [23].

Por isso, um tratamento real raramente é feito com um só campo de radiação (tal é possível em casos de lesões superficiais). A obtenção de distribuições de dose aceitáveis requer normalmente a combinação de dois ou mais campos de radiação. A composição mais simples é a de dois campos paralelos e opostos que cria uma distribuição de dose bastante homogénea em todo o volume irradiado. Volumes de dimensões mais reduzidas, rodeados de estruturas a poupar, requerem planeamentos mais elaborados.

Os recursos disponíveis passam por: direcções de incidência (diversificando as direcções de incidência consegue-se concentrar dose na região de intersecção, enquanto nas zonas de entrada de cada campo a dose será tanto menor quanto maior for o número de campos da configuração); conjugação de energias (mais penetrante ou menos penetrante conforme as necessidades); composição de tipos de radiação (fotões e electrões, já que estão ambos disponíveis nos aceleradores lineares); utilização de diversos acessórios (bolus, filtros em cunha, protecções individualizadas, etc.) e imaginação (aliada, evidentemente, a um conhecimento da física dos processos).

Os sistemas de planeamento calculam, para cada configuração de campos proposta, a distribuição de dose (conjunto de isodoses) e sobrepõem-na às imagens de CT disponíveis para o caso clínico em estudo (Figs. 6a e 6b).

O processo de optimização consiste, para este tipo de planeamento, em modificar algum dos parâmetros, recalcular



Fig. 6 - Distribuições de dose correspondentes a dois planejamentos, para o mesmo caso clínico: a) dois campos paralelos e opostos (anterior-posterior e posterior-anterior); b) composição de sete campos co-planares, todos conformados geometricamente ao volume-alvo.

a dose e comparar o resultado com o obtido anteriormente.

Para facilitar a comparação entre planos de tratamento existem ferramentas de estatística de dose (os chamados histogramas de dose-volume) que permitem a avaliação em parâmetros quantitativos (por exemplo, saber que dose chega a determinado volume de uma dada estrutura anatômica).

Este é, no entanto, um processo que pode ser longo e fadigoso, para além de nunca haver certezas de se conseguir o plano “ótimo”.

Por outro lado, apesar de se conseguir a conformação geométrica ao volume-alvo (através dos colimadores multi-folhas ou dos blocos de protecção) as superfícies de isodose são sempre superfícies convexas quando uma configuração de campos é proposta e se obtém, a partir dela, uma dada distribuição de dose (planeamento directo). Nem sempre, porém, a configuração anatômica das estruturas se coaduna com esta geometria (ver Fig. 7). De facto, em algumas situações clínicas, o tumor contorna estruturas críticas a poupar e, para conformar a dose a essas concavidades, há que recorrer a soluções mais sofisticadas, como é o caso da chamada modulação de intensidade de feixe, de que falaremos em seguida. Através dessa técnica consegue-se não só a conformação geométrica mas também a conformação dosimétrica à lesão.

### RADIOTERAPIA COM INTENSIDADE MODULADA

A ideia de modular o feixe de radiação não é tão recente quanto se possa imaginar. Um simples bloco de protecção pode ser considerado uma forma muito básica de modulação binária. Um filtro em cunha (um acessório que fisicamente é um bloco metálico com o fecho de uma cunha que se interpõe na cabeça do acelerador), fornece modulação a uma dimensão. Outras soluções avançadas na década de 60 (*gravity oriented devices*) atingiram determinados objectivos [24].

No entanto, quando se fala de IMRT (Radioterapia com Intensidade Modulada) quer-se dizer actualmente a criação de mapas de fluência, arbitrários, capazes de ser administrados automaticamente de forma controlada pelos aceleradores lineares dotados de sistemas sofisticados [25,26].

A necessidade de modulação da intensidade do feixe advém de uma nova concepção de planeamento – o planeamento inverso. Nesta nova aproximação, em vez de se partir de uma configuração de campos para se obter uma distribuição de dose, faz-se o percurso inverso: face à distribuição de dose requerida, procura-se chegar aos perfis de dose incidente de diversas direcções que darão origem a essa distribuição de dose.

A ideia de planeamento inverso foi lançada em 1986 por Brahme, mas a solução matemática do problema foi proposta por Bortfeld e Boyer, em 1991<sup>8</sup>, numa analogia com a reconstrução das imagens de tomografia computadorizada. Em CT, obtém-se, por reconstrução a partir dos perfis de atenuação obtidos dos vários ângulos na rotação do conjunto fonte-detector, as imagens das estruturas anatômicas que lhes deram origem. Aqui é como se conhecêssemos as estruturas (distribuição de dose) e quiséssemos saber os perfis (intensidades de feixe).

A questão da optimização é bem mais complexa, uma vez que se trata de um problema com muitas variáveis. Pode eleger-se uma função-objectivo, como o objectivo final a ser atingido e a melhor solução será a que consegue minimizar esta função. A função-objectivo mais óbvia será a diferença entre dose calculada e dose prescrita. No entanto, estamos a falar de dose em cada ponto do volume, em vários volumes (tumor, órgãos críticos): tem-se um problema com múltiplas variáveis. Introduzem-se parâmetros de ponderação, que medem importância relativa e penalizações. O processo de busca da melhor solução parte de uma solução inicial que, passo a passo, em iterações sucessivas, vai sendo modificada através da comparação com os objectivos

a atingir. Também aqui as soluções matemáticas de busca são várias (técnicas de gradiente, técnicas de *annealing*, etc.).

Após a obtenção da melhor solução de planeamento, há que executá-la e verificá-la. Os campos de intensidade modulada são realizados à custa do movimento controlado das folhas do colimador multi-folhas. O mapa de fluência resultante, para uma dada incidência (Fig. 8) pode ser conseguido à custa de uma sequência múltipla de segmentos (configurações elementares das folhas) em que a radiação é emitida sempre após cada um – esta técnica chama-se *step-and-shoot*; ou, então, as folhas do colimador podem-se ir movendo durante a irradiação – técnica dinâmica.

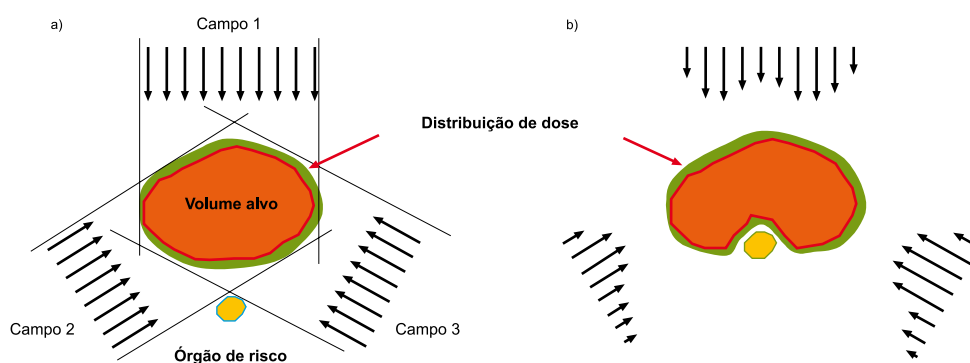


Fig. 7 - a) Planeamento directo com três campos coplanares. O órgão de risco está suficientemente longe do volume-alvo e pode ser poupado mesmo com uma distribuição de dose convexa; b) Planeamento inverso com três campos com intensidade modulada por forma a que a distribuição de dose contorne o órgão de risco.

Trata-se, em qualquer dos casos, de uma técnica altamente exigente do ponto de vista do controlo de qualidade, no sentido de poder, através dela, conseguir melhores distribuições de dose, que permitam administrar doses mais elevadas nos tumores e poupar mais eficazmente as estruturas críticas.

Para o conseguir, outro dos passos determinantes é a imobilização do doente, pois há que garantir a manutenção do seu posicionamento em cada irradiação e ao longo de todo o tratamento. As soluções técnicas vão desde acessórios simples de imobilização (dos membros, do pescoço, etc.), a máscaras termoplásticas e aos chamados sistemas estereotáxicos<sup>9</sup>.

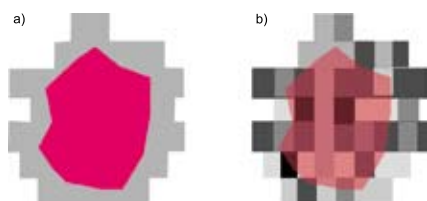


Fig. 8 - Representação de mapas de fluência: a) campo uniforme geometricamente conformado; b) campo de intensidade modulada.

## HADROTERAPIA

Até agora temos falado quase exclusivamente de feixes terapêuticos de fótons pois actualmente constituem 90% dos campos de irradiação usados em radioterapia. Numa percentagem reduzida dos campos produzidos num acelerador linear, o alvo não é interposto à saída do feixe de electrões acelerados e são estes que constituem o próprio campo de irradiação.

No entanto, desde a descoberta da radioactividade que se utilizam vários feixes de partículas. Aliás, foi através de um feixe de partículas  $\alpha$  que Rutherford descobriu o núcleo atómico (1911). Na sequência desta descoberta,

T. S. Walton e John Cockroft construíram um transformador de alta voltagem para produzir protões, encetando a era da aceleração de partículas. Estiveram ainda na origem da construção do primeiro betatrão. Em 1929 Robert Van de Graaff apresentou o seu modelo de gerador electrostático de corrente, também para acelerar electrões e iões. As aplicações clínicas desta tecnologia não se fizeram esperar e, nas décadas de 30 e 40, foram várias as unidades instaladas. O ciclotrão, inventado por Ernest Lawrence no mesmo ano de 1929, foi exaustivamente aplicado em estudos de desintegração nuclear a partir da década de 30, na sequência da descoberta da radioactividade artificial.

A utilização de protões em radioterapia foi proposta em 1946 por Robert Wilson, com base nas suas propriedades de interacção com a matéria [27]. Como os protões são exemplos de hadrões chama-se hadroterapia a esta técnica terapêutica que utiliza feixes de protões ou iões (hélio, carbono, etc.).

Quando uma partícula carregada pesada penetra na matéria, a degradação energética deriva do denso rasto de ionizações que origina. Como a probabilidade de colisão com



os electrões atómicos aumenta com o inverso da energia da partícula, o que acontece é que ela perde uma fracção importante da sua energia inicial numa região relativamente estreita e próxima do seu alcance no meio – o chamado pico de Bragg. Este comportamento é, de certa forma, o inverso do que acontece com os fotões e electrões (Fig. 9). A profundidade a que se situa este pico depende da energia do feixe e, se esta puder ser modificada de forma contínua, pode conseguir-se não um pico mas um *plateau* de dose em profundidade que se coadune com a localização e a extensão duma dada lesão.

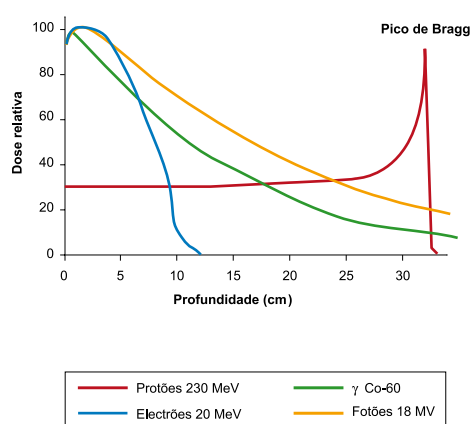


Fig. 9 - Curvas de rendimento em profundidade para diversos tipos de radiação.

Os iões de carbono têm, além desta, uma outra vantagem: uma maior eficácia radiobiológica que lhes advém do seu elevado poder ionizante. A chamada *Relative Biological Effectiveness* (RBE) de um dado tipo de radiação depende da sua energia, e é a razão entre a dose de fotões e a dose dessa radiação necessária para produzir um mesmo efeito biológico. A RBE dos iões de carbono favorece a zona do pico de Bragg alargado, ajustado à região que se pretende irradiar [28].

Estes dois argumentos, o físico e o radiobiológico, associados ao desenvolvimento de unidades de terapia baseadas na aceleração deste tipo de feixes de partículas e a métodos cada vez mais sofisticados de modular a sua energia e direcção, estão na base do crescimento significativo dos centros de hadroterapia ao nível mundial nos últimos anos que, previsivelmente, continuará [29].

As distribuições de dose conseguidas com feixes de hadrões, pela elevada conformidade geométrica e dosimétrica, rivalizam e ultrapassam em alguns casos clínicos as dos fotões. A radiorresistência de certo tipo de tumores parece ter nos hadrões um inimigo com maior capacidade de a enfrentar.

## BRAQUITERAPIA

Falar de um século de terapia com radiação sem mencionar, ainda que brevemente, esta modalidade terapêutica seria injusto já que a sua história se desenvolveu de uma forma em tudo paralela ao que aconteceu com a dos raios X.

A Braquiterapia (BT) consiste na utilização de fontes radioactivas seladas no tratamento localizado de diversas patologias. Tirando partido das características físicas dessas fontes (tipo de decaimento, período de semidesintegração, forma física), consegue-se depositar, localmente, uma dose elevada de radiação, ao mesmo tempo que o seu efeito decresce acentuadamente na região circundante. A BT divide-se, conforme o posicionamento das fontes, em dois grandes grupos: i) intersticial, se as fontes se localizarem dentro do tumor; ii) de contacto, se se localizarem na sua imediata vizinhança. Este segundo grupo subdivide-se ainda, segundo as localizações, em: intracavitária, intraluminal, endovascular e de superfície [30,31].

Na BT intersticial as fontes penetram em agulhas, cateteres ou constituem as chamadas sementes. Na BT intracavitária são colocadas através de aplicadores variados com um ou mais canais (vaginais, intra-uterinos, rectais, etc); na BT intraluminal e endovascular em cateteres e na BT superficial em moldes que se adaptam ao contorno da superfície a irradiar. Por ser possível esta variedade, a BT é uma técnica altamente individualizada que depende também da destreza manual do radioterapeuta.

Terá sido a própria Marie Curie quem primeiro sugeriu a utilização do rádio no tratamento de tumores. A sua concretização foi possível com o desenvolvimento de agulhas de platina que serviram de primeiros contentores ao sulfato de rádio. Os primeiros tratamentos ocorreram nos primeiros anos do século XX, no Hospital de St. Louis, em Paris, e depois nos Estados Unidos.

Na década de 20, depois da Primeira Guerra Mundial, iniciou-se o desenvolvimento sistemático e sólido de três grandes escolas de BT, ligadas a três instituições essenciais no desenvolvimento de novas técnicas: em Estocolmo, o Radium Hemmet, em Nova Iorque, o Memorial Cancer Centre e em Paris, o Institut du Radium.

Tal como estava a acontecer com a aplicação clínica dos raios X, a falta de padronização, quer das actividades radioactivas empregadas quer das técnicas utilizadas, tornava difícil a reprodutibilidade dos resultados. E foi através da prática clínica que se foram estabelecendo regras e procedimentos, que perduraram nas décadas seguintes – em BT intracavitária pontuaram as escolas de Estocolmo e Paris, logo muito cedo (1914-1919), e na década de 30 a escola de Manchester; para BT intersticial, decorrentes

de implantes de língua, Paterson e Parker desenvolveram também um conjunto de regras e tabelas que ficaram conhecidas como as regras P-P [32].

A elevada energia da radiação  $\gamma$  proveniente do decaimento do rádio acarretava problemas complicados de radioproteção (e também de dosimetria). Com o advento da radioatividade artificial, novos radionuclídeos, com características mais aliciantes, começaram a ser utilizados:  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{198}\text{Au}$ ,  $^{125}\text{I}$ , etc.

Nas décadas de 50 e 60, novos desenvolvimentos técnicos estimularam o interesse pela braquiterapia. As chamadas unidades de controlo remoto (*afterloading devices*) vieram permitir que a dose pudesse ser administrada de forma controlada e segura, minimizando os problemas de protecção radiológica dos profissionais.

Novas regras de aplicação e dosimetria foram desenvolvidas em Paris por Pierquin, Chassagne e Dutreix, constituindo o famoso sistema dosimétrico de Paris cuja utilização ainda hoje persiste.

Nas modernas unidades de BT, a utilização de uma única fonte radioactiva, com a capacidade de penetrar na localização requerida através de vários canais e em passos discretos (*stepping-source*) de duração variável (*dwell times*), abriu novas potencialidades a uma dosimetria mais apurada, acrescentando qualidade aos tratamentos.

A utilização de imagens (CT, RM, ultra-sons, etc.) como base do cálculo da distribuição de dose está actualmente na ordem do dia, no sentido de aproveitar e melhorar os avanços entretanto adquiridos na área da radioterapia externa. Assim se pode falar, também em BT, de intensidade modulada, uma vez que a conformação dosimétrica ao volume tumoral se consegue através de um cálculo preciso do tempo de cada posição discreta de irradiação.

O futuro é promissor, dado que uma compreensão mais integrada do tratamento tende a considerar os efeitos conjuntos de RTE e BT, numa exploração cada vez mais aprofundada dos pormenores radiobiológicos dos vários regimes.

### RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

O último elo da cadeia que descreve o processo completo de um tratamento, a “verificação e controlo de qualidade”, é o que lhe garante a qualidade e o que, em última análise, determina o seu resultado.

A concretização das expectativas do tratamento, do ponto de vista de controlo tumoral, depende, evidentemente, da execução criteriosa de cada componente do processo. Por

isso, os procedimentos de controlo de qualidade são transversais a todo o processo. Vão desde o desempenho mecânico e dosimétrico da unidade de tratamento ao cálculo da distribuição de dose nos volumes delineados, passando pelas questões de segurança quer para o doente quer para os profissionais.

Os métodos de dosimetria *in-vivo*, com utilização de detectores de estado sólido como os díodos e os detectores termoluminescentes (TLD), são frequentemente usados para controlar /verificar a dose administrada, em sítios de referência sobre a pele do doente (ou em algum tipo de cavidade anatómica), durante a irradiação. São limitados, no sentido em que se restringem a informação pontual, que em alguns casos, nem sequer é obtida em tempo real, mas têm a vantagem de fornecer informação dosimétrica que pode ser um indicador-somatório da qualidade do processo global.

Outros métodos, baseados em imagem e não necessariamente dosimétricos, têm sido desde sempre utilizados na verificação da localização dos campos de irradiação – as chamadas gamagrafias<sup>10</sup>. Trata-se de películas radiológicas de sensibilidade reduzida que se expõem durante cada um dos campos de irradiação e se convertem em radiografias de transmissão do doente, para cada direcção de incidência. Através delas, podem detectar-se erros de posicionamento ou outro tipo de erros associados ao estabelecimento das condições de irradiação (tamanho de campo, colimação secundária, etc.).

A partir da década de 90, os aceleradores lineares foram dotados dos chamados sistemas de imagem portal (EPID – *electronic portal imaging device*), através dos quais se adquirem radiografias digitais de transmissão, à semelhança do que acontecia com as gamagrafias, mas em tempo real e sem necessidade de processamento. Há vários tipos de EPID – uns, chamados sistemas fluoroscópicos, baseiam-se em câmaras CCD, outros em matrizes bidimensionais de câmaras de ionização e outros ainda, mais recentes, em detectores de silício amorfo. Com o desenvolvimento das novas técnicas de tratamento, nomeadamente a intensidade modulada (IMRT), têm-se igualmente desenvolvido metodologias que permitem a utilização de EPID, não somente como ferramenta de verificação da localização, mas também como instrumento de verificação dosimétrica, com a vantagem acrescida de fornecerem informação planar [33].

A imagem, como vamos ver, é cada vez mais, e nas suas diferentes vertentes, a ajuda principal. O objectivo é sempre reproduzir, em cada fracção do tratamento, o posicionamento adoptado na fase de aquisição de imagens (CT) para o planeamento (é sobre elas que se calcula a dose a administrar).

No entanto, tem havido uma progressiva tomada de consciência de que, entre a fase da aquisição de imagens para

planeamento e o primeiro dia de tratamento, as condições podem não coincidir exactamente. O mesmo acontece entre o primeiro e o n-ésimo dia de tratamento – a localização, a forma e a fisiologia do tumor podem mudar. E por isso, há que adaptar o tratamento a estas mudanças.

E foi assim que surgiu a *Adaptive Radiotherapy* (ART), ou seja, todo o tipo de procedimento levado a cabo durante o tratamento, em que os desvios relativamente ao planeado (localização do volume-alvo, forma ou distribuição de dose) são monitorizados através de imagem e/ou outras técnicas, e corrigidos, com o objectivo de que a prescrição original seja cumprida ou otimizada.

Para construir um sistema adaptativo há que introduzir ciclos de *feedback*, ou seja, detectar as condições actuais, comparar com o planeado e usar o desvio para adaptar o parâmetro de controlo.

Na prática, existem várias metodologias. Todas elas incorporam o conceito de “Radioterapia Guiada por Imagem” (*Image Guided Radiotherapy* – IGRT).

A mais simples baseia-se no uso da imagem portal (EPID), em duas direcções ortogonais de incidência, antes do início do tratamento. Permite visualizar, em imagens 2D, estruturas anatómicas rígidas (ossos) ou marcas fiduciais<sup>11</sup>, que conduzem à detecção de desvios de posicionamento que podem ser corrigidos à custa da determinação automática do vector de reposicionamento (a mesa de tratamento é automaticamente reajustada em  $x$ ,  $y$  e  $z$ )<sup>12</sup>.

Outras soluções, tecnologicamente mais avançadas, envolvem a incorporação de fontes de kilovoltagem na estrutura do acelerador linear (ou mesmo da utilização da radiação de megavoltagem) e que permitem, através de uma rotação em modo *cone-beam* CT (à semelhança do que aconteceria numa unidade de tomografia computadorizada) obter informação 3D que, após reconstrução, produz imagens que podem ser directamente comparadas com as imagens de planeamento.

As distorções de forma, tanto do volume-alvo como das estruturas críticas circundantes, exigirão, em alguns casos, um processo de reoptimização da distribuição de dose. Este processo não é ainda automático.

A aproximação mais próxima à *Dose Guided Radiotherapy* é o que acontece na instalação de hadroterapia de Darmstadt. Os íões de carbono que constituem o feixe incidente dão origem a emissores de positrões na região do pico de Bragg, cuja actividade é monitorizada por uma câmara PET. Este tipo de controlo permite verificar não só o campo de tratamento mas também os cálculos e as calibrações das perdas energéticas usadas no planeamento [34].

Os movimentos respiratórios constituem um desafio adicional ao conceito de ART. De facto, em tumores do pulmão, por exemplo, abarcar toda a região em que a lesão se possa localizar por força do movimento, acarreta frequentemente irradiação indesejável de tecidos sãos, com a consequente imposição duma redução na dose terapêutica. A introdução de sistemas de monitorização do ciclo respiratório, em coordenação com o comando automático da irradiação sincronizada – o *gating* respiratório e o *triggering* do acelerador –, são os novos conceitos que o desenvolvimento tecnológico persegue actualmente.

Em alternativa, há já em funcionamento unidades de tratamento totalmente robotizadas que “vêm”, seguem e irradiam o tumor onde quer que ele se localize (por exemplo, a *CyberKnife*, para tratamentos especiais).

Hoje em dia é o movimento o desafio mais estimulante que se coloca à tecnologia da radioterapia. E, quando se fala em RT 4D, a quarta dimensão é o tempo.

## O FUTURO?

A história destes 110 anos de terapia com radiação é, como se procurou mostrar, um contínuo progresso, baseado num objectivo – a luta contra uma das doenças mais devastadoras nas sociedades modernas. A física tem desempenhado um papel essencial, na aplicação directa dos seus conceitos, leis, modelos e métodos em prol desse objectivo.

Não sabemos se a evolução vai continuar como até aqui na RT, ou se o século XXI nos trará uma mudança de paradigma. A fazer fé nas previsões do grande radiobiólogo Eric Hall [35], a terapia com radiação tenderá a conjugar-se cada vez mais com estudos genéticos aprofundados e individualizados, por forma a aumentar a sua eficácia. No entanto, o diagnóstico atempado e o ataque precoce tornarão a tecnologia genética a arma privilegiada na luta de sempre. Até pode ser que se organize uma grande exposição, no segundo centenário da descoberta dos raios X, em 2095, onde um acelerador linear da última geração actual, seja a peça mais antiga...

## REFERÊNCIAS

- [1] Steel, G. Ed., *Basic Clinical Radiobiology*, 2nd edition, Arnold, 1997.
- [2] Webb, S., *The physics of three-dimensional radiation therapy - Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning*, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1993.
- [3] Leer, J.W.H., McKenzie, A., Scalliet, P., Thwaites, D.I., "Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in radiotherapy", *ESTRO, Physics for Clinical Radiotherapy*, Booklet N° 4, 1998.
- [4] International Atomic Energy Agency, Design and Implementation of a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects, TECDOC-1040, 1996.
- [5] Kogernik, H.D., "Inauguration of radiotherapy as a new scientific speciality by Leopold Freund 100 years ago", *Rad. & Onc.* **42** (1997) 203-211.
- [6] Leszczynski, K., Boyo, S., "On the controversies surrounding the origins of radiation therapy", *Rad. & Onc.* **42** (1997) 213-217.
- [7] Grubbé, E. H., "Who was the First to Make Use of the Therapeutic Qualities of the X-Ray?", *Radiological Review* **XXII** (1933)184-187.
- [8] Lopes, M.C., Rebelo, I., "Modelo Linear Quadrático - Revisão e Aplicação à Rotina em Radioterapia", *Acta Rad. Port.*, vol.9, nº36 (1997), 17-26.
- [9] Greening, J.R., *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981.
- [10] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements "Fundamental Quantities and Units for ionizing Radiation", *Report* N°. **60**, Bethesda, MD, 1998.
- [11] "Specification of Dose Delivery in Radiation Therapy" – Recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics, NACP (1994).
- [12] Karzmark, C.J., Nunan, C.S., Tanabe, E., *Medical Electron Accelerators*, McGraw-Hill, Inc., 1993.
- [13] Khan, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984.
- [14] International Atomic Energy Agency, "Absorbed Dose in External Radiotherapy: An International Code of Practice for dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water", *TRS* **398** (2001).
- [15] Dobbs, J., Barrett, A., Ash, D., *Practical Radiotherapy Planning*, 3 Ed., Arnold, 1992.
- [16] "Central Axis Depth Dose Data for use in Radiotherapy", *British Journal of Radiology*, Suppl. **17**, British Institute of Radiology, London, 1983.
- [17] Ahnesjö, A., Aspradakis, M.M., "Dose calculations for external photon beams in radiotherapy", *Medical Physics.* **44** (1999) R99-R155.
- [18] Kawrakow, I. and Rogers, D. W. O., "The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport", *Report PIRS-701* (National Research Council of Canada, Ottawa, 2000).
- [19] Sempau, J., Wilderman, S.J. and Bielajew, A.F., "DPM, a fast accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy planning dose calculations", *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 2263-2291.
- [20] Leal Plaza, A., Sanchez-Doblado, F., Arrans Lara, R., Roselló, J.V., Carrasco Pavón, E., Lagares González, J.I., "Routine IMRT Verification By Means of an Automated Monte Carlo Simulation System", *Int. J. of Rad. Onc. Biol. Phys.* **56**. Num. 1. (2003) 58-68.
- [21] Chaves, A., Lopes, M.C., Alves, C.C., *et al.*, "A Monte Carlo multiple source model applied to radiosurgery narrow photon beams", *Medical Physics* **31** (2004) 2192-2204.
- [22] Kawrakow, I., Fippel, M., "VMC<sup>++</sup>, a fast algorithm for radiation treatment planning", *The use of computers in radiotherapy*, XIIIth. Int. Conf., Heidelberg, Shlegel, W., Bortfeld, T. Eds., Springer-Verlag, 2000, 126-128.
- [23] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy" – *Report* N°. **50**, Bethesda, MD, 1993.
- [24] Proimos, B.S. and Danciu, C., "Photomodelling: a simple conformal radiotherapy technique modelling gravity oriented protectors and photocopying them in the patient", *Proc. World Congress on Med. Phys. and Bio-medical Eng.* And 11<sup>th</sup> Int. Conf. on Med. Phys. (Nice, Frane, September 1997) *Med.Biol.Eng.Comput.* 35

(Suppl. Part 2) 936.

[25] Shlegel, W., Mahr, A., *3D Conformal Radiation Therapy*, Springer Verlag, 2002.

[26] Webb, S., *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 2001.

[27] Wilson, R.R., "Radiobiological use of fast protons", *Radiobiology* **47** (1946) 487-491.

[28] *Proposal for a dedicated ion beam facility for cancer therapy*, Groß, K.D., Pavlovic, M. (GSI) Eds, Darmstadt, 1998.

[29] Amaldi, U, Kraft, G., "Recent applications of synchrotrons in cancer therapy with carbon ions", *Europhysics News* **36** (2005) 114-118.

[30] Williams, J.F, Thomadsen, B.R., Nath, R., eds., *Brachytherapy Physics*, AAPM Summer School 1994, Medical Physics Publishing Corporation, Madison, WI, 1995.

[31] Gerbaulet, A., Potter, R., Mazon, J.-J., *et al.*, *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, ACCO, Leuven, Belgium, 2002.

[32] Godden, T. J., "Physics aspects of brachytherapy", *Medical Physics Handbooks* 19, Adam Hilger Bristol and Philadelphia ed., 1988.

[33] Vieira, S. C., *Dosimetric Verification of Intensity Modulated Radiotherapy with an Electronic Portal Imaging Device*, Tese de Doutoramento, Erasmus Universiteit Rotterdam, 2005.

[34] Enghardt, W., "The spatial distribution of positron-emitting nuclei generated by relativistic light ion beams in organic matter", *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 2127-2131.

[35] Hall, E.J., "A radiation biologist looks to the future", *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.* **46** (2000) 1-2.

## NOTAS

<sup>1</sup> O efeito de uma certa dose é expresso, segundo este modelo, pelo logaritmo da taxa de sobrevivência que exhibe um comportamento caracterizado por duas componentes, uma linear (a baixas doses) e outra quadrática (para doses mais elevadas).

<sup>2</sup> Gy (símbolo de gray) é a unidade de dose absorvida.

<sup>3</sup> Tal como o kerma (medido também em Gy), introduzido em 1962 por Roesch, que é definido como a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas por unidade de massa de material.

<sup>4</sup> Cada tipo de tecido reage de modo diferente a cada tipo de radiação. Esta especificidade está no cerne da passagem do gray ao sievert(Sv), em radioproteção, através dos factores de ponderação de radiação e tecidual, nas definições de dose equivalente e dose efectiva.

<sup>5</sup> Designa-se por fantoma todo o tipo de dispositivo que, para fins dosimétricos ou de controlo de qualidade, substitui o paciente. No caso dum fantoma de água, pode ser simplesmente uma tina cheia de água. De qualquer forma, um fantoma deve permitir a inserção de algum tipo de dosímetro no seu interior, precisamente para que se possa aceder à informação dosimétrica relevante.

<sup>6</sup> Os feixes de ortovoltagem não exibem zona de *build-up*, precisamente porque o alcance dos electrões secundários originados não é suficiente para que o efeito seja visível.

<sup>7</sup> No entanto para planeamentos com campos de electrões, já há sistemas baseados em Monte Carlo suficientemente rápidos [22].

<sup>8</sup> Outras soluções foram ainda avançadas nesse mesmo ano por S. Webb e Carol.

<sup>9</sup> Que se referem a um sistema de coordenadas fixo no doente e que permitem o seu posicionamento com precisão infra-milimétrica.

<sup>10</sup> O seu nome deriva do tipo de radiação em que começaram por ser utilizadas – a radiação gama das unidades de cobalto.

<sup>11</sup> Usam-se por vezes implantes de ouro para ajudar a localizar estruturas anatómicas de tecidos moles, por exemplo na próstata, que de outra forma seria difícil de detectar neste tipo de imagem.

<sup>12</sup> Em alternativa ao uso das imagens de EPID, há sistemas de ultra-sons em que a imagem ecográfica fornece a informação necessária à correcção do posicionamento.

Apresentam-se vários aspectos da física das técnicas de imagem destinadas a ver, de forma não invasiva, o interior dos seres humanos no vivo, com fins de diagnóstico.

Apontam-se perspectivas de desenvolvimento das técnicas de diagnóstico pela imagem, com o objectivo final de ver as células, as funções e a doença do exterior..

JOÃO JOSÉ PEDROSO DE LIMA

IBILI – Instituto Biomédico da Luz e da Imagem

Azinhaga de Santa Comba - Celas

3000 Coimbra

jjplima@clix.pt

# A FÍSICA DA IM

As imagens podem ser de diferente natureza, podem ser obtidas de múltiplas maneiras e podem ter as finalidades mais diversas. Podem também ser estudadas sob múltiplas perspectivas.

As primeiras imagens médicas utilizaram a luz para obter fotografias de peças anatómicas, ou de amostras histológicas vistas ao microscópio. Estamos aqui interessados na física das técnicas de imagem destinadas a ver, de forma não invasiva, o interior dos seres humanos vivos, com fins de diagnóstico. Esta perspectiva inclui a física dos sistemas de produção da imagem, da sua visualização e da acção dos agentes físicos utilizados sobre os pacientes e, quando é o caso, sobre os próprios profissionais.

Numa primeira análise, as técnicas de imagem médica dividem-se em duas categorias: as passivas e as activas. As técnicas passivas só usam sinais endógenos gerados espontaneamente no corpo humano. Exemplos de técnicas de imagem passivas, são a termografia e a visualização da actividade eléctrica do cérebro. As técnicas de imagem activas resultam de propriedades de várias formas de energia radiante, provenientes de fontes exógenas, capazes de se propagarem através da matéria viva e de fornecerem informação quer anatómica quer fisiológica. As técnicas de imagem médica mais usadas são activas.

O desenvolvimento científico e tecnológico e o enorme avanço nas capacidades do computador levaram a um considerável aumento no número de técnicas de diagnóstico pela imagem (MRI, US, Doppler, TC, SPECT, PET, fMRI, MEE, TET, etc.).

Uma classificação das imagens médicas considerando os agentes físicos utilizados encontra-se no Quadro 1. Só nas duas últimas técnicas deste quadro o agente utilizado não é radiação electromagnética.

Agente Físico	Aplicações Médicas
ONDAS DE RÁDIO	MRI
INFRAVERMELHO	Termografia (vascularização superficial)
LUZ VISÍVEL	Endoscopia
ULTRAVIOLETA	Observação directa (Dermatologia)
RAIOS X	Radiografia de projecção - Radiografia com filme-ecrã (convencional) - Radiografia digital - Angiografia, DSA - TC (Tomografia computadorizada)
RADIAÇÃO GAMA	SPECT, PET (Medicina nuclear)
ULTRASSONS	Ecografia
CAMPO ELÉCTRICO	Tomografia de impedância

Quadro 1 - Agentes físicos utilizados para obter imagens médicas.

Uma imagem médica é um mapeamento plano dos valores locais de um parâmetro avaliado por métodos de observação directa, métodos ópticos, o método de projecção/emissão ou ainda métodos baseados no processamento de dados por computador (Fig. 1). São exemplos

dos métodos de observação directa o exame cutâneo com ultravioleta (UV), dos ópticos a endoscopia e as novas técnicas de visualização com traçadores fluorescentes, de projecção/emissão a radiografia convencional e a cintigrafia planar, respectivamente e, dos métodos baseados no processamento por computador, a TC e a MRI.

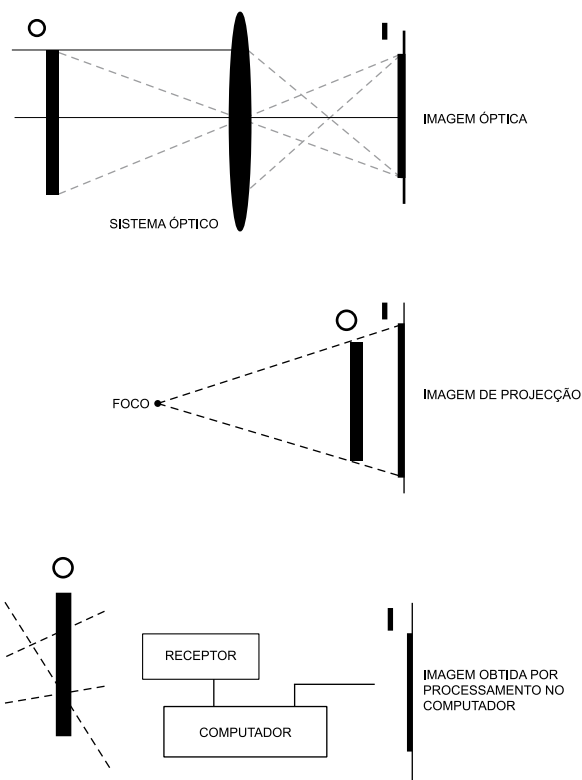


Fig. 1 - Métodos de obtenção de imagens médicas: ópticos, de projecção/emissão e ainda os métodos baseados no processamento por computador. O sistema óptico foi aqui reduzido a uma simples lente.

A referência a alguns marcos da história da imagem médica ajuda-nos a entender alguns aspectos que iremos apresentar:

1895	1ª imagem humana com raios X (Roentgen)
1896	1ª fluoroscopia (Bouchard)
1924	1º estudo clínico com traçadores (Blumgart e Hevesy)
1948	1ª fluoroscopia com tubo intensificador de imagem (Coltman)
1952	1ª imagem com ultrassons (Wild e Reed)
1960	Termografia
1957	1ª câmara de raios gama (Anger)
1972	1ª tomografia axial computadorizada (Hounsfield)
1973	1ª imagem por ressonância magnética nuclear (Lauterbur)
1985	PET

Obviamente a física não está isolada na ciência da imagem pois há uma forte participação de outras disciplinas e ramos de disciplinas, algumas das quais nascidas para a apoiar:

- Análise de Fourier
- Análise de sistemas
- Processamento de imagem
- Reconhecimento de padrões
- Análise da relação sinal-ruído
- Psicofísica
- Análise da imagem na interface olho-cérebro
- Percepção
- Precisão na interpretação (ROC)
- Ciências computacionais

Numa segunda perspectiva, baseada nas propriedades ou parâmetros adquiridos, as imagens médicas podem dividir-se em imagens morfológicas (ou anatómicas) e imagens funcionais (ou fisiológicas). As imagens morfológicas informam sobre estruturas físicas, forma e algumas propriedades da massa dos pacientes. São, em geral, imagens de boa resolução ( $\leq 1\text{mm}$ ). Exemplos são a radiografia convencional, a MRI, a TC, e a ecografia (Fig. 2).

As imagens funcionais retratam os movimentos de materiais associados aos processos fisiológicos que ocorrem nos pacientes. São imagens com informação, nalguns casos quantitativa, sobre metabolismo, secreção e excreção (rins, fígado) e movimentos de órgãos (coração, pulmões e sangue). Estes processos são visualizados sem qualquer interferência com o sistema biológico (Fig. 3).

As imagens funcionais apresentam, em geral, resolução espacial pobre ( $\sim 3\text{-}5\text{mm}$  ou superior). São exemplos desta categoria as imagens das técnicas radioisotópicas: SPECT, PET e de técnicas emergentes como a Ressonância Magnética funcional (RMf) e a Espectrometria da Ressonância Magnética (RMs).

Os sistemas biológicos são definidas por múltiplas variáveis e só raramente as suas alterações são bem representadas por variações de um só parâmetro (provavelmente pouco dependente, e de modo indirecto, das modificações associadas à patologia em estudo), tal como é fornecido pela maioria das técnicas de imagem médica.

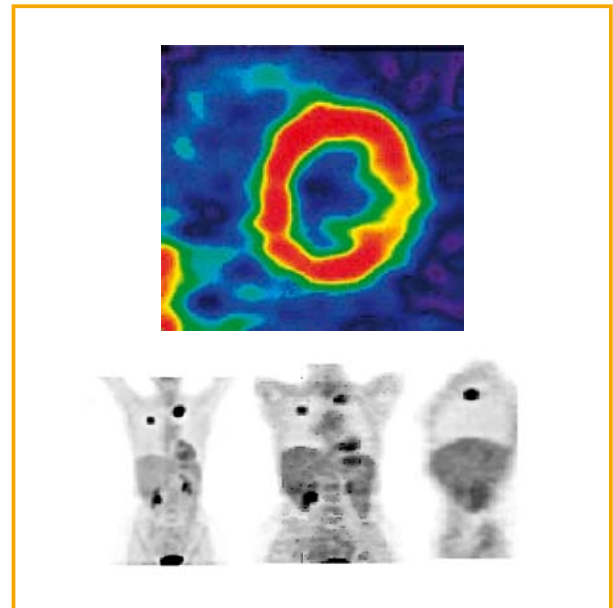


Fig. 3 - Em cima, SPECT de perfusão do miocárdio mostrando as paredes do ventrículo esquerdo, obtido com  $^{201}\text{Tl}$ . Em baixo projecção corte coronal e corte sagital num estudo de PET com  $^{18}\text{F}$ -FDG mostrando um tumor do pulmão (de pequenas células) com diversos focos metastáticos (North Texas Clinical PET Institute and CTI).

Assim, quando o objecto é uma função  $F(x,y,z,i,t,s,u,v,\dots)$  a imagem tridimensional é  $f[x,y,z,g(i)]$  onde  $g(i)$  é a representação da variável  $i$  no espaço imagem.

Na maioria das técnicas, contudo, na informação final (imagem), uma das variáveis de posição é anulada, ficando uma versão 2D de um objecto 3D, ou seja, a imagem é uma função  $f[x,y,g(i)]$ . Nas imagens dinâmicas, com informação sequencial no tempo, é  $f[x,y,t,g(i)]$ .

O mecanismo da passagem de imagens 2D para representações 3D ocorre constantemente no nosso processo visual, ao observarmos objectos volumétricos. De facto, as imagens que se obtêm na retina são imagens 2D, sendo a sensação de volume que experimentamos quando observamos objectos 3D um puro trabalho de processamento executado pelo nosso cérebro. No entanto, ao observarmos objectos 3D, uma parte importante do que observamos é essencialmente 2D, pois corresponde a superfícies planas.



Fig. 2 - À esquerda a imagem da vascularização de um pé (MRI), ao centro uma reconstrução 3D dos ossos da bacia e abdómen (TC), à direita a imagem da cabeça de um feto (ecografia). Estas imagens foram obtidas com dispositivos das últimas gerações das técnicas mencionadas.



A actuação dos sistemas de imagem médica está sujeita a limitações consideráveis, de diversos tipos, que podemos classificar em: intrínsecas, casos da resolução espacial no PET e da sensibilidade em MRI; devidas a dificuldades técnicas, caso da resolução espacial em US e da resolução de energia no SPECT; devidas à protecção do paciente, casos da dimensão do *pixel* em TC e do contraste em medicina nuclear. A estas são ainda adicionadas as limitações nas nossas capacidades de observação e detecção.

Uma outra divisão, correntemente utilizada, distingue imagens analógicas de imagens digitais. As primeiras são constituídas por um número infinito de pontos com valores que podem variar continuamente entre limites determinados pelo método. As imagens digitais são formadas por um número limitado de pequenos elementos de imagem (*pixels*) com valores discretos, constantes entre variações sucessivas. Estes valores que correspondem ao parâmetro em estudo, cuja média em cada *voxel*<sup>1</sup> caracteriza o *pixel* correspondente, são digitalizados e armazenados sob a forma de matrizes numéricas na memória de um computador. O computador deve possuir uma memória suficientemente grande permitindo um número conveniente de *bits* por *pixel*, para que toda a informação possa ser armazenada, praticamente sem perda nem degradação.

O erro associado a cada valor no *pixel* depende do número de *bits* que lhe é atribuído. O erro máximo  $\epsilon_M$  na digitalização de um sinal analógico de amplitude  $A$ , para um ADC com  $n$  *bits* e incremento  $N(N=2^n)$  é  $\epsilon_M = A/N = A/2^n$ . O erro quantitativo médio é metade do máximo, ou seja  $\epsilon_{med} = A/N = A/2^{n+1}$ .

A cada *pixel* é então atribuído um valor numérico, fornecido pela técnica utilizada, por exemplo, do coeficiente

de atenuação aos raios X, da impedância acústica ou das temperaturas superficiais de uma região. Esta informação mede características biológicas, de forma indirecta não sendo, em geral, possível a sua utilização para uma caracterização absoluta de propriedades dos objectos. A obtenção de imagens quantitativas da distribuição de radiotraçadores em estudos com o PET, ou a distribuição dos coeficientes de atenuação num corte de TC são excepções.

As imagens digitalizadas, ou seja, as matrizes de números reais ou complexos, representados por um conjunto finito de *bits*, são utilizadas em domínios que vão desde a imagiologia médica às imagens dos satélites, ao radar-sonar e à transmissão de imagens à distância (telefoto, televisão, PACS, etc.).

O parâmetro (ou variável) obtido nas imagens da radiografia digital depende do número de electrões encontrados pelos raios X nos múltiplos percursos dos fotões através do doente. A informação nos elementos de imagem (*pixels*) depende do número de electrões existente no *voxel* (Fig. 4).

Nas imagens digitais o parâmetro em avaliação é apresentado de forma descontínua e com valor constante em pequenos elementos da imagem (*pixels*) de dimensões dependentes do método usado.

A TC informa sobre a densidade média local dos electrões (ou o número atómico médio  $Z$ ) nos *voxels*, elementos que no seu conjunto constituem os cortes imaginários do paciente e cujas propriedades médias são transcritas nos *pixels*. Esta informação é quantitativa. As diferenças nos parâmetros referidos para a radiografia convencional e para a TC permitem distinguir osso de tecido mole, gordura de tecido mole, etc.

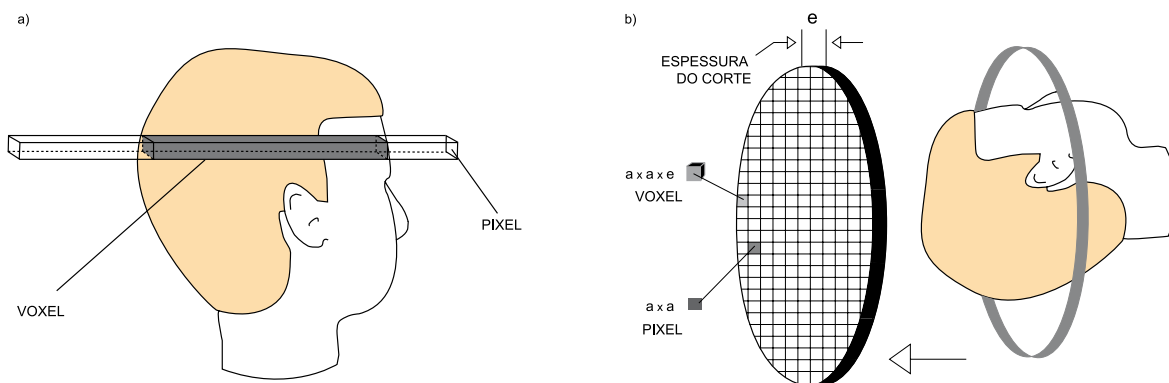


Fig. 4 - a) *Voxel* na radiografia convencional; b) *voxel* na tomografia axial computadorizada.

A MRI informa sobre a densidade protónica e as ligações ou interações químicas. As diferenças permitem distinguir matérias cinzenta e branca, tecido mole de nervos, etc.

A ecografia informa sobre as variações de impedância acústica nos meios que atravessa. Estas variações identificam contornos, a presença de massas, alterações de estrutura, etc.

Dissemos que a informação fornecida pela maioria das modalidades de imagem médica se limitava a um único parâmetro, mas não referimos a grande excepção que é a medicina nuclear cujas imagens não estão condicionadas a informar sobre um único parâmetro uma vez que, nesta especialidade, são utilizadas dezenas de moléculas diferentes, com informação específica. As imagens da medicina nuclear fornecem a informação funcional associada às moléculas marcadas que utilizarmos. Tal distingue profundamente as imagens da medicina nuclear das outras técnicas de imagem que só podem informar sobre uma única, ou poucas propriedades. Assim, o PET e o SPECT são tantas técnicas quantas as moléculas que formos capazes de marcar.

As novas técnicas de imagem médica tornaram-se janelas para a observação não invasiva da anatomia, fisiologia e patofisiologia humanas sendo essenciais na prática da medicina moderna. Contudo, numa apreciação global, com as imagens médicas, tentam detectar-se alterações em sistemas complexos e multiparamétricos medindo essencialmente um número limitado de parâmetros e, no caso das técnicas de projecção, alterando previamente a geometria.

Uma imagem radiológica convencional (de projecção) é uma versão codificada 2D de uma realidade 3D. Aqui, o médico tem de pensar no doente que está por de trás de uma versão plana dos seus órgãos. Mas, para cúmulo, a chave do código varia de caso para caso e, eventualmente, de ponto para ponto no mesmo doente. Basta pensar na dependência da detecção de contraste no ângulo de incidência sobre o objecto (Fig. 5).

Para além do observado na Fig. 5, facilmente verificamos que qualquer uma das imagens obtidas pode ser produzida pela projecção de uma infinidade de outros objectos completamente diferentes. Isto significa que, sem um suporte lógico, sem um contexto, uma imagem de projecção é aquilo que nós quisermos que seja (Fig. 6). A radiologia não faz sentido sem uma base de dados ao serviço do utilizador que confira lógica às “sombras” observadas.

Qual é o contexto de uma imagem médica? É o contexto do paciente, do tipo de estudo, do equipamento, da matriz utilizada, da estatística do exame, etc. pois as imagens que vemos são construções do nosso cérebro (Fig. 6).

Tomando em consideração as qualidades que, em geral,

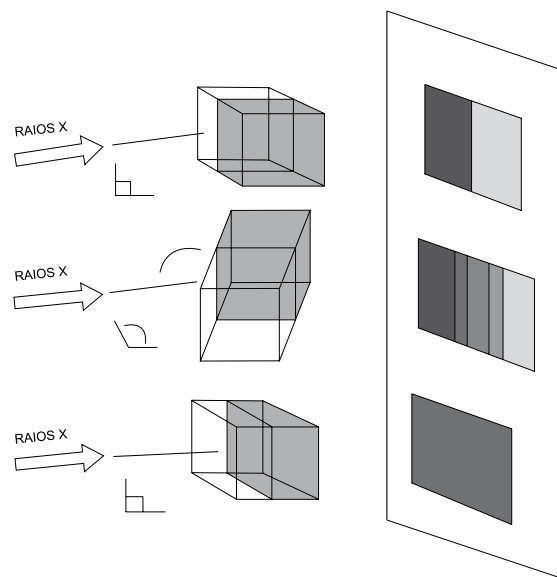


Fig. 5 - Três projecções diferentes de um paralelepípedo, constituído por metades com diferentes coeficientes de atenuação, para três diferentes posições, após rotação em torno de um eixo normal à face superior:

atribuímos às imagens poder-se-á perguntar qual será a imagem médica ideal. Não hesitaríamos em dizer que seria aquela com máximo contraste, máximo promenor, máxima especificidade, ruído nulo, obtida com máxima sensibilidade e com total ausência de efeitos nocivos sobre o paciente e os trabalhadores. Nas condições reais, um sistema de imagem médica está longe de uma execução perfeita sendo o produto final um compromisso, muitas vezes grosseiro, entre as referidas grandezas.

Podemos então dizer qual é o melhor sistema de imagem médica? É o que oferece a melhor resolução espacial, o mais alto contraste, a melhor relação sinal/ruído? Todas estas qualidades são desejáveis, mas é a situação clínica em estudo e o parâmetro fornecido pela técnica que determinam a melhor técnica. Por exemplo, são opções acertadas:

- Na detecção de tumores e outras lesões do cérebro, alterações metabólicas e processos de degradação da mielina a MRI, com a sua elevadíssima resolução de contraste e boa resolução espacial.
- Na detecção de tecido tumoral recorrente no fígado a TC, com elevada resolução de contraste.
- Na medição da fracção de injecção esquerda a SPECT, com baixo ruído e elevada relação sinal/ruído.
- Na detecção de tecido metastático em tecido mole o PET, com elevada especificidade e alta relação S/R.

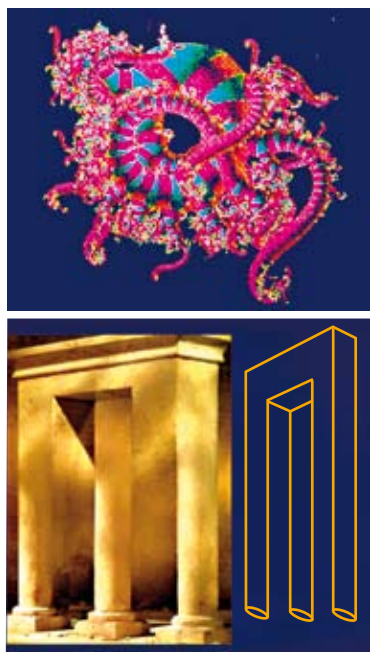


Fig. 6 - Em cima - Sem um contexto, uma imagem de projecção é aquilo que nós quisermos que ela seja. Em baixo - Pois as imagens que vemos são “construções” do nosso cérebro.

- Na identificação de quistos no tecido mamário a ecografia, com elevada especificidade.
- Na detecção de linhas de fractura finas em ossos, as técnicas de radiografia convencional, com alta resolução espacial.

A radiologia é, fundamentalmente, baseada nas leis que comandam a transferência de energia dos raios X para os meios materiais atravessados. Esta transferência de energia, entre os fótons X e os átomos do meio absorvente, ocorre segundo diversos processos de que resulta a atenuação diferencial que modula a intensidade do feixe emergente.

As imagens da ressonância magnética nuclear (MRI) são obtidas através das propriedades magnéticas do núcleo do hidrogénio e das suas interações com campos magnéticos externos e com ondas de rádio. Assim, a travessia do corpo humano por ondas de rádio é condição necessária para a concretização desta técnica.

É interessante observar, através de uma curva que traduza a absorção, ou a transmissão, da radiação electromagnética em água em função da energia quais são as possibilidades oferecidas para a obtenção de imagens médicas.

Com os raios X de diagnóstico as interações com o meio material atravessado ocorrem com electrões orbitais. Em radiografia de projecção a atenuação é proporcional ao número total de electrões encontrados no caminho percorrido

pelo feixe de raios X. Nas técnicas tomográficas com raios X a atenuação é proporcional à densidade local de electrões.

É necessário utilizar um feixe de radiação que sofra atenuação parcial de modo a gerar um mecanismo de contraste. Não tem interesse a transparência total (neutrinos ou fótons de elevada energia) ou a incapacidade de penetração (luz visível).

Na Fig. 7a) encontra-se a curva de absorção por uma pequena espessura de água em função da energia, frequência e comprimento de onda. Repare-se nas janelas de transparência (pequena absorção) na zona do visível e suas vizinhanças e, depois, nos grandes e pequenos comprimentos de onda. Para uma espessura de 25 cm de água a curva de transmissão está indicada na Fig. 7b).

Quando a fracção da radiação transmitida é superior a 0,1 surgem problemas na transferência de contraste e, quando a fracção é inferior a 0,001 a relação sinal/ruído torna-se demasiado pequena.

Do lado dos comprimentos de onda inferiores a  $10^{-10}$  cm a atenuação torna-se demasiado pequena e para comprimentos de onda superiores a 10 cm a resolução espacial fica muito baixa. Os raios X de diagnóstico situam-se aproximadamente entre os comprimentos de onda de  $10^{-9}$  a  $10^{-10}$  cm.

A frequência de Larmor para o protão num campo de 1,5 tesla é 63,87 MHz. A linha correspondente a esta frequência encontra-se indicada na Fig. 7b).

Todas as imagens geradas por radiação são estatísticas. Os valores medidos, em qualquer ponto, para se obter uma imagem, sofrem flutuações de modo aleatório em torno de um valor médio e com um certo erro previsível. A estatística de Poisson domina estes processos. Deste modo, existe incerteza estatística, ou seja ruído, no valor da propriedade, em cada ponto de uma imagem médica.

A introdução de dispositivos que proporcionam a aquisição e a visualização de imagens digitais, associadas às potencialidades dos computadores digitais e a outros meios, deram origem a novas capacidades de diagnóstico.

No presente, falar em novas capacidades em radiologia remete para as mais recentes conquistas da Radiologia Digital. Estas contribuem com um acréscimo considerável na manipulação e comunicação da informação obtida.

Referimos o interesse da digitalização das imagens com vista a permitir a visualização de pequenos contrastes em toda a gama de intensidades do feixe emergente. A digitalização da imagem, embora tenha vantagens, introduz limitações. Uma imagem analógica corresponde a um número praticamente

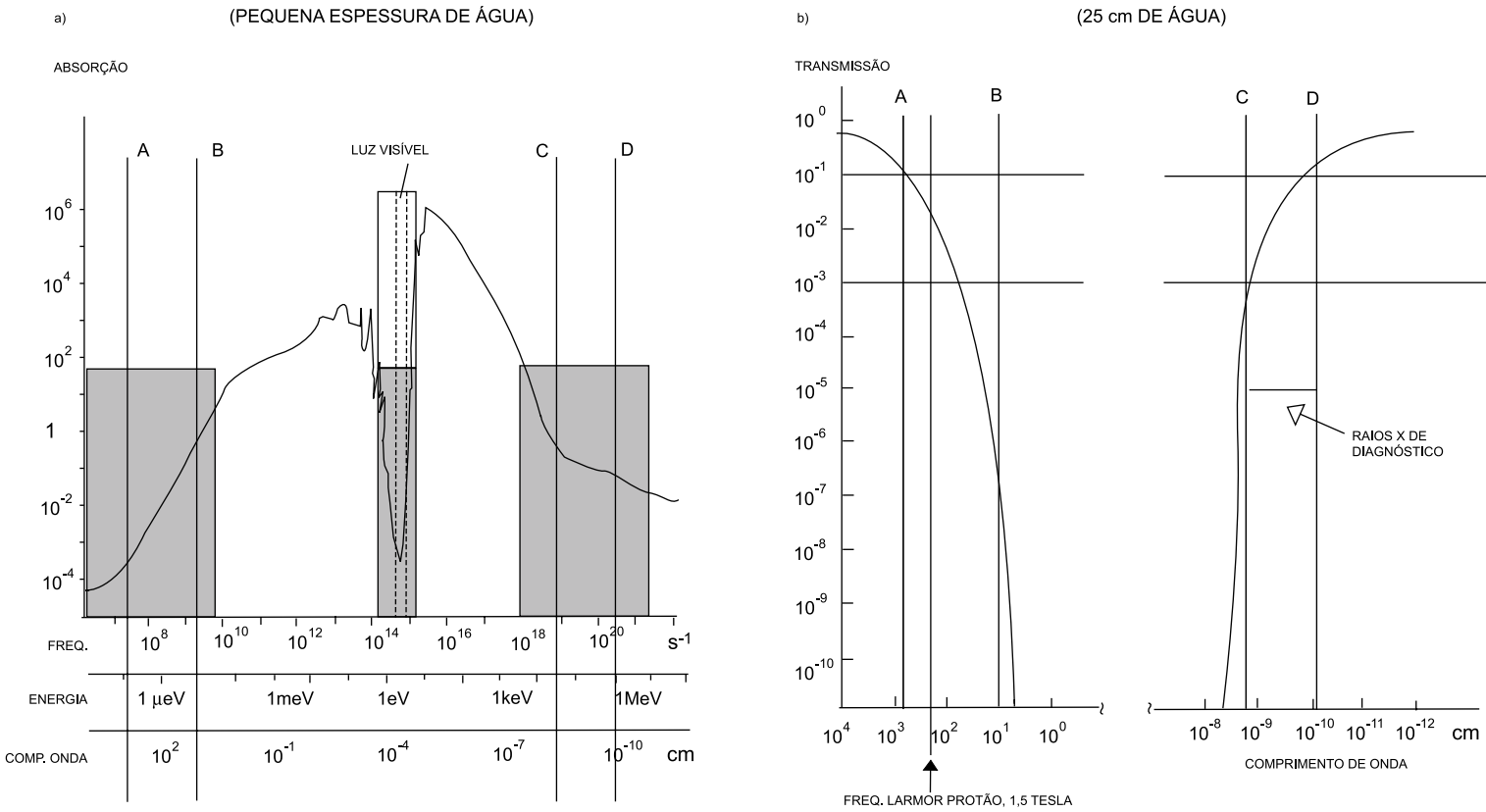


Fig. 7 - a) Absorção da radiação electromagnética em água para uma pequena espessura; b) transmissão através de 25 cm, em função do comprimento de onda, energia e frequência.

infinito de pontos e, por certo, não se espera obter a informação digitalizada correspondente a cada um destes pontos. Há, pois, que limitar o número de dados de acordo com diversos factores, um dos quais poderá ser a memória disponível do computador. Uma imagem digitalizada está dividida em elementos de área e o valor correspondente a cada elemento traduz uma propriedade média associada ao elemento.

Torna-se claro que a distância mínima de resolução na imagem digital não poderá ser inferior às dimensões do *pixel*. Faz sentido, então, que o *pixel* seja o elemento, ou área, de resolução, significando isto que não se poderá saber o valor do parâmetro de elementos de área da imagem com dimensões menores. Estas considerações fazem-nos, necessariamente, cair na definição de resolução espacial, que iremos considerar.

Quando se detectam os fótons que interagem na área de cada elemento de resolução durante um certo tempo, o número acumulado de detecções é um número aleatório. Isto quer dizer que o valor obtido está associado a uma incerteza, que podemos quantificar.

A distribuição estatística em que se enquadrariam os sucessivos valores do número de detecções ocorridas num *pixel*, para medições em condições rigorosamente idênticas, é a de Poisson.

Assim, quando se acumulam  $N$  detecções, o desvio padrão associado é  $\sqrt{N}$ , ou seja, só em cerca de 33 de 100 determinações, feitas em idênticas condições, o número de detecções estará fora do intervalo  $N - \sqrt{N}$ ,  $N + \sqrt{N}$ .

O desvio padrão relativo é, então

$$\sigma_r = \frac{\sqrt{N}}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}}$$

Facilmente se vê que o desvio padrão relativo diminui com o aumento de  $N$ .

Para um pequeno número de detecções acumuladas, o desvio padrão relativo é grande. Por exemplo, para  $N=100$  é  $\sigma_r=10\%$ . Para um número elevado de detecções o desvio padrão relativo torna-se pequeno. Por exemplo, para  $N=10^6$  é  $\sigma_r=0,1\%$ . Para uma mesma intensidade de fo-

tões, o desvio padrão relativo duplica quando a área do elemento de resolução se reduz para um quarto.

É fácil prever a área mínima do elemento de resolução nas técnicas digitais, para as condições usuais de aplicação de raios X, no homem. Para fótons de 80 keV, a dose exposição de 1 R corresponde a cerca de  $10^7$  fótons/mm<sup>2</sup>. A estrutura de um tronco humano produz um factor de atenuação da ordem de  $10^{-3}$ . Isto significa que o número de fótons no feixe emergente para a dose exposição incidente de 1 R é da ordem de  $10^4$  fótons/mm<sup>2</sup> (Fig. 8).

O desvio padrão para  $10^4$  fótons/mm<sup>2</sup> é  $100$  fótons/mm<sup>2</sup> e o desvio padrão relativo é 1%. Para um elemento de resolução de  $0,5 \times 0,5$  mm<sup>2</sup> o valor correspondente é de 2%. Se pretendêssemos um elemento de resolução de  $0,1 \times 0,1$  mm<sup>2</sup>, o desvio relativo seria de 10%. Para se ter um erro menor, mantendo a área do elemento, a única possibilidade consiste em aumentar o número de fótons detectados e, por consequência, a dose no paciente, o que é, obviamente, indesejável.

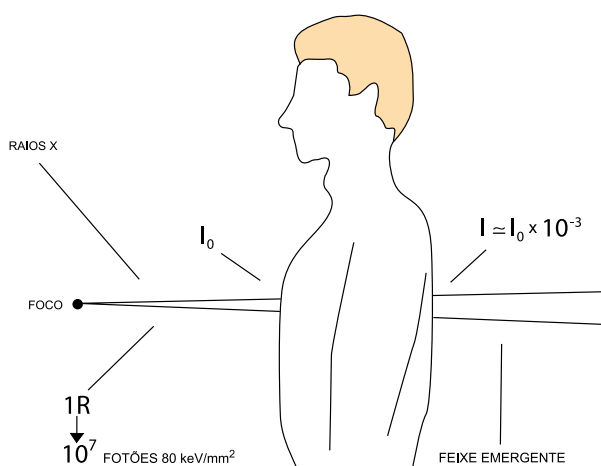


Fig. 8 - Para fótons de 80 keV, o tronco humano tem um factor de atenuação da ordem de 0,001.

Tal esclarece a razão pela qual os métodos radiológicos digitais não poderão nunca ter resoluções espaciais muito inferiores a meio milímetro. A radiologia digital e a TC têm, evidentemente, esta limitação. Para elementos de resolução muito pequenos e para doses aceitáveis nos pacientes, as flutuações estatísticas associadas às observações (ou ruído estatístico, ou ainda, flutuações de contraste) têm uma incerteza associada que impede a detecção de pequenos contrastes presentes no feixe emergente do paciente, resultantes de pequenas diferenças de atenuação.

Assim, e ao contrário da radiografia com filme em ecrã onde a exposição excessiva produz enegrecimento do fil-

me, deixando a imagem de ter valor informativo, em TC uma maior exposição significa menor erro na informação de intensidade e uma melhor qualidade da imagem.

Resolução de contraste é a capacidade de um sistema tomográfico distinguir pequenas variações do coeficiente de atenuação linear entre estruturas adjacentes, nas imagens reconstruídas. Um contraste, para ser detectável numa imagem, deve corresponder a variações algumas vezes superiores à flutuação estatística média. Como a flutuação estatística do contraste só pode ser diminuída aumentando a área do elemento de resolução ou aumentando a dose, há um compromisso entre resolução espacial e contraste mínimo detectável, para doses aceitáveis no paciente. Há também que lembrar a possibilidade de melhorar o contraste de certas estruturas por utilização de agentes de contraste injectados na circulação sanguínea ou em cavidades orgânicas.

Em ciência da imagem e, em particular, no que se refere à radiologia é importante conhecer as propriedades dos detectores para tornar possível prever a qualidade e o interesse dos diversos sistemas de detecção disponíveis. As propriedades dos sistemas de imagem expressam-se usando parâmetros definidos aceites para o efeito. As quantidades físicas mais utilizadas para caracterizar as propriedades relevantes dos detectores são:

- Eficiência do detector;
- Resolução espacial (função de resposta a um ponto, PSF, e a uma linha, LSF, e função de transferência de modulação, MTF);
- Contraste do detector;
- Características do ruído;
- Gama dinâmica.

Propriedades como uniformidade, velocidade de aquisição, abertura de campo, número de imagens por segundo e características geométricas estruturais são também importantes.

A eficiência do detector aplica-se ao tipo de energia utilizada e mede a fracção da energia emitida pelo objecto que é, efectivamente, usada pelo detector para produzir a imagem. A eficiência de um detector pode ser dividida em três componentes: eficiência geométrica, eficiência quântica (ou intrínseca) e eficiência de conversão (ou extrínseca). A primeira é a relação entre o ângulo sólido visto pelo detector e o ângulo sólido de emissão. A segunda é a fracção da energia incidente no detector que é absorvida. A terceira mede o rendimento no processo de transformação da energia absorvida pelo detector em sinal útil. Vejamos as duas últimas com algum pormenor.

A distância de resolução espacial, cuja definição física é a distância mínima entre dois pontos objecto observáveis como imagens separadas, está associada a qualidades, por vezes invocadas na apreciação das imagens, como definição, pormenor, etc. Todas estas e a própria resolução espacial estão contidas na resposta do sistema de imagem a um ponto objecto. No caso da radiologia estão num absorvente pontual.

Se fizermos a radiografia de um objecto pontual e medirmos a luminância do filme ao longo de uma direcção contendo o ponto imagem, obtemos não uma risca, mas uma curva do tipo da Fig. 9c). Nesta figura encontra-se também a representação do objecto a) e da imagem b) como funções bidimensionais das duas variáveis espaciais  $x$  e  $y$ .

A curva da Fig. 9c), que é a secção da superfície da Fig. 9b) pelo plano do filme, é chamada função de resposta do sistema um ponto (FRP), uma função que descreve a imagem quando o objecto é um ponto absorvente.

A FRP referida acima é uma aproximação porque o objecto utilizado não é pontual e, além disso, só representará o sistema se a resposta deste for homogénea. Não sendo, a variação da luminância da imagem com a distância é representada por uma função de duas variáveis, ou seja, aproximadamente, pela superfície da Fig.9b).

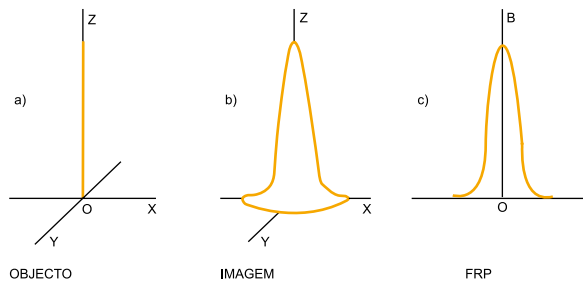


Fig. 9 - a) Objecto, b) Imagem, c) Variação da luminância de imagem com a distância segundo a direcção  $x$ .

A largura a meia altura da FRP é, por definição, a distância de resolução  $d$  do sistema. Dois pontos-objecto à distância  $d$  são dificilmente separados na imagem. Pontos a distâncias menores do que  $d$  são vistos como um único ponto (Fig. 10a). Quanto maior for  $d$  mais difícil será observar o pormenor fino nas imagens. O inverso de  $d$  é a resolução espacial  $R$  do sistema.

É frequente utilizar-se, em vez da função de resposta a um ponto, a função resposta a uma linha (FRL) que, para um sistema radiológico, é a função que descreve a imagem quando o objecto é uma linha absorvente. Na Fig. 10b)

representa-se uma função de resposta a uma linha (luminância versus distância).

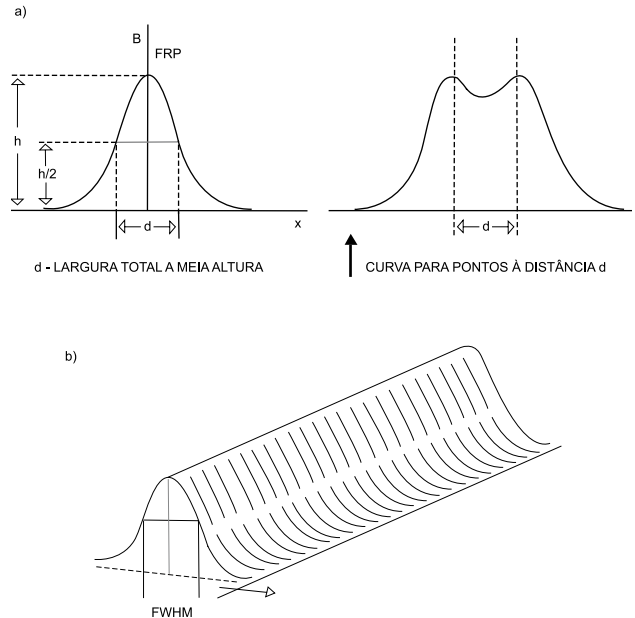


Fig. 10 - a) Função de resposta a um ponto, FRP é o valor da luminância ao longo do eixo dos  $xx$  a passar pelo centro da imagem. A distância de resolução  $d$  é a largura a meia-altura da curva  $B(x)$ . Dois pontos-objecto à distância  $d$  são dificilmente separados na imagem. b) Função de resposta a uma linha absorvente expressa em termos de luminância em função da distância.

Se a FRP for conhecida poder-se-á obter a FRL. Demonstra-se que, se a FRP for uma curva de Gauss, a FRL será do mesmo tipo e características idênticas. A largura a meia altura da FRL é também igual à distância de resolução  $d$ .

No caso da radiologia convencional, a distância de resolução depende das dimensões do foco, da distância foco-filme e da distância objecto-filme.

A distância de resolução para uma radiografia com filme simples é inferior a 0,01 mm. Os ecrãs intensificadores utilizados em contacto com os filmes, para aumentar a eficiência de detecção, originam um aumento da distância de resolução que vem para valores de cerca de 0,1 mm.

As flutuações estatísticas na intensidade dos raios X emergentes da ampola constituem ruído de Poisson.

A estatística da interacção dos fótons X com o detector pode ser considerada binomial com uma probabilidade de sucesso  $E_Q$ , mas os quanta que interagem têm uma distribuição de Poisson com desvio padrão

$$\sigma = (N_0 E_Q)^{1/2}$$

onde  $N_o$  é o número dos fótons incidentes. Se a detecção for seguida por um processo com ampliação de ganho médio  $g$ , a amplitude média do sinal será

$$S = N_o E_Q g$$

O desvio padrão desta quantidade deve incorporar o ruído do sinal e o ruído do processo de amplificação  $\sigma g$ . Com a contribuição das duas fontes vem para ruído total,

$$\sigma_s = \{N_o E_Q [g^2 + \sigma g^2 (1 + N_o E_Q)]\}^{1/2}$$

Para definir por completo o ruído há que considerar a dependência do sinal e do ruído da frequência espacial. O ruído pode ser descrito por completo pelo espectro de potência ou espectro de Wiener.

O uso de múltiplas modalidades de imagem para atingir o diagnóstico médico é uma prática comum desde há muitos anos. Mais recente é a integração da informação fornecida por diversas técnicas numa única imagem.

A certa altura pareceu lógico que poderia ser vantajosa a integração de conjuntos 3D de elementos de informação paramétrica obtidos a partir de diferentes modalidades, através de uma técnica genericamente conhecida por co-registo. Por exemplo, a fusão de informação funcional e morfológica iria oferecer uma dimensão fisiológica às imagens estruturais ou pormenor anatómico seria adicionado às imagens funcionais. É aceite que as imagens 3D destas modalidades permitem ter um conhecimento mais claro das estruturas anatómicas e melhor compreensão das suas interrelações funcionais.

O co-registo é um método totalmente automático que executa o alinhamento, integração e visualização de dados contidos em dois conjuntos volumétricos diferentes.

Dois conjuntos de pontos obtidos em aquisição 3D ou em imagens tomográficas 2D são ajustados e colocados na mesma posição no espaço 3D. Estes conjuntos de dados volumétricos podem ser amostragens paramétricas do mesmo órgão, quer de diferentes modalidades, quer da mesma modalidade em tempos ou condições diferentes. Os sistemas biológicos são definidos por múltiplas variáveis e a informação fornecida por uma técnica de imagem particular diz respeito a um parâmetro específico que dificilmente representa a complexidade do sistema biológico.

Podem distinguir-se três tipos de co-registo: a uni-modalidade – quando as imagens são obtidas utilizando uma mesma técnica; a multi-modalidade – quando as imagens são obtidas utilizando técnicas diferentes e a multi-modalidade integrada – as imagens provêm de técnicas independentes, mas efectuadas num dispositivo integrado.

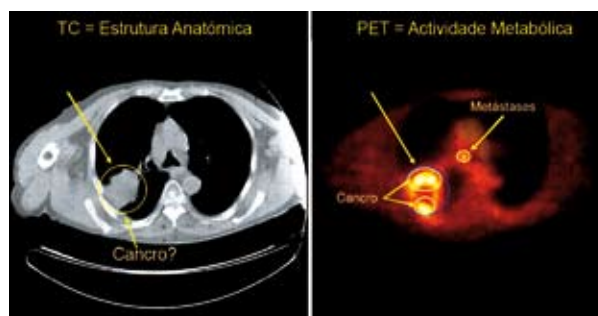


Fig. 11 - ATC fornece detalhes da estrutura anatómica. O PET permite detectar a doença ao nível molecular. Observar que a TC não identifica a porção funcional do tumor e que o PET não permite uma localização anatómica perfeita da localização do tumor.

Com algumas das técnicas mencionadas acima são correntemente obtidas imagens paramétricas tridimensionais, após aquisição directa, ou após reconstrução a partir de imagens bidimensionais. De facto, algumas das imagens médicas 3D são obtidas a partir de cortes 2D (com várias orientações, tipicamente axiais, sagitais ou coronais). Os cortes 2D são, geralmente, reconstruídos por retroprojeção filtrada. Dois conjuntos de pontos adquiridos em aquisição 3D ou em imagens tomográficas 2D são ajustados e colocados na mesma posição no espaço 3D. Estes conjuntos de dados volumétricos são amostragens paramétricas do mesmo órgão, ou de diferentes modalidades, ou da mesma modalidade em tempos ou condições diferentes.

A resolução da imagem final é sobretudo definida pela pior resolução de entre as duas aquisições.

Em MRI, PET e TC espiral é possível proceder à reconstrução directa a partir de aquisições 3D.

O diagnóstico, estadiamento e reestadiamento do cancro, bem como o planeamento e acompanhamento dos tratamentos do cancro têm tradicionalmente apostado nas imagens anatómicas com TC ou MRI. As modalidades anatómicas oferecem excelente pormenor anatómico e são indispensáveis nomeadamente no apoio de intervenções cirúrgicas. Todavia têm limitações no que se refere à sua capacidade de distinguir com rigor entre massas malignas e benignas. Os tecidos necróticos, de cicatrização e inflamatório não são facilmente diferenciáveis dos tecidos malignos através das imagens anatómicas. As imagens moleculares obtidas com  $^{18}\text{F}$ -deoxiglucose (FDG), baseadas na fixação marcadamente aumentada da glucose nas células tumorais com elevada actividade metabólica, fornecem imagens da distribuição corpo inteiro do FDG fosforilado. A utilização aumentada da glucose e, conseqüentemente, a fixação aumentada de FDG nas células tumorais é facilitada por: 1) actividade aumentada dos transportadores de glucose das membranas celulares, 2) aumento da acti-

vidade da hexokinase, e 3) aumento da eficácia nos *shunts* hexose monofosfato.

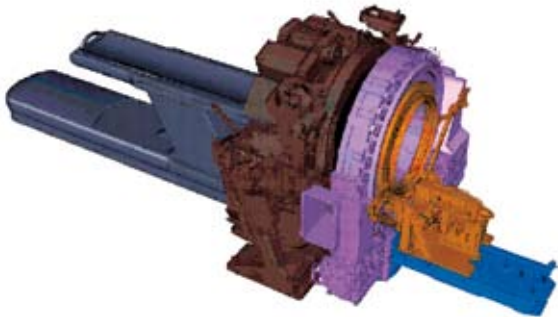


Fig. 12 - Sistema integrado PET-TC, mostrando as duas componentes.

Alguns estudos mostram que o co-registo PET/TC (ver Fig. 11), quando integrados num sistema único, aumenta as potencialidades de diagnóstico quando comparado com os resultados isolados das duas técnicas.

As Figs. 13 e 14 são exemplos deste casamento entre imagens funcionais e morfológicas.

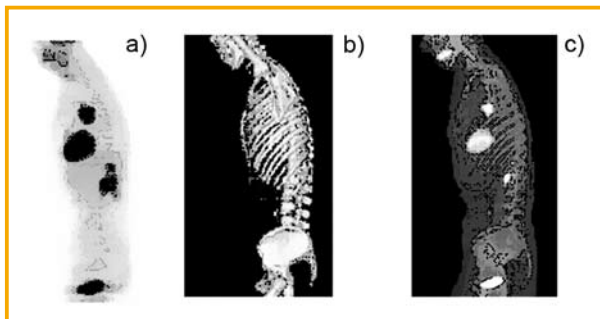


Fig. 13 - a) Imagem PET, b) Imagem TC, c) Co-registo PET/TC. Situação de tumor do pulmão.

Poderá interessar analisar as tendências actuais prováveis do desenvolvimento das técnicas de diagnóstico pela imagem.

É de prever:

- A melhoria continuada das técnicas já existentes trazendo um aumento na qualidade das imagens, capacidade de detecção e menor dose nos métodos que utilizam radiação ionizante.
- O desenvolvimento da multi-modalidade em tempo real com imagens a 4D ou seja, dados dinâmicos de diversas técnicas de imagem co-registadas com a medicina nuclear melhorando a informação de diagnóstico no espaço e no

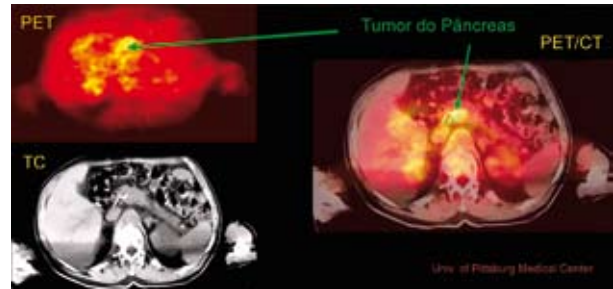


Fig. 14 - Imagens de cortes obtidos com TC e PET contendo um tumor pancreático e do co-registo destas informações. A visualização do tumor é tornada evidente pelo PET.

tempo. A informação multimodal passará a ser quantitativa, com rigor esteriotático e com especificidade nunca atingidos.

- A trivialidade dos *expert systems*. O aumento exponencial da informação proveniente dos métodos de imagem tornará a colaboração da inteligência artificial inevitável.
- Aumento da contribuição da medicina molecular. O desenvolvimento de ligandos altamente específicos de diferentes tipos de tumores, ou tecidos, marcados com emissores de positrões, poderão ser no futuro a alternativa não invasiva de alterações funcionais e capaz de competir com a biópsia para a detecção decisiva de tumores.
- Criação de novos conceitos e técnicas capazes de explorar novas propriedades e desenvolver novas formas de diagnóstico.

**Queremos ver as células, as funções e a doença, do exterior...**



## BIBLIOGRAFIA

1. Brooks R.A. and Dichiro G., "Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging", *Phys Med Biol* 1976; 5: 689-732.
2. Bushberg J.T. Seibert JA, Leidholdt Jr EM, Boone J.M., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2<sup>nd</sup> Edition, Williams & Wilkins, 2001.
3. Dowsett D.J. Kenny P.A. and Johnston R.E., *The Physics of Diagnostic imaging*, Chapman & Hall Medical, London, 1998.
4. Hendee W.R. Ritenour RE, *Medical Imaging Physics*, 4<sup>th</sup> edition, Wiley-Liss, 2002.
5. Knoll G., *Radiation Detection and Measurements*. John Wiley & Sons, New York, 1979.
6. Mettler, F.A. and Guiberteau, M.J., *Essentials of nuclear medicine imaging*, 3<sup>rd</sup> edition, WB Saunders Company, 1991.
7. Phelps, M.E., Mazziotta, J., Schelbert, H. (Eds), *Positron Emission Tomography and Autoradiography*, Raven, New York, 1986.
8. Rowlands J.A., New directions in X-ray imaging. STDA Sixth Int. Symp.-Scottsdale 1998.
9. Yaffe M.J. & Rowlands J.A., "X-ray detectors for digital radiography", *Phys. Med. Biol.* **42** 1-39. 1997.
10. Wallis J.R. Miller M.M. Miller T.R. and Vreeland T.H., "An Internet-based nuclear medicine teaching file", *Journal of Nuclear Medicine* **36**: 1520-1527, 1995.
11. Webb S., *The Physics of Medical Imaging*, Medical Science Series, New York, 1988.

## NOTAS

<sup>1</sup> *Voxel* – Elemento de volume cujas dimensões dependem da técnica utilizada e cujas propriedades são representadas por cada *pixel*.

# http://spf.pt

Visite o nosso "site" e faça-se sócio da Sociedade Portuguesa de Física



A ciência radiológica tem sido um dos campos da medicina que mais evolução tem registado desde a sua descoberta em 1895. Os últimos trinta anos foram de uma importância capital com o advento das técnicas tomográficas seccionais, utilizando diferentes formas de energia, desde os ultra-sons às radiações electromagnéticas não ionizantes. A meteórica evolução das ciências computacionais, associada a estas técnicas de imagem médica, conduziu a um novo conceito que determinou o actual paradigma que consiste na análise volumétrica. Esta, conjugada com a moderna imagem digital, permite estudos morfológicos de uma qualidade sem precedentes. O caminho da imagem médica abre-se agora à exploração funcional cujo futuro se antevê ainda mais promissor.

FILIPE CASEIRO ALVES

Director do Serviço de Radiologia

Hospitais da Universidade de Coimbra

3000 Coimbra

fca@netvisao.pt

# CEM ANOS DE R - MORFOLOGIA

A descoberta dos raios X por Wilhelm Roentgen em 1895 revolucionou a prática da medicina já que, pela primeira vez, foi possível minimizar a subjectividade diagnóstica dos sinais semiológicos clínicos. Tal levou à progressiva “descoberta” e a uma nova forma de olhar “para dentro do corpo” através da representação de estruturas até aí totalmente invisíveis, e apenas desvendadas em procedimentos necrópsicos ou nos primórdios dos tratamentos cirúrgicos. A radiografia da mão de Roentgen, que necessitou de uma exposição radiológica de mais de 20 minutos, correria mundo demonstrando o poder “mágico” desta técnica emergente.



Fig. 1 - Uma das primeiras imagens obtidas com raios X, em 1896, no Gabinete de Física Experimental da Universidade de Coimbra (*in* [www.instituto-camoes.pt/cvc/ciencia/e48.html](http://www.instituto-camoes.pt/cvc/ciencia/e48.html)).

Desde cedo que a escola médica portuguesa se interessou e integrou nesta nova realidade. Decorrido apenas um ano após a descoberta dos raios X já Coimbra conhecia o seu primeiro laboratório radiológico pela mão do professor de Física e médico Henrique Teixeira Bastos. Nesta data pu-

# RADIOLOGIA E FUNÇÃO

blicou um artigo na revista “O Instituto”, onde anunciava as recentes descobertas relativas aos raios de Roentgen. Também no jornal “O Século” saiu um extenso artigo intitulado “A Photographia atravez dos corpos opacos”, que dava conta das primeiras experiências feitas em Portugal.

Iniciativas semelhantes ocorreram em Lisboa, com Augusto Bobone, Virgílio Machado e Carlos Santos, e no Porto, com Emílio Biel e Araújo e Castro. Os gabinetes de radiologia hospitalar deram os primeiros passos logo no início do século XX em três cidades portuguesas. O benefício trazido pela radiologia era inegável e as suas aplicações clínicas não parariam de crescer nas décadas seguintes.

## LIMITAÇÕES DA RADIOLOGIA CONVENCIONAL

O facto de a radiografia ter fraca capacidade discriminativa a nível dos tecidos moles estimulou o desenvolvimento de agentes de contraste permitindo a exploração, até aí impossível, do tubo digestivo ou de estruturas vasculares. Neste contexto, deve ser prestada homenagem aos pioneiros e percursos da moderna angiografia, a chamada escola portuguesa de angiografia constituída por Reynaldo dos Santos, Cid dos Santos, Lopo de Carvalho e Egas Moniz. Os seus trabalhos de angiografia cerebral iniciados em 1927, utilizando como agente de contraste o dióxido de tório, ficariam célebres e constituem um marco indelével da radiologia mundial.

São de realçar também exames contrastados do tubo digestivo, os quais foram, durante décadas, o esteio da investigação clínica nesta área, numa era pré-endoscópica. Tanto a escola sueca como a japonesa desenvolveram técnicas de imagem avançadas que permitiram o diagnóstico precoce de lesões malignas do cólon e do estômago, contribuindo para a redução da mortalidade causada por estes tumores, com evidente pioneirismo na medicina preventiva.

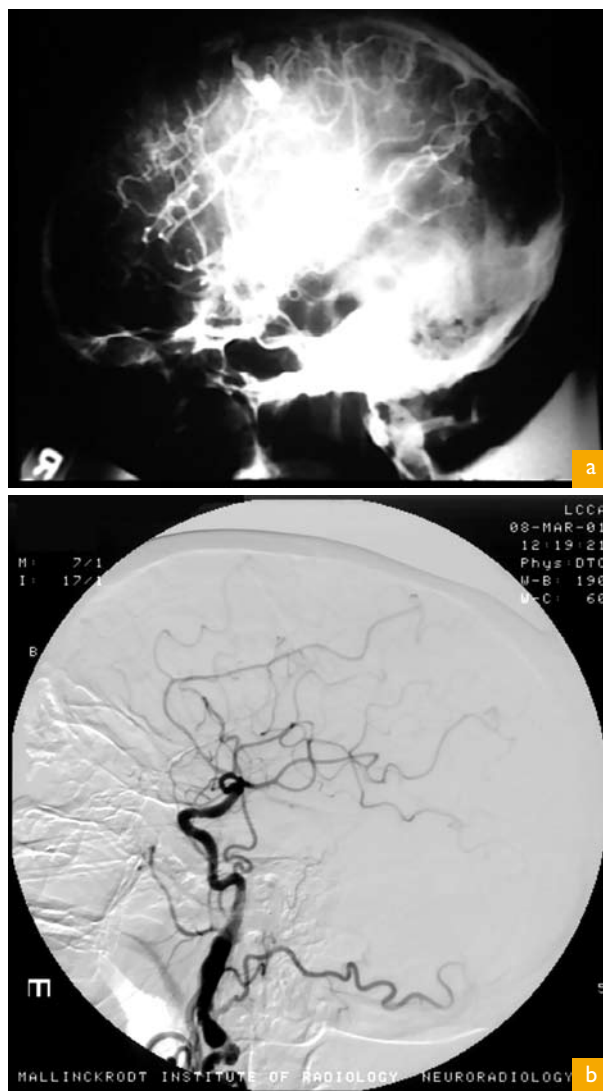


Fig. 2 - a) Angiografia cerebral feita pela técnica convencional. Em b) pode apreciar-se a diferença para a técnica de angiografia actual (angiografia de subtracção digital), sendo de realçar o ganho em resolução para mostrar pequenos vasos por subtracção da estrutura óssea da calote craniana.

Apesar da extraordinária capacidade para identificar e estudar órgãos e sistemas a radiologia debatia-se com o problema, inerente à sua natureza bidimensional, da sobreposição de estruturas num único plano. Esta limitação levaria ao desenvolvimento da tomografia convencional que, utilizando o princípio da homotetia, permitiu isolar planos pré-determinados numa área de estudo. Tal técnica implicou um salto qualitativo na avaliação de muitas patologias entre as quais se destacam as aplicações pneumológicas e osteo-articulares. Ainda hoje a ortopantomografia, também designada por radiografia dentária panorâmica, continua a possuir inquestionável interesse no diagnóstico.

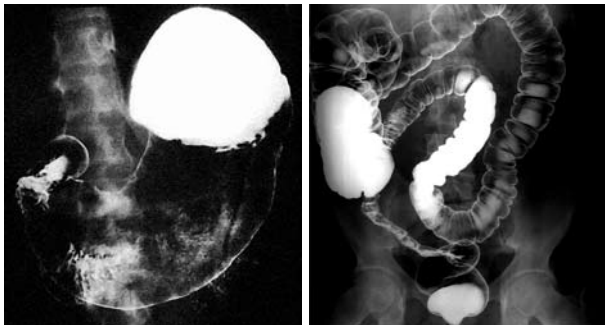


Fig. 3 - Exames contrastados do tubo digestivo (estômago e cólon) por técnica de duplo contraste. Esta técnica ainda mantém muito do seu valor diagnóstico mesmo na era da endoscopia digestiva, nomeadamente como método de rastreio do cancro gástrico endémico e do cólon em casos de colonoscopia incompleta ou não conseguida.

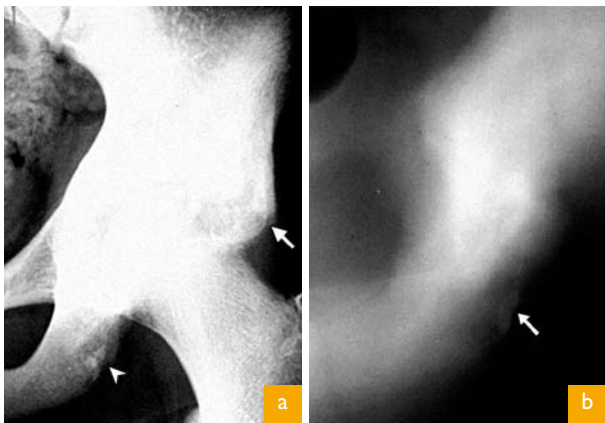


Fig. 4 - Exemplo de tomografia convencional obtida por deslocação simultânea e em sentidos opostos da ampola radiográfica e do meio de registo radiográfico. Em b) é possível observar o destacamento de um pequeno fragmento ósseo num caso de traumatismo inaparente na imagem radiográfica normal da anca esquerda em a).

### AS NOVAS TÉCNICAS DE IMAGEM MÉDICA

Na década de 70 assistiu-se ao nascimento da ecografia explorando eficazmente as propriedades dos ultra-sons. Pela primeira vez a radiologia estendeu as suas fronteiras utilizando novas formas de energia para obter imagens médicas. O impacto desta técnica foi e continua a ser de grande importância já que se trata de uma técnica tomográfica inócua capaz de permitir a realização de exames em tempo real. Todos estes atributos lhe conferiram o epíteto de “estetoscópio do século XXI”. Durante os seus quase 40 anos de vida a ecografia tem evoluído de tal modo que hoje é possível obter informação diagnóstica com aparelhos de alta resolução anatómica capazes de focalizar o feixe de ultra-sons numa zona de interesse e expurgar em boa parte o ruído prejudicial para a formação da imagem final. Outro marco extremamente importante associado à ecografia resultou da aplicação do efeito descoberto pelo físico Hans Christian Doppler, que permite explorar o movimento sanguíneo e determinar com precisão a permeabilidade dos vasos, a direcção e a velocidade do fluxo. Hoje esta técnica é imprescindível na exploração de várias situações como a avaliação do risco de acidente vascular cerebral ou de transplantes de órgãos. Mais recentemente a ecografia alargou o seu leque de aplicações ao permitir explorar imagens com contraste formado por microbolhas. Com esta inovação tornou-se possível avaliar a perfusão visceral bem como detectar e caracterizar tumores sólidos de forma semelhante à realizada por tomografia computadorizada (TC) ou por ressonância magnética (RM).

Entretanto, tendo por base a utilização de radiação X e a absorção tecidual específica, aliada a um rápido desenvolvimento computacional, nasceu na década de 80 pela mão de Sir Godfrey Hounsfield a tomografia computadorizada. Graças a este método a radiologia renovou-se ao conseguir resol-

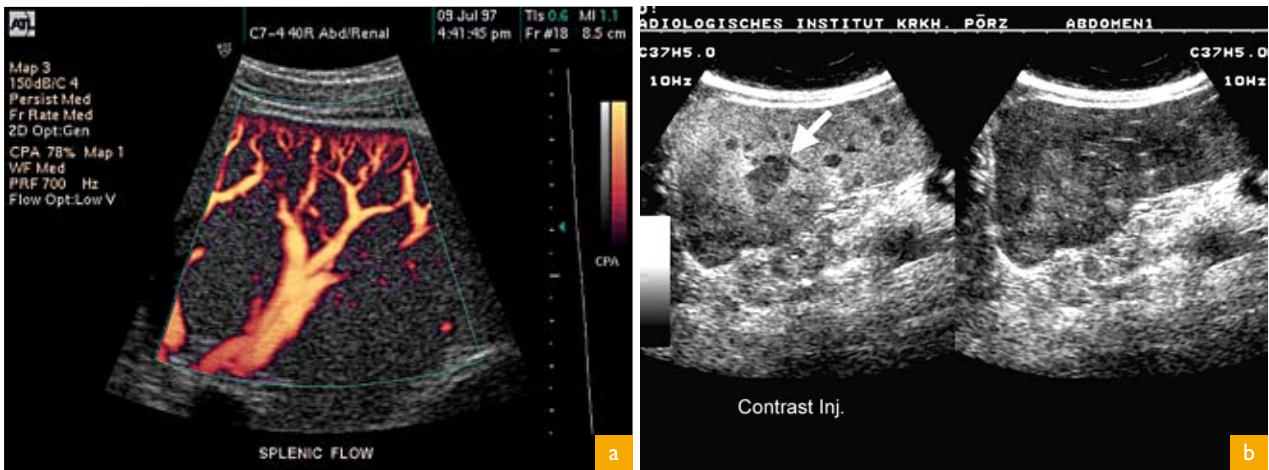


Fig. 5 - Exemplos de estudos ecográficos avançados: usando o efeito Doppler: (a) visualização da vascularização do baço; (b) exame efectuado antes e depois da administração de contraste intra-venoso permitindo detectar múltiplos nódulos no fígado (seta) não identificados antes.



Fig. 6 - Evolução da resolução morfológica e estrutural da TC ao longo dos últimos 30 anos. A imagem da TC cerebral da esquerda data de 1970 e demorou cerca de 20 minutos a obter. À direita podemos verificar a resolução obtida actualmente onde cada corte pode levar 0,5 segundos.

ver um dos seus principais problemas resultante da deficiente qualidade morfológica das tomografias convencionais.

Em trinta anos a evolução da tomografia computadorizada tem sido meteórica passando de aparelhos limitados, capazes de obter um único corte por rotação em cerca de 20-30 segundos, para as actuais aquisições volumétricas em que mais de uma centena de cortes com uma espessura de 1 mm podem ser obtidos em menos de 10 segundos. Com efeito, a recente tecnologia de aquisição helicoidal multicorte propagou-se de tal forma que apenas nos últimos 10 anos foi possível passar de apenas dois cortes para os actuais sessenta e quatro por rotação da ampola radiológica. Esta evolução tecnológica, que se fez a par com outros melhoramentos indispensáveis para a tornar realidade, expandiu o leque de aplicações diagnósticas vindo resolver o problema da resolução temporal e abrindo o caminho às actuais explorações do foro cardiológico, incluindo o estudo minimamente invasivo das artérias coronárias, ou o desenvolvimento de potenciais técnicas de rastreio no caso do cancro do cólon e do pulmão.

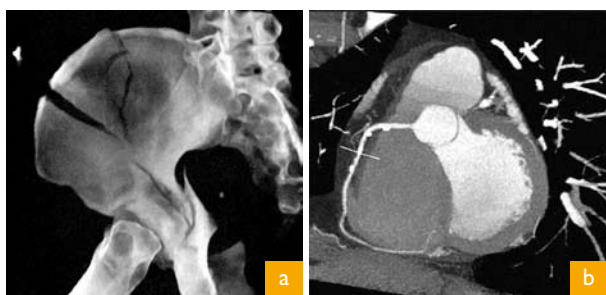


Fig. 7 - Exemplos de duas aplicações avançadas obtidas por tomografia computadorizada helicoidal multicorte. a) Reconstrução 3D de uma fractura complexa da bacia. b) Exemplo de angiografia coronária que permite a visualização da artéria coronária em toda a sua extensão apenas com recurso a uma injeção intravenosa de contraste numa veia periférica.

Se a TC tem sido um dos esteios da moderna imagiologia a ressonância magnética é seguramente a última das armas da radiologia e também, de todas, a mais versátil. Directamente importada da vulgar análise por espectroscopia dos laboratórios de química a RM explora as propriedades dos átomos de hidrogénio, por sinal os mais abundantes do corpo humano. O génio inventivo do químico Paul Lauterbur e do físico Peter Mansfield foram recompensados, possivelmente um pouco tarde, com a atribuição do prémio Nobel de Medicina de 2003 por esta descoberta.



Fig. 8 - Exemplo de angiografia: a) realizada por injeção intra-arterial de contraste; b) efectuada por ressonância magnética utilizando apenas uma injeção numa veia periférica (veja-se a similitude das imagens que contêm a mesma informação diagnóstica); c) um estudo das vias biliares por ressonância magnética. Anteriormente este tipo de imagem só era disponibilizado por técnicas endoscópicas.

Apenas para assinalar os principais atributos da técnica lembremos a sua capacidade de obter cortes tomográficos em qualquer orientação espacial, uma inigualável resolução em contraste e a possibilidade de explorar o excesso de água intra ou extracelular (inflamação, processos tumorais) em função de propriedades magnéticas e não por mero fenómeno de absorção, tal como sucede com as técnicas que utilizam fontes de radiação ionizante. A versatilidade está também patente no tipo de agentes de contraste que foram desenvolvidos, os quais actuam de forma indirecta por modificação local das propriedades magnéticas dos prótons, ou pelo desenvolvimento de espectroscopia “in vivo”, permitindo uma análise dos tecidos que tanta importância tem como coadjuvante da decisão terapêutica sobretudo no campo da oncologia. O desenvolvimento de novas sequências, sensíveis à concentração local de oxigénio, tem permitido imagens representativas de centros de activação cerebral, fornecendo à técnica uma dimensão funcional sem precedentes na história da imagiologia médica. Entretanto, avanços recentes quer no *hardware* quer no *software*, aumentaram o leque de indicações. Podemos referir, por exemplo, as aplicações angiográficas ou o estudo das vias biliares de uma forma muito semelhante à que era fornecida por técnicas muito mais invasivas.

### PERSPECTIVAS FUTURAS

A radiologia não tem ficado estática nem imune aos recentes avanços das outras áreas do conhecimento médico mormente as que respeitam à genética e biologia molecular. Com efeito, a par do desenvolvimento dos contrastes específicos de células, já hoje disponíveis para estudos por ressonância magnética, surgirá a possibilidade de estudos funcionais por activação de funções celulares específicas, como sejam a acção por activação enzimática ou por modificações locais da temperatura ou do pH. A capacidade da moderna imagiologia estende-se ainda ao campo terapêutico onde a vectorização de agentes irá permitir teleguiar o tratamento apenas para as células alvo poupando as células e tecidos sãos. Assim, as funções que se espera sejam concretizadas com o recurso a esta tecnologia visam quatro grandes campos: utilização para finalidades de rastreio e detecção da doença em fase pré-clínica; método auxiliar no estadiamento da doença; técnica de orientação na escolha do tratamento dirigido mais eficaz ou apropriado; método de monitorização da resposta terapêutica.

De todas as técnicas de imagem actuais a que mais se aproxima pela sua versatilidade destes objectivos é, sem dúvida, a ressonância magnética, que é capaz de ombrear, com nítida vantagem, com os estudos funcionais obtidos através da medicina nuclear, incluindo a tomografia por emissão de positrões (PET).

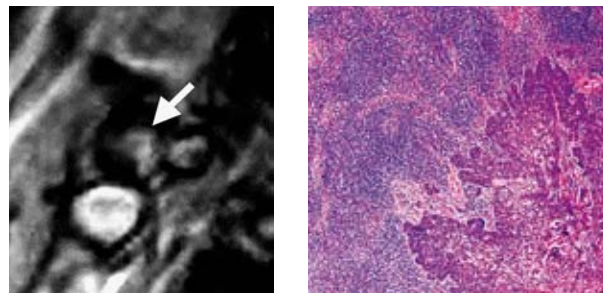


Fig. 9 - Estudo de gânglio cervical com injeção de produto de contraste específico em ressonância magnética. O agente de contraste, devido às suas pequenas dimensões, passa para o espaço intersticial indo depois pelos vasos linfáticos acumular-se no gânglio linfático que, em condições normais, retém o produto tornando-se preto na imagem. As áreas mais claras na imagem da esquerda (seta) correspondiam a infiltração do gânglio por tecido tumoral conforme se observa na imagem histológica. Pela primeira vez é possível obter imagens funcionais da estrutura interna do gânglio, o que permite escolher o tipo de tratamento a efectuar.

### CONCLUSÃO

A radiologia é sem uma das áreas que mais tem influenciado o exercício da Medicina, em particular no último quartel do século XX. Caminha a passos rápidos do âmbito da informação morfológica para a informação funcional agregando um sem número de possibilidades que a tornam pluripotencial, sobretudo se tivermos em conta a versatilidade da ressonância magnética.

Este rápido crescimento está também intimamente ligado ao desenvolvimento de poderosos meios computacionais que incorporam os últimos avanços neste domínio, desde as mais recentes aplicações clínicas até à introdução de novos compostos e moléculas capazes de produzir um “outro olhar” sobre os fenómenos fisiopatológicos.

## BIBLIOGRAFIA

1. Allport, J. R. and Weissleder, R., "In vivo imaging of gene and cell therapies", *Exp. Hematol.* **29** (2001) 1237.
2. Ashar, B. H., Hughes, M. T., Marinopoulos, S. S., Prokopowicz, G. P., Berkenblit, G. V., Sisson, S. D., Simonson, L. A. and Miller, R. G., "Current evidence for the use of emerging radiologic technologies for disease screening", *Am. J. Manag. Care* **11** (2005) 385.
3. Barbaro, B., Cina, A., Mariani, M. L. and Manfredi, R., "Color Doppler US of intrahepatic vascular system", *Rays*, **22** (1997) 249.
4. Bluemke, D. A., Soyer, P. A., Chan, B. W., Bliss, D. F., Calhoun, P. S. and Fishman, E. K., "Spiral CT during arterial portography: technique and applications", *Radiographics* **15** (1995) 623.
5. Brannigan, M., Burns, P. N. and Wilson, S. R., "Blood flow patterns in focal liver lesions at microbubble-enhanced US", *Radiographics* **24** (2004) 921.
6. Cademartiri, F., Luccichenti, G., van Der Lugt, A., Pavone, P., Pattynama, P. M., de Feyter, P. J. and Krestin, G. P., "Sixteen-row multislice computed tomography: basic concepts, protocols, and enhanced clinical applications", *Semin. Ultrasound CT MR* **25** (2004) 2.
7. Calliada, F., Campani, R., Bottinelli, O., Bozzini, A. and Sommaruga, M. G., "Ultrasound contrast agents: basic principles", *Eur. J. Radiol.* **27** Suppl. 2 (1998) S157.
8. Cyrus, T., Winter, P. M., Caruthers, S. D., Wickline, S. A. and Lanza, G. M., "Magnetic resonance nanoparticles for cardiovascular molecular imaging and Therapy", *Expert Rev. Cardiovasc. Ther.* **3** (2005) 705.
9. Gagliardi, R. A., McClellan, B. L., (eds), *A History of the Radiological Sciences. Diagnosis*, ARRS, 1996.
10. Harisinghani, M. G., Jhaveri, K. S., Weissleder, R., Schima, W., Saini, S., Hahn, P. F. and Mueller, P. R., "MRI contrast agents for evaluating focal hepatic lesions", *Clin. Radiol.* **56** (2001) 714.
11. Harvey, C. J., Blomley, M. J., Eckersley, R. J. and Cosgrove, D. O., "Developments in ultrasound contrast media", *Eur Radiol.* **11** (2001) 675.
12. Hohmann, J., Albrecht, T., Hoffmann, C. W and Wolf, K. J., "Ultrasonographic detection of focal liver lesions: increased sensitivity and specificity with microbubble contrast agents", *Eur. J. Radiol.* **46** (2003) 147.
13. Jiang, T., Olson, E. S., Nguyen, Q. T., Roy, M., Jennings, P. A. and Tsien, R. Y., "Tumor imaging by means of proteolytic activation of cell-penetrating peptides", *Proc. Nat. Acad. Sciences U. S. A.* **101** (2004) 17867.
14. Lencioni, R., Cioni, D. and Bartolozzi, C., "Tissue harmonic and contrast-specific imaging: back to gray scale in ultrasound", *Eur. Radiol.* **12** (2002) 151.
15. Martinoli, C., Pretolesi, F., Crespi, G., Bianchi, S., Gandolfo, N., Valle, M. and Derchi, L. E., "Power Doppler sonography: clinical applications", *Eur. J. Radiol.* **27** Suppl 2 (1998) S133.
16. Martins, D. R., *in* [www.instituto-camoes.pt/cv/ciencia/e48.html](http://www.instituto-camoes.pt/cv/ciencia/e48.html)
17. Mathieu, D. and Caseiro-Alves, F., "Imaging of benign liver lesions", *JBR-BTR* **87** (2004) 76.
18. McIntyre, J. O. and Matrisian, L. M., "Molecular imaging of proteolytic activity in cancer", *J. Cell Biochem.* **90** (2003) 1087.
19. Moghimi, S. M., Hunter, A. C. and Murray, J. C., "Nanomedicine: current status and future prospects", *FASEB J.* **19** (2005) 311.
20. Panyam, J. and Labhasetwar, V., "Biodegradable nanoparticles for drug and gene delivery to cells and tissue", *Adv. Drug Deliv. Rev.* **55** (2003) 329.
21. Pattynama, P. M. and Kuiper, J. W., "Second-generation, subsecond multislice computed-tomography: advancing the role of helical CT pulmonary angiography in suspected pulmonary embolism", *Semin. Vasc. Med.* **1** (2001) 195.
22. Price, R. R., Allison, J., Massoth, R. J., Clarke, G. D. and Drost, D. J., "Practical aspects of functional MRI", *Med. Phys.* **29** (2002) 1892.
23. Valentini, V., Gaudino, S., Spagnolo, P., Armenise, S., Tartaglione, T. and Marano, P., "Diffusion and perfusion MR imaging", *Rays* **28** (2003) 29.
24. Weissleder, R. and Mahmood, U., "Molecular imaging", *Radiology* **219** (2001) 316.

Foi o físico francês Joseph Fourier quem primeiro colocou a questão de saber os factores que determinam a temperatura média global da atmosfera à superfície e como calcular o seu valor:

Fourier em 1827 viu-se forçado a admitir a existência na atmosfera de um mecanismo de aumento de temperatura semelhante ao observado numa estufa uma vez que obteve, através dos seus cálculos de balanço radiativo, uma temperatura da atmosfera muito inferior à da fusão da água.

# A FÍSICA DAS AL CLIMÁTICAS

Sabemos hoje que o clima da terra, desde a sua formação há mais de 4 000 milhões de anos, tem variado de modo significativo, frequentemente de forma cíclica com períodos que vão desde as dezenas de milhões de anos até aos milhares de anos.

A reconstrução dos climas passados e a identificação das causas das variações climáticas resultou de um longo processo de investigação iniciado na primeira metade do século XIX no qual tiveram um papel de relevo a física, a química e a geologia. Foi o físico francês Joseph Fourier quem primeiro colocou a questão de saber os factores que determinam a temperatura média global da atmosfera à superfície e como calcular o seu valor. Fourier concluiu correctamente que a superfície da Terra emite radiação infravermelha cujo fluxo total de energia deve igualar o fluxo de energia da radiação solar absorvida pela Terra. Porém, ao obter nos seus cálculos de balanço radiativo uma temperatura da atmosfera muito inferior à da fusão da água viu-se forçado a admitir a existência na atmosfera de um mecanismo de aumento de temperatura semelhante ao observado numa estufa (Fourier, 1827). A atmosfera deveria ser capaz de interceptar parte da radiação infravermelha emitida pela superfície evitando a sua total propagação para o espaço exterior.

FILIPE DUARTE SANTOS

Departamento de Física

Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

Edifício C8, Campo Grande

1749-016 Lisboa

[fdsantos@oal.ul.pt](mailto:fdsantos@oal.ul.pt)



# TERAÇÕES

A explicação cabal do que realmente se passa foi dada pela primeira vez pelo cientista John Tyndall que resolveu primeiro medir no seu laboratório a capacidade de absorção da radiação infravermelha de alguns dos gases que constituem a atmosfera: azoto, oxigénio e os componentes minoritários dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) e gás metano ( $\text{CH}_4$ ). Chegou à conclusão (Tyndall, 1863) que tanto o vapor de água como o  $\text{CO}_2$  e o  $\text{CH}_4$  são opacos à radiação infravermelha, isto é, absorvem-na, pelo que têm a designação actual de gases com efeito de estufa (GEE). A discrepância encontrada por Fourier estava explicada: a presença de GEE na atmosfera gera um efeito de estufa natural responsável pela actual temperatura média global de  $15^\circ\text{C}$  em lugar de uma temperatura de cerca de  $-18^\circ\text{C}$ , que resultaria da sua ausência. O interesse de Tyndall por este assunto não era apenas académico: ele estava interessado em resolver uma questão de grande interesse, geradora de controvérsia na época e que consistia em conhecer a causa da última época glacial, cujos registos na paisagem, identificados pelos geólogos, eram inequívocos. Qual a razão do arrefecimento da atmosfera que provocou o espectacular avanço até às latitudes da Europa central e dos Estados Unidos dos gelos permanentes das actuais regiões polares? Tyndall não conseguiu dar uma resposta convincente,

mas a influência da concentração atmosférica dos GEE na temperatura continuou a interessar os cientistas dos finais do século XIX.

Foi o químico sueco Svante Arrhenius quem fez, pela primeira vez, estimativas do efeito da variação da concentração do  $\text{CO}_2$  sobre a temperatura média global da atmosfera, tendo chegado à conclusão que a sua duplicação provocaria um aumento de temperatura entre  $5$  e  $6^\circ\text{C}$  (Arrhenius, 1896). Arrhenius reconheceu que as emissões de  $\text{CO}_2$  resultantes das actividades industriais iriam inevitavelmente provocar um aumento da concentração atmosférica desse gás. Porém, não estava minimamente preocupado com as consequências desta interferência antropogénica sobre o sistema climático. Pelo contrário, no seu livro *Worlds in the Making* (Arrhenius, 1908) afirma que o aumento da concentração de  $\text{CO}_2$  irá providenciar um melhor clima para a humanidade no futuro, “especialmente nas partes mais frias da Terra”.

## EXISTIRÁ UMA INTERFERÊNCIA ANTROPOGÉNICA SOBRE O CLIMA?

A possibilidade de uma relação entre as actividades humanas e o clima manteve-se afastada dos interesses dos cientistas até 1938 quando o engenheiro Guy Stewart Callendar, especialista nas tecnologias do vapor e da combustão e climatologista amador, teve a audácia de apresentar uma comunicação na Royal Meteorological Society de Londres (Callendar, 1938), onde afirmou que o aumento da temperatura média global observado desde o início do século XX era resultante das emissões de  $\text{CO}_2$  para a atmosfera provocadas pela combustão dos combustíveis fósseis – carvão, petróleo e gás natural. As suas conclusões baseavam-se na análise de séries de temperatura obtidas em mais de 200 estações meteorológicas espalhadas pelo mundo e em observações do recuo dos glaciares das montanhas. O artigo de Callendar foi recebido com grande cepticismo e praticamente esquecido. Questionava-se a argumentação de que o aumento da concentração atmosférica de  $\text{CO}_2$  provocasse um aumento da absorção da radiação infravermelha porque se tinham efectuado medições demonstrando que as bandas de absorção do espectro do  $\text{CO}_2$  ficavam saturadas com concentrações muito baixas.

O problema só ficou esclarecido depois da Segunda Grande Guerra como consequência indirecta dos grandes investimentos feitos pelos Estados Unidos da América em investigação científica nos mais variados domínios, incluindo as ciências da atmosfera. Gilbert Plass, um físico teórico doutorado na Universidade de Princeton, fez na década de 1950 estudos e cálculos sobre radiação infravermelha para um grupo experimental da Universidade de Johns Hopkins e, nos tempos livres, interessou-se pela

hipótese avançada nessa época de uma relação causal entre os períodos glaciares e as variações cíclicas da concentração de CO<sub>2</sub> atmosférico. Dedicou-se então ao estudo do modo como o CO<sub>2</sub> absorve a radiação infravermelha nos vários níveis da atmosfera e concluiu que o aumento da sua concentração provoca efectivamente um aumento da temperatura. A explicação deste fenómeno encontra-se no perfil da temperatura na baixa atmosfera ou troposfera. Quando se aumenta a concentração de CO<sub>2</sub>, a radiação infravermelha que emite passa a ter origem, em média, a uma maior altitude na troposfera na qual a temperatura é mais baixa. Porém, se a temperatura é mais baixa, de acordo com as leis da teoria da radiação, a quantidade total da radiação infravermelha emitida é menor, pelo que se cria um desequilíbrio entre o fluxo radiativo solar absorvido pela Terra e o fluxo radiativo emitido pela Terra no infravermelho. O equilíbrio radiativo é repostado mediante um aumento de temperatura da troposfera.

Num artigo publicado em 1956 Plass concluía que as emissões antropogénicas de CO<sub>2</sub> iriam provocar um aumento da temperatura média global de 1,1 °C por século (Plass, 1956). Esta conclusão, quando foi publicada, não tinha ainda suporte nas observações. A questão importante era pois saber se a concentração do CO<sub>2</sub> atmosférico estaria realmente a aumentar tal como Callendar e Plass suspeitavam. Muitos cientistas nessa época consideravam que o CO<sub>2</sub> emitido para a atmosfera na combustão dos combustíveis fósseis dissolvia-se nos oceanos totalmente ou, pelo menos, em grande parte, pelo que não haveria um aumento da sua concentração atmosférica. O caminho para desvendar esta questão foi aberto pelo químico Hans Suess que se especializou em datações por meio do isótopo radioactivo carbono -14 (<sup>14</sup>C). O <sup>14</sup>C é continuamente produzido na atmosfera por meio da reacção <sup>14</sup>N(n,p)<sup>14</sup>C provocada pela colisão de neutrões (produzidos nas colisões dos raios cósmicos com os constituintes da atmosfera) com núcleos de azoto -14 (<sup>14</sup>N). O seu tempo de meia-vida é de 5730 anos pelo que o carbono do CO<sub>2</sub> proveniente da combustão dos combustíveis fósseis não contém praticamente <sup>14</sup>C. Suess começou por provar que a atmosfera contém carbono antigo, isto é, com uma percentagem relativamente baixa de <sup>14</sup>C, proveniente, muito provavelmente, dos combustíveis fósseis. Em 1957 ele e o oceanógrafo Roger Revelle publicaram um artigo (Revelle and Suess, 1957) em que mediram a taxa de dissolução do CO<sub>2</sub> atmosférico nos oceanos por meio do <sup>14</sup>C e concluíram que a acumulação do CO<sub>2</sub> antropogénico na atmosfera “se poderá tornar significativa nas décadas futuras se continuar o aumento exponencial da combustão industrial dos combustíveis fósseis”. Ficou célebre a frase que escreveram: “Os seres humanos estão a realizar uma experiência de geofísica em larga escala de um tipo que não poderia ter acontecido no passado nem vir a dar-se no futuro”. É curioso e revelador que os trabalhos de Arrhenius, Callen-

dar, Plass, Revelle e Suess, fundamentais para o estabelecimento da base científica da interpretação do aquecimento global, resultaram de uma curiosidade e interesses científicos colaterais em relação às actividades dominantes das suas carreiras profissionais.

### O ANO GEOFÍSICO INTERNACIONAL DE 1957 – 1958, AS MEDIÇÕES DA CONCENTRAÇÃO DO CO<sub>2</sub> ATMOSFÉRICO E OS PRIMEIROS MODELOS CLIMÁTICOS

A dinâmica do desenvolvimento da ciência e dos grandes investimentos em investigação que se gerou no pós-guerra beneficiou várias áreas científicas, em particular a geofísica, a geoquímica e, de um modo geral, as ciências da terra e do espaço. Começou a tornar-se evidente que o estudo dos sistemas terrestres era necessariamente transversal em relação às disciplinas clássicas da física, química, geologia e biologia e requeria um forte esforço de cooperação interdisciplinar baseado em definições e metodologias bem estabelecidas e consensuais. O estudo do sistema climático formado por vários subsistemas que interactuam entre si – atmosfera, hidrosfera, criosfera, biosfera e litosfera – é claramente multidisciplinar e incompatível com uma cultura rígida de fragmentação das ciências. Motivados por estas preocupações um grupo de cientistas propôs a criação do Ano Geofísico Internacional (AGI) de 1957-1958. A proposta teve acolhimento favorável por parte dos EUA, da União Soviética e dos respectivos aliados que o consideravam como uma boa oportunidade para fomentar a cooperação internacional, especialmente na recolha de dados geofísicos à escala global, e também para ganhar vantagens no contexto da guerra fria entre os dois blocos.

As alterações climáticas tinham uma prioridade muito baixa na lista de actividades do AGI. Contudo Revelle e Suess conseguiram obter as verbas necessárias para efectuar medições de alta precisão da concentração atmosférica de CO<sub>2</sub> em vários pontos do globo. O cientista escolhido para realizar este programa foi o químico Charles Keeling que tinha já construído instrumentos que lhe permitiam medir a concentração de CO<sub>2</sub> e observar a sua oscilação diurna, enquanto estudante de doutoramento no California Institute of Technology. Com financiamentos do AGI, Keeling construiu dois instrumentos que foram colocados em regiões remotas – no topo da montanha vulcânica de Mauna Loa, no Hawaii e na Antárctica – sem fontes próximas de emissões de CO<sub>2</sub>, para poder medir a concentração média global da atmosfera. Dois anos de medições na Antárctica, realizadas com imenso engenho para evitar possíveis contaminações e erros sistemáticos, foram suficientes para Keeling concluir que a concentração atmosférica do CO<sub>2</sub> estava a aumentar e que esse aumento era compatível com a hipótese de que apenas parte das emis-

sões antropogénicas estavam a ser dissolvidas nos oceanos (Keeling, 1960). As medições de Keeling em Mauna Loa confirmaram os resultados obtidos na Antárctica e passaram a constituir uma prova reconhecida e amplamente

citada nos meios científicos da interferência antropogénica sobre o sistema climático.

A década de 1960 teve grande importância na história do conhecimento do sistema climático da Terra e da simulação do seu comportamento por meio de modelos. A teoria astronómica dos ciclos de glaciação durante o Plistocénico, proposta pelo matemático Milutin Milankovitch que se dedicou às relações entre a astronomia e a geofísica, começou a ter uma aceitação científica generalizada nos meios científicos da época (Broecker, 1968; 1968a). Segundo Milankovitch (Milankovitch, 1930) a alternância entre períodos glaciares e interglaciares tem a sua origem em oscilações na distribuição sazonal da radiação solar recebida nas latitudes elevadas, provocadas por pequenas variações nos parâmetros orbitais da Terra, designadamente a excentricidade da órbita, a inclinação do eixo de rotação e o movimento de precessão deste eixo. Actualmente estamos num período interglaciar relativamente longo (Berger *et al.*, 2002).

Foi também na década de 1960 que Edward Lorenz, matemático que se tornou professor de meteorologia no Massachusetts Institute of Technology, iniciou um projecto de simulação de fenómenos meteorológicos e de previsão do tempo com computadores. Acidentalmente verificou que ao mudar apenas na quarta casa decimal os dados numéricos de iniciação de uma simulação de padrões de circulação geral da atmosfera o resultado, passado alguns meses, tornava-se completamente distinto do anterior. A pequeníssima variação nos dados iniciais era de tal modo amplificada nos milhares de operações aritméticas geradas pelo modelo que acabava por conduzir a um resultado completamente diferente. Este tipo de fenómeno de extrema sensibilidade aos valores das condições iniciais ficou conhecido por “efeito borboleta”. Lorenz concluiu que a atmosfera apresenta comportamentos característicos de um sistema caótico, isto é, de um sistema com uma dinâmica interna na qual pequeníssimas diferenças entre estados iniciais produzem enormes diferenças nos respectivos estados finais (Lorenz, 1963, 1967). Apesar da sua aperiocidade e irregularidade intrínsecas as variáveis meteorológicas mantêm valores médios globais sazonais e anuais relativamente estáveis ao longo dos anos. Embora não seja possível fazer previsões fiáveis do estado instantâneo futuro da atmosfera para além de um determinado intervalo de tempo que, actualmente, com os computadores de que dispomos, é da ordem de 7 a 10 dias, é viável fazer projecções do clima futuro, dado que este é definido pela descrição estatística, em termos da média e da variabilidade, das variáveis meteorológicas que caracterizam o estado da atmosfera.

Entretanto os esforços iniciados por John von Neumann e depois por Joseph Smagorinsky, no United States Weather Bureau, em Washington, para construir um modelo numérico que simulasse a circulação geral da atmosfera começa-

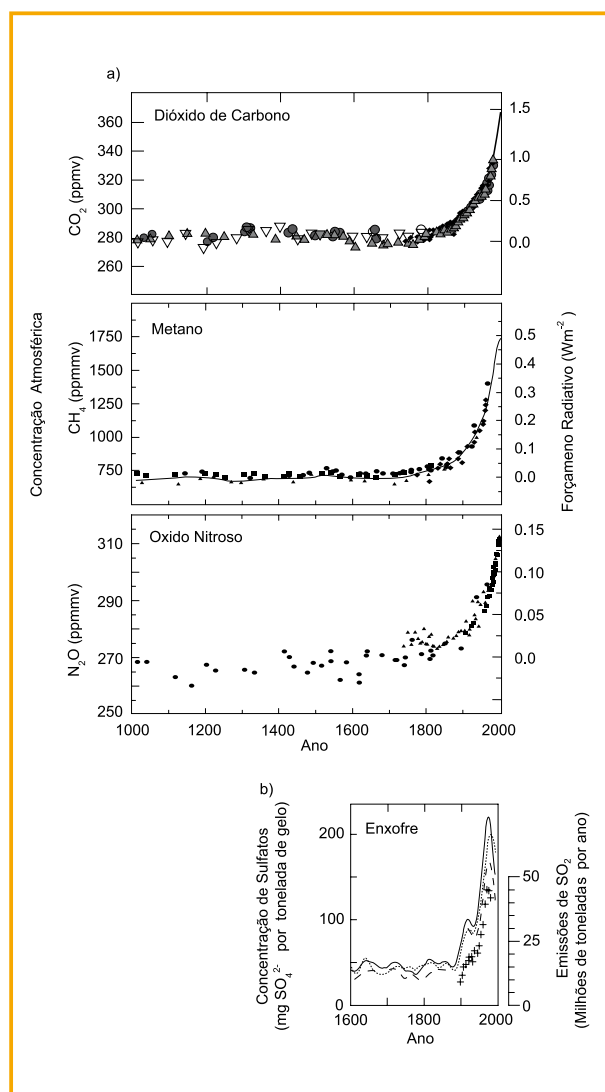


Fig. 1 - Evolução das concentrações de vários componentes da atmosfera (IPCC, 2001). (a) Concentrações de três dos principais gases com efeito de estufa (GEE), com emissões antropogénicas - CO<sub>2</sub>, CH<sub>4</sub> e N<sub>2</sub>O – nos últimos 1000 anos. Dados obtidos a partir de furos nos gelos da Antárctica e Gronelândia e de observações directas nas últimas décadas (indicada por uma linha no caso do CO<sub>2</sub>). No gráfico relativo ao CH<sub>4</sub> a curva representa a média global. O forçamento radiativo provocado pela presença destes gases na atmosfera está representado à direita. No caso do CH<sub>4</sub> e N<sub>2</sub>O a concentração está representada em partes por milhão de milhão em volume (ppmv). (b) Concentrações de sulfatos obtidas a partir de furos nos gelos da Gronelândia em três locais (curvas) e emissões totais de SO<sub>2</sub> na Europa e nos Estados Unidos da América (indicadas com +).

ram a dar resultados. Em 1965 J. Smagorinski, S. Manabe e J. L. Holloway (Smagorinski *et al.*, 1965) tinham construído um modelo tridimensional com nove níveis verticais no qual se resolvia o sistema de equações fundamentais que determinam a evolução do estado da atmosfera, constituído, designadamente, pelas equações de conservação de energia, de conservação do momento linear, de conservação da massa, ou seja, a equação da continuidade e a equação dos gases perfeitos, como aproximação para a equação de estado da atmosfera. Trata-se pois de um sistema não-linear de equações diferenciais às derivadas parciais cuja resolução só é possível por meio de métodos numéricos de aproximação.

Em 1970 o grupo de Manabe utilizou o seu modelo para determinar o comportamento da atmosfera perante um aumento da concentração de CO<sub>2</sub> (Manabe, 1970). O seu objectivo era calcular aquilo que se passou a designar por sensibilidade climática e que consiste no aumento da temperatura média global da troposfera resultante do seu ajustamento a uma concentração de CO<sub>2</sub> dupla do valor pré-industrial de 280 ppmv (partes por milhão em volume). Manabe obteve um valor próximo dos 2 °C que está em excelente acordo com o intervalo de valores obtidos actualmente com modelos de circulação geral da atmosfera, conhecidos pelo acrónimo GCM (*General Circulation Models*), muito mais sofisticados e realistas.

Durante a década de 1970 intensificaram-se os esforços no sentido de melhorar a fiabilidade dos GCM tornando-os mais realistas. Uma questão importante, ainda hoje longe de estar inteiramente resolvida, é a simulação da presença e do efeito das nuvens. A formação das nuvens resulta de um processo de nucleação por deposição de uma película de água sobre a superfície de núcleos de condensação quando a humidade relativa atinge valores próximos dos 100%. Consequentemente, a nebulosidade depende da presença na atmosfera de aerossóis naturais ou provenientes das actividades humanas que servem de núcleos de condensação. Para além deste efeito indirecto, os aerossóis influenciam também directamente o clima ao modificarem os fluxos radiativos na troposfera por reflexão ou absorção da radiação solar. A questão da influência dos aerossóis antropogénicos sobre o clima foi levantada inicialmente na década de 1960 por Reid Bryson, professor de meteorologia da Universidade de Wisconsin em Madison e fundador do Institute for Environmental Studies da mesma Universidade. Bryson chamou a atenção para o forçamento radiativo negativo provocado pelos aerossóis de sulfatos, produzidos na queima do carvão em centrais térmicas, pelos aerossóis produzidos na queima de biomassa, especialmente nas queimadas das regiões tropicais e pelas poeiras resultantes das actividades agrícolas (Bryson and Wendland, 1970). Vários cientistas nessa época salientaram que o clima dos últimos cerca de 10 000 anos tinha sido particularmente estável. Contudo, a transição para uma

nova época glacial era inevitável e a interferência humana sobre o sistema climático podia acelerar ou atrasar essa transição.

Para além das emissões de CO<sub>2</sub> provenientes da combustão do carvão, petróleo e gás natural as actividades humanas também interferem sobre o ciclo do carbono por meio de emissões de CO<sub>2</sub> resultantes das alterações no uso dos solos, especialmente a desflorestação nas regiões tropicais. Um dos primeiros cientistas que procurou fazer uma estimativa quantitativa deste efeito foi o botânico George Woodwell (Woodwell and Houghton, 1997). A sua principal mensagem era a de que a desflorestação, na escala a que estava a ser praticada, era muito perigosa e deveria ser travada porque, para além da destruição de ecossistemas úteis e da perda de biodiversidade, ela contribuía de forma significativa para agravar o problema do aumento da concentração atmosférica do CO<sub>2</sub>.

Entretanto, paralelamente, prosseguiram os estudos paleoclimáticos muito importantes para procurar compreender o funcionamento do sistema climático e as interacções entre as suas várias componentes. Em 1954 o físico Willi Dansgaard demonstrou que o valor da razão isotópica <sup>18</sup>O/<sup>16</sup>O na água da precipitação estava relacionado com a temperatura da atmosfera onde ocorre (Dansgaard, 1954). Na água em estado líquido, em particular nos oceanos, a evaporação das moléculas de água contendo o isótopo de oxigénio de menor massa é ligeiramente mais provável pelo que a razão isotópica é distinta no vapor de água e na água em estado líquido. O valor desta separação isotópica, que também se dá no processo inverso, condensação, depende da temperatura à qual se dá a evaporação ou a condensação. As medições precisas das razões isotópicas de <sup>18</sup>O/<sup>16</sup>O e de <sup>2</sup>H/<sup>1</sup>H na água das sucessivas camadas anuais de gelo depositadas nas calotes polares e nas grandes massas de gelo das montanhas mais elevadas constituem um indicador da temperatura média do ano em que se deram e consequentemente do clima e da sua variação.

Estudos efectuados numa perfuração dos gelos da Gronelândia revelaram, com grande surpresa dos climatologistas, que o clima pode ter variações relativamente abruptas que, nessas regiões, se traduzem por variações da temperatura da ordem de 5 °C em poucas dezenas de anos. Um dos exemplos mais bem estudado e conhecido destas variações abruptas é a última oscilação climática anterior ao período interglacial em que nos encontramos, chamado Younger Dryas, nome derivado da planta selvagem *Dryas octopetala* cuja área de presença se alargou durante esse período (Dansgaard *et al.*, 1989). A causa desta alteração climática abrupta e de muitas outras que se deram durante os períodos glaciares está relacionada com a interacção entre a atmosfera e as correntes oceánicas. O Younger Dryas resultou muito provavelmente da interrupção e posterior reposição da corrente termohalina no Atlântico Norte.

Esta corrente, alimentada por um dos braços da Corrente do Golfo, traz águas quentes e salinas até às latitudes elevadas do Atlântico onde, por meio de trocas de calor com a atmosfera, arrefecem e ao tornarem-se mais densas afundam-se circulando em profundidade para Sul. A sua interrupção pode resultar de um afluxo anormal de água doce e provoca um arrefecimento nas latitudes elevadas do Atlântico e dos continentes da América e Europa podendo originar um período relativamente frio. As alterações climáticas abruptas são mais difíceis de simular e de prever por resultarem de processos não-lineares em situações instáveis, embora os seus efeitos possam ser mais graves para o homem.

### A INSTITUCIONALIZAÇÃO DA PROBLEMÁTICA DAS ALTERAÇÕES ANTROPOGÉNICAS DO CLIMA

No final da década de 1970 a comunidade científica e os governos de alguns países mais desenvolvidos reconheceram a necessidade de intensificar o desenvolvimento da investigação sobre o clima no quadro de programas internacionais. Após a Conferência Mundial do Clima realizada em Genebra no ano de 1979 o International Council of Scientific Unions (ICSU) e a Organização Meteorológica Mundial (WMO) lançaram o World Climate Research Program (WCRP). As preocupações sobre as consequências do aumento da concentração atmosférica dos GEE tornaram-se mais generalizadas no seio das organizações das Nações Unidas e em 1985, por iniciativa da ICSU, WMO e do Programa das Nações Unidas para o Ambiente (UNEP), realizou-se em Villach, na Áustria, a “International Conference on the Assessment of the Role of Carbon Dioxide and of other Greenhouse Gases in Climate Variations and Associated Impacts” (WMO, 1986). A conferência e os documentos científicos que a sustentaram foram preparados por um conjunto de cientistas empenhados entre os quais se destacou Bert Bolin, professor de meteorologia na Universidade de Estocolmo de 1961 a 1990. Com ela deu-se um ponto de viragem na percepção governamental e pública da problemática do aquecimento global. Como é natural e previsível, os cientistas presentes insistiram fortemente na necessidade de intensificar o esforço de investigação embora adoptando uma posição moderadamente activista sobre a gravidade do problema face aos conhecimentos já adquiridos e à necessidade de lhe dar respostas adequadas.

Nos anos seguintes a questão do aquecimento global tornou-se um tópico frequente nos meios de comunicação social e passou a integrar a agenda das preocupações dos movimentos ambientalistas. Uma das razões que contribuiu para um interesse crescente foram as ondas de calor e secas que se verificaram em vários pontos do globo e em particular nos E.U.A. no ano de 1988 e que alguns cientistas, entre os quais James Hansen, associaram e divul-

garam como sendo provavelmente uma consequência do aquecimento global. Contudo, a nível mundial, o número de cientistas que se dedicavam integralmente a esta problemática era apenas da ordem das poucas dezenas e estavam dispersos em várias áreas da ciência. Era necessário focar as investigações e promover a cooperação interdisciplinar para poder responder às questões que se colocavam no caminho para a negociação e regulamentação política internacional de controlo da interferência humana sobre o clima. Incentivados por estas preocupações a WMO e a UNEP criaram em 1988 o Painel Intergovernamental para as Alterações Climáticas (IPCC) com o objectivo de promover uma avaliação científica, técnica e sócio-económica da problemática das alterações climáticas numa base objectiva, integrada e transparente.

O IPCC distingue-se de outros painéis científicos e técnicos pelo facto de integrar representantes dos governos dos países membros das Nações Unidas para além de cientistas e tecnólogos de reconhecida competência. Em nenhum outro tipo de avaliação científica se reúne um tão grande número de cientistas provenientes dos mais variados países e com formações profissionais tão diversificadas, mas com o objectivo comum de analisar a problemática do clima e das suas alterações. Sob a direcção esclarecida e judiciosa de Bert Bolin, o IPCC produziu o seu primeiro relatório em 1990 (IPCC, 1990) que porém teve um impacto muito limitado nos centros de decisão política.

No início da década de 1990 intensificou-se o debate sobre a credibilidade dos cenários climáticos futuros para servirem de base justificativa da implementação de medidas de mitigação, ou seja, de redução das emissões de GEE. Vários relatórios do conservador George C. Marshall Institute salientaram as incertezas associadas às projecções do clima futuro e as imperfeições dos modelos climáticos em que se baseiam. Algumas destas publicações tiveram o apoio do físico da matéria condensada Frederick Seitz antigo presidente da National Academy of Sciences dos E.U.A. e de vários meteorologistas entre eles Richard Lindzen do M.I.T.. A maior parte das críticas apareceram em publicações financiadas por grandes grupos industriais, por fundações conotadas com os meios políticos conservadores e em jornais do sector económico e financeiro como o *Wall Street Journal*. Temia-se sobretudo o grande impacto negativo que eventuais medidas de mitigação teriam na economia americana. Algumas instituições nos E.U.A. advogavam medidas de redução das emissões tais como o Department of Energy, o Environmental Protection Agency e o Department of State, este sob pressão da União Europeia, mas as administrações dos Presidentes Ronald Reagan e George H.W. Bush preferiram enfatizar as muitas incertezas associadas à questão do aquecimento global. Em 1992 na Cimeira da Terra no Rio de Janeiro foi apresentada a Convenção Quadro das Nações Unidas

para as Alterações Climáticas (CQNUAC) que entrou em vigor em 1994 e que actualmente está ratificada pela quase totalidade dos países do mundo. O seu principal objectivo consiste em evitar uma interferência antropogénica perigosa sobre o sistema climático por meio de medidas de redução das emissões de GEE que estabilizem a concentração atmosférica destes gases. Porém, a CQNUAC não estabelece compromissos quantificados de redução de emissões, nem prazos para os atingir.

Em 1995 o IPCC produziu o seu segundo relatório de avaliação (IPCC, 1995) em que, pela primeira vez se admitia “ser improvável que a tendência de aumento da temperatura média global observada seja de origem natural”, e ainda que “mudanças futuras no sistema climático, inesperadas, grandes e rápidas (tais como as que ocorreram no passado) são possíveis”.

realizada em Quioto, adoptou-se o Protocolo de Quioto que estabelece uma redução obrigatória das emissões de GEE, para o conjunto dos países desenvolvidos, de 5 % no período de cumprimento 2008-2012, relativamente a 1990. Após longas negociações o Protocolo de Quioto entrou em vigor a 16 de Fevereiro de 2005.

O terceiro relatório de avaliação do IPCC (IPCC, 2001) conclui de forma enfática que a temperatura média global está a aumentar e que “a maior parte do aumento observado nos últimos 50 anos resultou, provavelmente, do aumento da concentração dos gases com efeito de estufa”. Sem medidas efectivas de mitigação o relatório prevê que o aumento da temperatura média global até ao final do século XXI se situará no intervalo entre 1,4 e 5,8 °C. A principal questão que se coloca actualmente é saber qual irá ser o esforço de mitigação no pós-Quioto, ou seja, depois

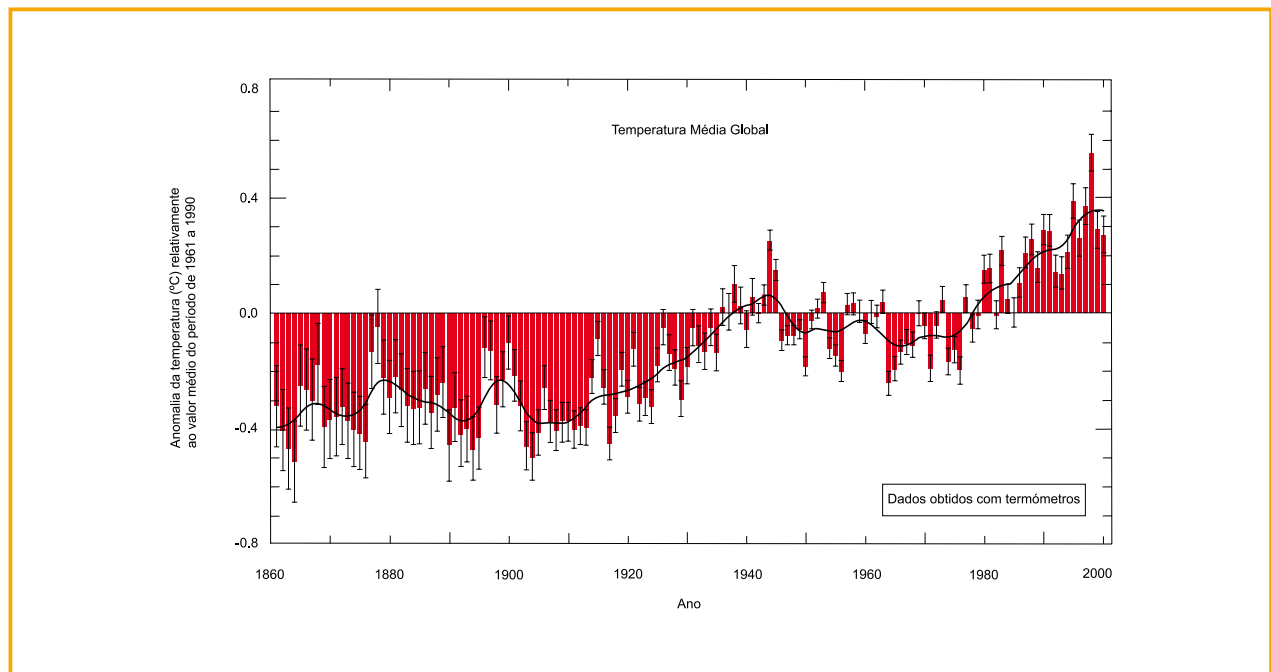


Fig. 2 - Temperatura anual média global da atmosfera à superfície representada em termos da anomalia relativamente ao valor médio do período de 1961 a 1990 (IPCC, 2001). O intervalo de erro está representado por uma barra.

Apesar da grande credibilidade do conjunto de cientistas e do exigente escrutínio exercido pelos representantes governamentais na elaboração do segundo relatório as suas conclusões foram bastante contestadas, sobretudo em alguns meios financeiros e económicos ligados às indústrias do petróleo e do carvão. Contudo, nos artigos sobre alterações climáticas publicados em revistas científicas com sistema de arbitragem a partir de meados da década de 1990 tornou-se consensual que as actividades humanas estão a interferir com o sistema climático (Oreskes, 2004). Em 1997, na Terceira Conferência das Partes da CQNUAC,

de 2012 e qual a sua distribuição pelos países do mundo, dado que as reduções de emissões de GEE acordadas no Protocolo de Quioto são insuficientes para evitar uma interferência antropogénica perigosa sobre o sistema climático.

### INCERTEZAS ACTUAIS E CAMINHOS FUTUROS

Qual é o grau de confiança que podemos atribuir aos cenários climáticos futuros? Qual é o grau de incerteza nas projecções do clima futuro e nos impactos sobre os vários

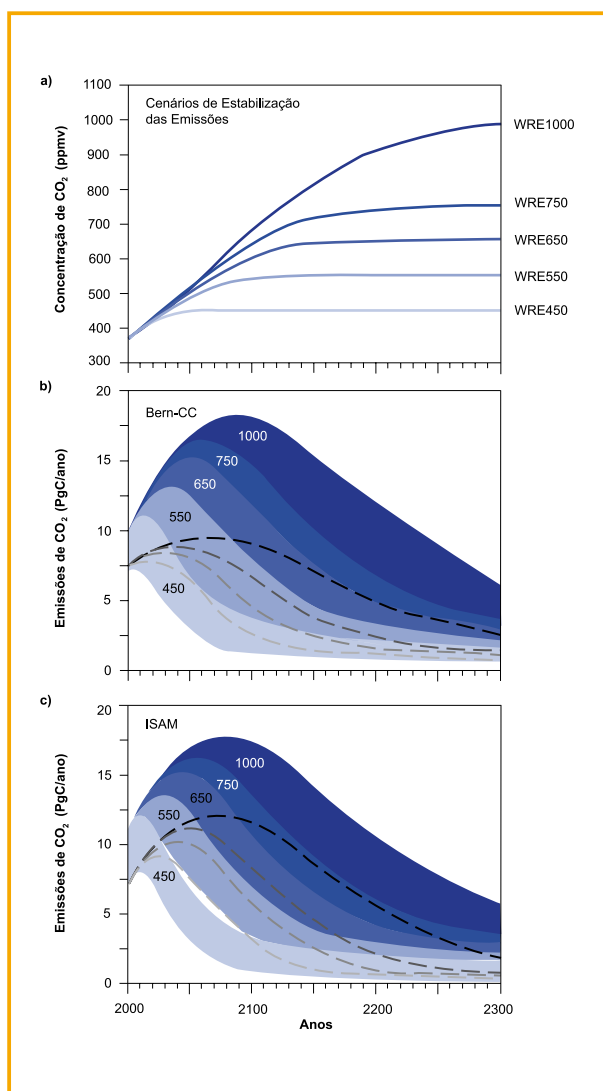


Fig. 3 - Projeções da evolução das emissões antropogénicas de CO<sub>2</sub> conducentes a diferentes níveis de estabilização da concentração atmosférica de CO<sub>2</sub> (IPCC, 2001). A figura a) mostra cenários da evolução da concentração do CO<sub>2</sub> correspondentes a vários valores de estabilização (450, 550, 650, 750 e 1 000 ppmv) obtidas por Wigley, Richels e Edmonds (WRE) (Wigley, 1996). Em b) e c) estão representadas as evoluções das emissões antropogénicas de CO<sub>2</sub>, que conduzem às trajectórias das emissões representadas em a), obtidas por meio de dois modelos do ciclo do carbono, Bern-CC (Joos, 1996) e ISAM (Jain, 2000). As faixas em várias tonalidades de azul correspondem a diferentes parametrizações dos modelos e a diferentes hipóteses sobre o efeito de fertilização das plantas provocado pelo aumento da concentração do CO<sub>2</sub>, a resposta da respiração heterotrófica ao aumento da temperatura e a variação da taxa de dissolução do CO<sub>2</sub> nos oceanos. A faixa relativa a cada valor de estabilização do CO<sub>2</sub> e a cada modelo é delimitada pelas trajectórias extremas correspondentes aos valores mais elevados e mais baixos das emissões de CO<sub>2</sub>. A trajectória inferior é representada por uma linha a tracejado quando ocultada por uma outra faixa de incerteza (as emissões anuais de CO<sub>2</sub> estão representadas em PgC=10<sup>15</sup>g de carbono).

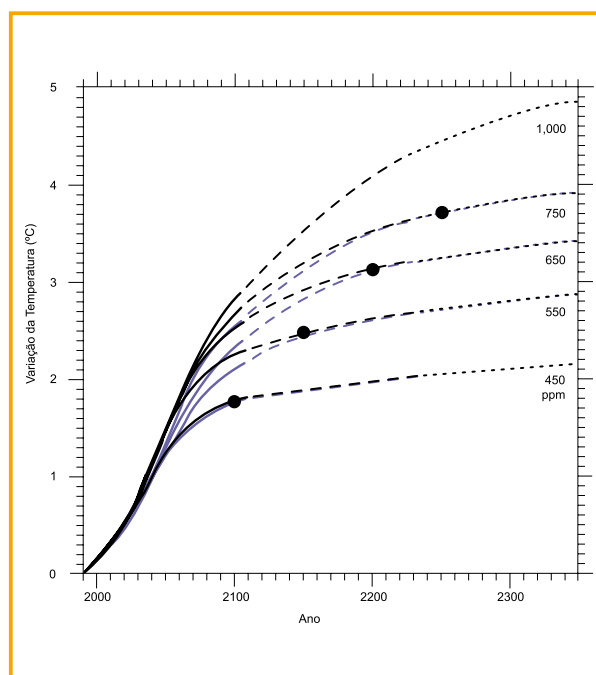


Fig. 4 - Projeções da variação da temperatura média global desde 1990 obtidas quando a concentração atmosférica de CO<sub>2</sub> é estabilizada de acordo com os perfis WRE (Wigley, 1996) da figura 1.8 (IPCC, 2001a). As trajectórias a azul representam cálculos anteriores utilizados no Segundo Relatório de Avaliação do IPCC (IPCC, 1996a). Os resultados correspondem aos valores indicados para o nível de estabilização do CO<sub>2</sub> e constituem médias de conjuntos de projecções obtidas com modelos climáticos. O cenário de base para as emissões de GEE até 2100 (exceptuando o CO<sub>2</sub>) é o A1B. Admite-se que depois de 2100 as emissões destes gases se mantêm constantes com os valores do cenário A1B em 2100. Os pontos a negro indicam a data em que se dá a estabilização do CO<sub>2</sub>. Para o perfil correspondente a 1 000 ppmv a estabilização dá-se no ano de 2375. Repare-se que, para cada curva, a estabilização da temperatura dá-se muito depois da estabilização do CO<sub>2</sub>.

sectores sócio-económicos e sistemas biofísicos? Importa desde já salientar que em ciência não existem verdades definitivas e absolutas mas apenas conclusões que têm uma maior ou menor probabilidade de descrever e prever os fenómenos com precisão. No caso de fenómenos físicos em sistemas relativamente simples como, por exemplo, um átomo, uma molécula ou uma amostra de matéria condensada, a probabilidade de as teorias físicas bem estabelecidas que descrevem o seu comportamento nos conduzirem a uma boa aproximação para a descrição e previsão desses fenómenos é muito elevada. A situação é completamente diferente quando pretendemos fazer o estudo dos sistemas profundamente complexos e heterogéneos de grande escala espacial, como é o caso do sistema climático terrestre, que envolvem múltiplos subsistemas – a atmosfera, a hidrosfera, a criosfera, a biosfera e a litosfera. Cada um destes subsistemas intervém no comportamento do sistema climático numa escala de tempo característica.

Por exemplo se pretendermos descrever o sistema climático em intervalos de tempo da ordem de horas a semanas a aproximação de considerarmos apenas o subsistema atmosfera é razoável. Para intervalos de tempo maiores, da ordem de meses e anos, é também necessário incluir os oceanos, para além da atmosfera. Para lá das centenas de anos é necessário recorrer também à criosfera e na escala de tempo dos milhões de anos é necessário incluir a litosfera. Repare-se na dificuldade de obter os dados de base que permitem reconstituir fielmente o comportamento passado dos vários subsistemas do sistema climático. Depois temos as incertezas na descrição e no conhecimento dos processos de natureza física, química, biológica e geológica que intervêm no sistema. Finalmente encontramos as incertezas resultantes das aproximações necessárias para simular o seu comportamento por meio de modelos matemáticos.

Note-se que o termo incerteza pode ser usado com vários significados para descrever situações que vão desde uma confiança próxima de certeza até à especulação. A incerteza pode resultar de problemas relacionados com os dados (por exemplo, dados incompletos ou com erros sistemáticos), com a interpretação desses dados ou com modelos (por exemplo, estrutura errada, parametrizações erróneas ou métodos de aproximação inadequados).

No estudo do clima e dos cenários climáticos futuros há várias fontes de incerteza: conhecimento deficiente do comportamento passado das variáveis que descrevem o clima; conhecimento limitado dos fenómenos físicos, químicos, biológicos e geológicos que se processam no sistema climático; aproximações deficientes para simular o comportamento e as interações das várias componentes do sistema nos modelos climáticos. Há incertezas significativas nas projecções das concentrações atmosféricas futuras de GEE devido a um conhecimento incompleto das fontes e sumidouros destes gases. Não sabemos ainda parametrizar satisfatoriamente fenómenos atmosféricos que se processam em escalas espaciais de dimensão inferior à malha dos modelos computacionais, como por exemplo as nuvens. O nosso conhecimento dos oceanos, da dinâmica das correntes oceânicas e da sua influência sobre o clima é ainda muito incompleto. Finalmente a interacção entre os gelos das calotes polares e as outras componentes do sistema climático, especialmente a atmosfera e os oceanos, é ainda pouco conhecida.

Nos modelos climáticos as principais incertezas são semelhantes às que se encontram nos modelos de previsão numérica do tempo e têm a sua origem na impossibilidade de simular fielmente os fenómenos à escala do quilómetro. As tentativas de parametrizar tais fenómenos por meio de metodologias da mecânica estatística não resolvem inteiramente o problema. Esta dificuldade resulta sobretudo da inexistência actual de capacidade de supercomputação

suficiente para permitir a redução da dimensão horizontal da malha na qual se simula o comportamento do sistema climático, actualmente da ordem de 300 km. Resultados recentes (Murphy *et al.*, 2004; Stainforth *et al.*, 2005) obtidos com GCM permitem concluir que a incerteza no aumento projectado da temperatura média global até ao fim do século XXI é ainda considerável, sobretudo à escala regional. Para diminuir a incerteza será necessário que os modelos adquiram a capacidade de descrever os processos atmosféricos em escalas da ordem de 1 km, como, por exemplo, a distribuição espacial do vapor de água e das nuvens. Os modelos climáticos devem ter também a capacidade de simular de forma realista os subsistemas do sistema climático designadamente a atmosfera, os oceanos, a criosfera e a biosfera, e as suas interações. Para atingir estes objectivos são necessários supercomputadores muito mais rápidos que os actuais, capazes de atingir um ritmo sustentado de cálculo da ordem do petaflop ( $10^{15}$  operações de vírgula flutuante por segundo). Actualmente os supercomputadores têm apenas velocidades sustentadas de cálculo da ordem de  $10^{12}$  a  $10^{13}$  flops.

Apesar das incertezas inerentes às actuais projecções do clima futuro, é possível afirmar com segurança que algumas actividades humanas estão a provocar uma interferência antropogénica sobre o sistema climático que produz alterações climáticas e que se pode tornar perigosa. Foram já identificados alguns sinais recentes destas alterações climáticas antropogénicas e é também seguro concluir que elas se irão agravar pelo menos até ao final deste século. Para poder quantificar com menor incerteza as variações projectadas para os vários indicadores do clima, tais como a temperatura média, a distribuição da precipitação ao longo do ano e a frequência dos fenómenos climáticos extremos, é necessário desenvolver a investigação sobre o clima e construir modelos climáticos mais realistas, que incluam os vários subsistemas e descrevam os fenómenos em escalas espaciais mais pequenas do que as dos actuais modelos.

## REFERÊNCIAS

- [1] Arrhenius, S., 1896, "On the influence of carbonic acid in the air upon the temperature", *Philosophical Magazine*, **41**, 237.
- [2] Arrhenius, S., 1908, *Worlds in the Making*, New York: Harper and Brothers.
- [3] Berger A. and M.F. Loutre, 2002, "An exceptionally long interglacial ahead?" *Science*, **297**, 1287.



- [4] Broecker, W.S. *et al.*, 1968a, "Milankovitch hypothesis supported by precise dating of coral reefs and deep-sea sediments", *Science*, **159**, 300.
- [5] Broecker, W.S., 1968, "In defense of the astronomical theory of glaciation", *Meteorological Monographs*, **8**, 139.
- [6] Callendar, G.S., 1938, "The artificial production of carbon dioxide and its influence on climate", *Quarterly Journal of the Royal Meteorological Society*, **64**, 223.
- [7] Daansgaard, W., 1954, "The  $^{18}\text{O}$ -abundance in fresh water", *Geochimica et Cosmochimica Acta*, **6**, 241.
- [8] Dansgaard, W., J.W.C. White and S.J. Johnsen, 1989, "The abrupt termination of the Younger Dryas climate event", *Nature*, **339**, 532.
- [9] Fourier, Joseph, 1827, "Memoire sur les temperatures du globe terrestre et des espaces planetaires", *Mémoires de l'Académie Royale des Sciences*, **7**, 569.
- [10] IPCC, 1990, Intergovernmental Panel on Climate Change, *Reports prepared for IPCC by Working Groups I, II and III, United Nations Environmental Program and World Meteorological Organization*, Cambridge University Press.
- [11] IPCC, 1995, Intergovernmental Panel on Climate Change, *Contributions of Working Groups I, II and III to the IPCC Second Assessment Report*, Cambridge University Press.
- [12] IPCC, 2001, Intergovernmental Panel on Climate Change, *Contributions of Working Groups I, II and III to the IPCC Third Assessment Report*, Cambridge University Press.
- [13] Jain, A. K., 2000, The Web Interface of Integrated Science Assessment Model (ISAM), <http://Frodo.atmos.uiuc.edu/isam>.
- [14] Keeling, C.D., 1960, "The concentration and isotopic abundances of carbon dioxide in the atmosphere", *Tellus*, **12**, 200.
- [15] Lorenz, E.N., 1963, "Deterministic nonperiodic flow", *J. Atmospheric Sciences*, **20**, 130.
- [16] Lorenz, E.N., 1968, "Climatic determinism", *Meteorological Monographs*, **8**, 1-3.
- [17] Manabe, S., 1970, "The dependence of atmospheric temperature of concentration of carbon dioxide", in *Global Effects of Environmental Pollution*, ed., S.F. Singer, Dallas, Texas, 25-29.
- [18] Milankovitch, M., 1930, "Matematische Klimalehre und Astronomische Theorie der Klimaschwankungen", in *Handbuch der Klimatologie*, editado por W. Köppen and R. Geiger, **Vol. 1**, Pt. A, 1-176, Berlin, Borntraeger.
- [19] Murphy, J.M. *et al.*, 2004, "Quantifying uncertainties in climate change using a large ensemble of global climate model predictions", *Nature*, **430**, 768.
- [20] Oreskes, N., 2004, "The scientific consensus on climate change", *Science* **306**, 1686.
- [21] Plass, G.N., 1956, "The carbon dioxide theory of climate", *Tellus*, **8**, 140.
- [22] R.A. Bryson, and W.M. Wendland, 1970, "Climatic effects of atmospheric pollution", in *Global Effects of Environmental Pollution*, edited by S.F. Singer, p. 130-138, New York, Springer Verlag.
- [23] Revelle, R. and H.E. Suess, 1957, "Carbon dioxide exchange between atmosphere and ocean and the equation of an increase of atmospheric  $\text{CO}_2$  during the past decades", *Tellus*, **9**, 18.
- [24] Smagorinsky, J., S. Manabe and J.L. Holloway, 1965, "Numerical results from a nine-level general circulation model of the atmosphere", *Monthly Weather Review*, **93**, 727.
- [25] Stainford, D.A., *et al.*, 2005, "Uncertainty in predictions of the climate response to rising levels of greenhouse gases", *Nature*, **433**, 403-406.
- [26] Tyndall, J., 1863, "On Radiation through the Earth's Atmosphere", *Philosophical Magazine*, ser. 4, **25**, 204.
- [27] WHO, 1986, *Report of the International Conference on the Assessment of the Role of Carbon Dioxide and of other Greenhouse Gases in Climate Variations and Associated Impacts*, Villach, 1985, WHO, n° 661.
- [28] Wigley, T. M. L., R. Richels and J. A. Edmonds, 1996, "Economic and Environmental Choices in the Stabilization of  $\text{CO}_2$  Concentrations: Choosing the "Right" Emissions Pathway", *Nature*, **379**, 240.
- [29] Woodwell, G.M. and R.A. Houghton, 1977, Biotic influences on the world carbon budget, in *Global Chemical Cycles and their Alterations by Man* (Report of the Dahlem Workshop, Berlin, Nov. 1976), edited by Werner Stumm, p. 61-72, Berlin, Abakon.

A radioactividade pode ser concentrada no ambiente não apenas em resultado das actividades relacionadas com o ciclo do combustível nuclear, mas também devido a algumas outras actividades tecnológicas. A utilização industrial de matérias primas que contêm radionuclidos naturais ( $^{40}\text{K}$  e elementos das séries radioactivas do urânio e do tório), ou mais concretamente o processamento destes materiais conduz à redistribuição e concentração dos constituintes radioactivos.

MÁRIO JOÃO CAPUCHO DOS REIS  
Instituto Tecnológico e Nuclear  
Departamento de Protecção Radiológica e  
Segurança Nuclear  
Estrada Nacional 10 Apartado 21  
2686-953 Sacavém  
  
mcapucho@itn.pt

# A RADIOACTIVIDADE NO AMBIENTE

A radioactividade não é um fenómeno recente. Com efeito, a Terra sempre esteve sujeita à radiação cósmica e da sua constituição sempre fizeram parte elementos radioactivos, pelo que a espécie humana tem vivido, desde a sua origem, num ambiente naturalmente radioactivo.

A radioactividade no ambiente pode ter origem natural ou artificial e resulta, basicamente, de quatro fontes principais:

- (1) exalação para a atmosfera de  $^{222}\text{Rn}$  e  $^{220}\text{Rn}$ , formados através da desintegração radioactiva do  $^{226}\text{Ra}$  e do  $^{224}\text{Ra}$  (constituintes naturais de solos e rochas) pertencentes às séries radioactivas naturais do urânio e do tório, respectivamente;
- (2) formação de radionuclidos cosmogénicos através da interacção da radiação cósmica com gases atmosféricos como o carbono, o azoto e o oxigénio;
- (3) radioactividade natural tecnologicamente aumentada, resultante da utilização industrial de matérias primas que contêm radionuclidos naturais e cujo processamento conduz à redistribuição e concentração desses constituintes radioactivos;
- (4) radionuclidos artificiais, produtos de cisão e activação, em virtude de actividades antropogénicas (testes nucleares, produção de energia eléctrica por via nuclear, produção de radioisótopos, acidentes, etc).

# DADE NO

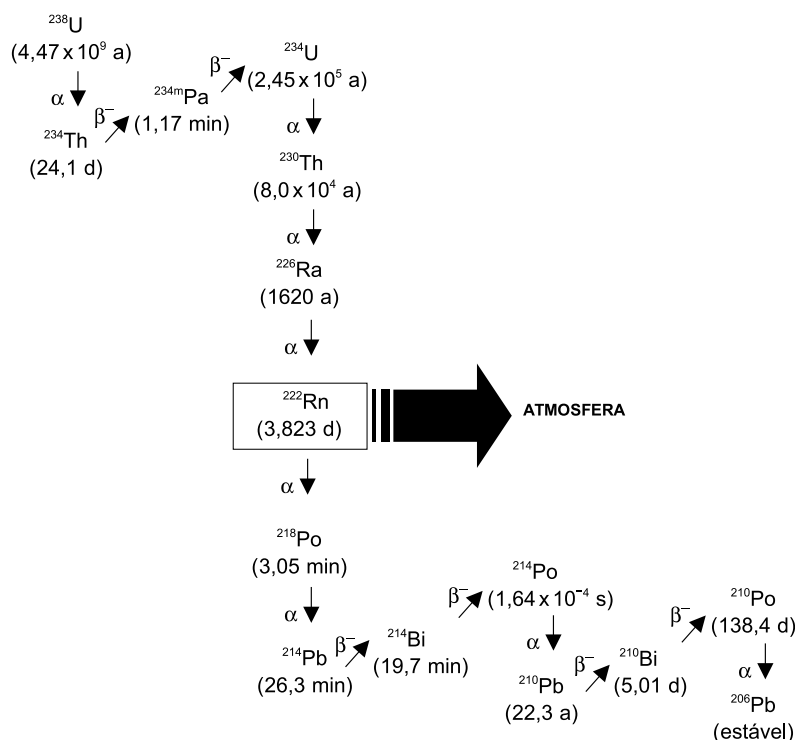


Fig. 1 - Série radioactiva natural do urânio.

## RADIOACTIVIDADE DE ORIGEM NATURAL

### Origem terrestre

As rochas e solos contêm minerais naturalmente radioactivos. Alguns dos radionuclidos presentes nas rochas podem contribuir significativamente para a radioactividade atmosférica, devido à formação de gases que podem ser exalados pela superfície terrestre. Estes gases,  $^{222}\text{Rn}$  (radão) e  $^{220}\text{Rn}$  (torão), são descendentes radioactivos directos do  $^{226}\text{Ra}$  e do  $^{224}\text{Ra}$ , respectivamente, que pertencem às séries radioactivas do urânio (Fig. 1) e do tório (Fig. 2).

O  $^{222}\text{Rn}$ , gás inerte com um período de semidesintegração de 3,8 dias, tem uma probabilidade razoavelmente elevada de se difundir através dos solos e atingir a atmosfera antes de sofrer desintegração para os seus descendentes sólidos (polónio, bismuto e chumbo). Pelo contrário, o  $^{220}\text{Rn}$ , com um período de semidesintegração de 55 segundos, apresenta uma menor probabilidade de se difundir para a atmosfera antes de se desintegrar.

Os descendentes do  $^{222}\text{Rn}$  e  $^{220}\text{Rn}$  que alcançam a atmosfera reagem com os gases atmosféricos formando agregados moleculares que, dada a sua grande mobilidade, são rapidamente adsorvidos nas partículas de aerossol (Horvath, 2000). O  $^{210}\text{Pb}$ , por exemplo, devido ao seu longo período de semidesintegração (22,3 anos), pode permanecer na atmosfera durante tempo suficiente para sofrer

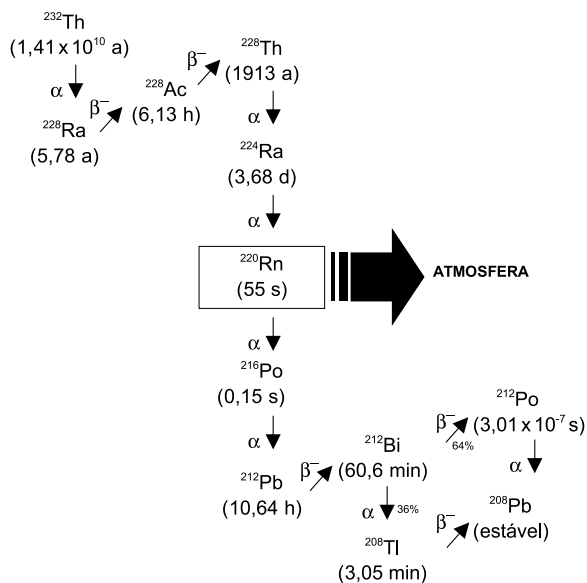


Fig. 2 - Série radioactiva natural do tório.

os mesmos processos a que estão sujeitas as partículas de aerossol a que se encontra associado.

### Origem cósmica

Os radionuclídeos cosmogénicos são continuamente formados na atmosfera através da interacção da radiação cósmica, altamente energética, com gases atmosféricos. Os raios cósmicos, ao colidirem com os átomos da atmosfera, geram uma “cascata” de neutrões e prótons que interagem com núcleos leves de carbono, azoto e oxigénio, os quais se desintegram formando novos elementos, incluindo isótopos radioactivos (Fig. 3).

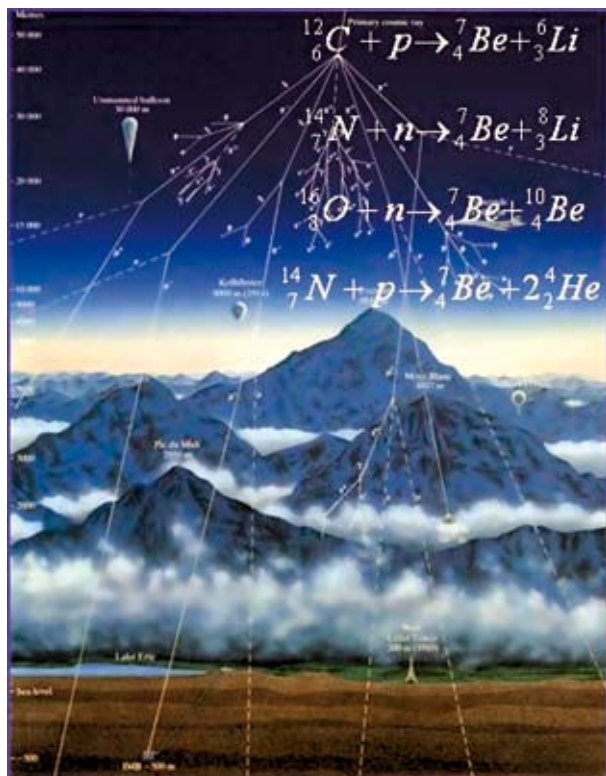


Fig. 3 - Interação da radiação cósmica com gases atmosféricos e formação de novos elementos (exemplo do berílio,  ${}^7\text{Be}$ ).

São inúmeros os radionuclídeos que têm vindo a ser observados desde a década de sessenta. No entanto, os que apresentam taxas de produção mais elevadas (Quadro I), sendo os mais significativos do ponto de vista de dose para a população, são o  ${}^3\text{H}$  (trítio), o  ${}^7\text{Be}$ , o  ${}^{14}\text{C}$  e o  ${}^{22}\text{Na}$  (UNSCEAR, 1993).

Apesar de serem originados de forma idêntica, estes radionuclídeos apresentam comportamentos geoquímicos distintos. Cerca de 90% do  ${}^3\text{H}$  produzido na atmosfera é convertido em água tritiada (HTO), entrando directamente no ciclo da

água. O  ${}^{14}\text{C}$ , após a sua formação, é oxidado para formar  ${}^{14}\text{CO}_2$ , participando nos processos de transferência entre a atmosfera e a biosfera. Pelo contrário, o  ${}^{22}\text{Na}$  e o  ${}^7\text{Be}$  associam-se rapidamente às partículas de aerossol disponíveis na atmosfera, passando a tomar parte em todos os processos atmosféricos a que estas se encontram sujeitas.

### Radioactividade natural tecnologicamente aumentada

A radioactividade pode ser concentrada no ambiente não apenas em resultado das actividades relacionadas com o ciclo do combustível nuclear, mas também devido a algumas outras actividades tecnológicas (Fig. 4). A utilização industrial de matérias primas que contêm radionuclídeos naturais ( ${}^{40}\text{K}$  e elementos das séries radioactivas do urânio e do tório), ou mais concretamente o processamento destes materiais (mineração e combustão, por exemplo), conduz à redistribuição e concentração dos seus constituintes radioactivos.

As indústrias não nucleares mais importantes, do ponto de vista de emissões de radionuclídeos naturais, são a indústria dos fosfatos, a indústria cerâmica, as actividades de mineração e a produção de energia eléctrica, particularmente as centrais térmicas a carvão.

O carvão contém  ${}^{40}\text{K}$  e radionuclídeos naturais pertencentes às séries radioactivas do urânio e do tório em quantidades equivalentes às que se encontram nos solos, estando os descendentes em equilíbrio com os progenitores. Os processos de mineração e combustão do carvão provocam a redistribuição e concentração desses radionuclídeos (Quadro II).

A combustão do carvão a nível global emite para a atmosfera cerca de 9000 toneladas de tório e 3600 toneladas de urânio, onde se incluem 24 toneladas de  ${}^{235}\text{U}$  (Baxter, 1996). Outra das potenciais vias de exposição advém da utilização que pode ser dada às cinzas resultantes do processo, como produção de cimento e asfalto, estabilização da superfície de estradas, incorporação em fertilizantes, etc.

A actividade específica nas cinzas volantes aumenta com a diminuição da dimensão das partículas, sendo os factores de enriquecimento tanto maiores quanto mais elevadas forem as temperaturas a que ocorrer o processo de combustão (Hedvall & Erlandsson, 1996).

Os processos de extracção e tratamento do minério de urânio (pertencentes ao ciclo do combustível nuclear) constituem também actividades perturbadoras dos níveis de radioactividade natural (Fig. 4).

Item	Radionuclídeos			
	$^3\text{H}$	$^7\text{Be}$	$^{14}\text{C}$	$^{22}\text{Na}$
PERÍODO DE SEMIDESINTEGRAÇÃO	12,3 a	53,6 d	5730 a	2,62 a
<b>TAXA DE PRODUÇÃO (ÁTOMOS <math>\text{m}^{-2} \text{s}^{-1}</math>):</b>				
- TROPOSFERA	840	270	11000	0,24
- ATMOSFERA TOTAL	2500	810	20500	0,86
INVENTÁRIO GLOBAL (PBQ)	1300	37	8500	0,4
<b>DISTRIBUIÇÃO (% DO INVENTÁRIO):</b>				
- ESTRATOSFERA	6,8	60	0,3	25
- TROPOSFERA	0,4	11	1,6	1,7
- SUPERFÍCIE TERRESTRE E BIOSFERA	27	8	4	21
- OCEANO (ZONA DE MISTURA)	35	20	2,2	44
- OCEANO PROFUNDO	30	0,2	92	8
- SEDIMENTO OCEÂNICO	-	-	0,4	-
<b>CONCENTRAÇÃO DE ACTIVIDADE:</b>				
- AR À SUPERFÍCIE ( $\mu\text{Bq m}^{-3}$ )	-	3000	-	0,3
- ÁGUAS CONTINENTAIS ( $\text{Bq m}^{-3}$ )	200-900	-	-	-
- BIOSFERA TERRESTRE ( $\text{Bq kg}^{-1}$ )	-	-	230	-

Quadro I - Produção e distribuição no ambiente dos radionuclídeos cosmogénicos mais significativos (fonte: UNSCEAR, 1988).

### Dose de exposição a fontes de radiação natural

A exposição média mundial da população a fontes de radiação natural (excluindo a radioactividade natural tecnologicamente aumentada) é estimada em 2,4 mSv por ano, podendo variar entre 1 e 10 mSv por ano (UNSCEAR, 2000). Os diversos componentes da dose de exposição, com os respectivos intervalos de variação, são apresentados no Quadro III.

As doses de exposição para a população resultantes de actividades industriais que processam matérias primas naturalmente radioactivas (radioactividade natural tecnologicamente aumentada) podem variar entre 1 e 10  $\mu\text{Sv}$  por ano, de acordo com as mais recentes estimativas (UNSCEAR, 2000). Estas doses podem, no entanto, atingir valores mais

elevados (250  $\mu\text{Sv}$  por ano) no caso de haver incorporação de cinzas volantes em materiais de construção.

### RADIOACTIVIDADE DE ORIGEM ARTIFICIAL

#### Testes nucleares

Os testes nucleares, muito frequentes nos anos 50, foram a principal fonte de emissão de radionuclídeos artificiais para o ambiente (Fig. 5).

O primeiro teste nuclear na atmosfera ocorreu em 1945, após o que se seguiram muitos outros, com particular intensidade entre 1952-1954, 1957-1958 e 1961-1962 (UNSCEAR, 1993). A cadência diminuiu significativa-



Fig. 4 - Aspecto de uma escombreira (bacia de deposição) de uma mina de urânio e de uma bacia de gesso fosfatado.

	<sup>40</sup> K	<sup>238</sup> U	<sup>226</sup> Ra	<sup>210</sup> Pb	<sup>210</sup> Po	<sup>232</sup> Th	<sup>228</sup> Th	<sup>228</sup> Ra
<b>CARVÃO</b>	50	20	20	20	20	20	20	20
<b>CINZAS VOLANTES</b>	265	200	240	930	1700	70	110	130

Quadro II - Comparação das actividades (Bq kg<sup>-1</sup>) de <sup>238</sup>U, <sup>232</sup>Th, respectivos descendentes e <sup>40</sup>K no carvão e em cinzas volantes (fonte: Baxter, 1996).

	Dose efectiva anual (mSv)	
	Média	Intervalo de variação
<b>RADIAÇÃO CÓSMICA</b>		
- FOTÕES	0,28	-
- NEUTRÕES	0,10	-
- RADIONUCLÍDOS COSMOGÉNICOS	0,01	-
<b>TOTAL</b>	<b>0,39</b>	<b>0,3 - 1<sup>a)</sup></b>
<b>RADIAÇÃO EXTERNA TERRESTRE</b>		
- EXTERIOR	0,07	-
- INTERIOR	0,41	-
<b>TOTAL</b>	<b>0,48</b>	<b>0,3 - 0,6<sup>b)</sup></b>
<b>INALAÇÃO</b>		
- SÉRIES DO URÂNIO E DO TÓRIO	0,006	-
- RADÃO ( <sup>222</sup> Rn)	1,15	-
- TORÃO ( <sup>220</sup> Rn)	0,10	-
<b>TOTAL</b>	<b>1,26</b>	<b>0,2 - 10<sup>c)</sup></b>
<b>INGESTÃO</b>		
- <sup>40</sup> K	0,17	-
- SÉRIES DO URÂNIO E DO TÓRIO	0,12	-
<b>TOTAL</b>	<b>0,29</b>	<b>0,2 - 0,8<sup>d)</sup></b>
<b>TOTAL</b>	<b>2,4</b>	<b>1 - 10</b>

a) Variação desde o nível do mar até à maior altitude; b) Variação em função da radioactividade dos solos e dos materiais de construção; c) Variação em função da acumulação de radão no interior; d) Variação em função do conteúdo em radionuclídeos dos alimentos e água.

Quadro III - Exposição média mundial a fontes de radiação natural (fonte: UNSCEAR, 2000).

mente a partir de 1963 com a assinatura do *Tratado de Abolição dos Testes Nucleares*, que interditava a realização de testes subaquáticos e na atmosfera. Aumentaram, no entanto, os testes no subsolo, não contemplados naquele Tratado.

A fracção de gases e partículas emitidas durante um ensaio nuclear depende fortemente do cenário em que o mesmo ocorre e do tipo de teste. As maiores emissões de radionuclídeos resultam de testes efectuados na atmosfera, em que se libertam 90 a 100% das partículas e a totalidade dos gases. Tratando-se de ensaios à superfície do solo, a fracção de material particulado que permanece em suspensão na atmosfera um dia após a explosão é consideravelmente menor. No caso de explosões subaquáticas ou ensaios nucleares no subsolo a contenção das partículas é quase total, podendo, no entanto, ser emitida uma considerável fracção de gases (CTBTO, 2001).

Estima-se que, em consequência dos ensaios nucleares realizados no subsolo, tenham sido emitidos para a atmosfera cerca de 5 PBq de <sup>131</sup>I. Comparativamente, as estimativas relativas a testes realizados na atmosfera referem emissões de <sup>131</sup>I da ordem de 6,5 × 10<sup>5</sup> PBq (UNSCEAR, 1993). Assim, de acordo com as mais recentes compilações (UNSCEAR, 2000), o número total de testes nucleares efectuados foi de 2419, embora os de maior importância, para a disseminação de radionuclídeos no ambiente, tenham sido os cerca de 543 efectuados na atmosfera.

Actualmente, encontra-se em vigor o *Tratado de Proibição Total de Ensaio Nucleares*, assinado em 1996.

No Quadro IV apresenta-se a estimativa da dose efectiva total (em µSv) para as diferentes vias de exposição (externa, inalação e ingestão) relativamente ao período entre 1945 e 1999.



Fig. 5 - Teste nuclear na atmosfera, deserto do Nevada, 1951 (fonte: CTBTO, 2001).

A dose mais elevada, 113  $\mu\text{Sv}$ , ocorreu no ano de 1963, descendo para valores da ordem dos 6  $\mu\text{Sv}$  a partir da década de noventa.

Os principais contribuintes para a dose de exposição por via externa (média mundial) foram o  $^{95}\text{Zr}$  e o  $^{95}\text{Nb}$ , resultante do decaimento do primeiro. A partir de 1966, o  $^{137}\text{Cs}$  tornou-se o mais importante contribuinte, sendo, presentemente, o único contribuinte para a dose de exposição por via externa.

O mais importante componente da dose anual por ingestão, durante o período de actividade dos testes nucleares, foi o  $^{137}\text{Cs}$  devido à transferência mais rápida para a cadeia alimentar. O  $^{90}\text{Sr}$  tornou-se o mais importante contribuinte a partir de 1967, devido à contínua transferência para a cadeia alimentar e maior período de retenção no organismo.

Os mais importantes contribuintes para a dose de exposição por inalação foram o  $^{144}\text{Ce}$ , o  $^{106}\text{Ru}$ , o  $^{91}\text{Y}$ , o  $^{95}\text{Zr}$  e o  $^{90}\text{Sr}$ . A concentração destes radionuclidos no ar e, conseqüentemente, a sua deposição diminuíram rapidamente a partir de 1980, passando a não ter significado a partir de 1985.

	Dose efectiva total ( $\mu\text{Sv}$ )			
	Externa	Ingestão	Inalação	TOTAL
1945 - 1999	353	492	149	994

Quadro IV - Dose efectiva total ( $\mu\text{Sv}$ ) devida a testes nucleares efectuados entre 1945 e 1999 (fonte: UNSCEAR, 2000).

### Produção de energia eléctrica

As emissões para o ambiente de reactores nucleares em funcionamento normal são, em geral, tão baixas que a avaliação das doses resultantes para membros do público tem que ser efectuada com recurso a modelos de simulação. As doses efectivas médias anuais (para a população local) variam com o tipo de reactor e, de acordo com as estimativas do UNSCEAR, 2000, são:

- PWR e GCR – 5  $\mu\text{Sv}$ ;
- BWR e HWR – 10  $\mu\text{Sv}$ ;
- LWGR – 2  $\mu\text{Sv}$ ;
- FBR – 0,04  $\mu\text{Sv}$ .

A contribuição para a dose efectiva anual, resultante da dispersão global, é estimada como sendo inferior a 0,2  $\mu\text{Sv}$ .

### Produção e utilização de radioisótopos

Os radioisótopos são largamente utilizados na indústria, medicina e investigação. As exposições podem ocorrer devido a quantidades vestigiais emitidas durante a fase de produção ou, mais tarde, durante a utilização.

A componente mais importante da globalidade da dose para membros do público é a relativa a familiares de pacientes sujeitos a tratamentos terapêuticos com radioisótopos, sendo o maior contribuinte para a dose o  $^{131}\text{I}$ .

De acordo com UNSCEAR, 2000, nos países mais desenvolvidos cerca de 20% das terapias com  $^{131}\text{I}$  são utilizadas para tratamento de cancro da tiróide e 80% para tratamento de doentes com hipertiroidismo, o que implica administrações da ordem dos 5 GBq e 0,5 GBq, respectivamente. A dose estimada para membros da família dos pacientes é de 0,5 mSv.

### Acidentes em instalações nucleares

Alguns dos acidentes nucleares que ocorreram no passado, em instalações civis e militares, tiveram como consequência a libertação para a atmosfera de significativas quantidades de radionuclidos artificiais, nalguns casos ao nível da estratosfera promovendo o seu transporte a longas distâncias.

Os dois acidentes mais graves envolvendo instalações civis (reactores nucleares) foram o acidente de Three Mile Island, em 1979 nos Estados Unidos, e o acidente de Chernobyl, em 1986 na Ucrânia (respectivamente nível 5 e nível 7 na Escala Internacional de Ocorrências Nucleares, Fig. 6). Desde então, apenas ocorreu um acidente com risco para o exterior das instalações, envolvendo exposição

da população local: Tokaimura, 1999, central de processamento de combustível no Japão.

No caso de Three Mile Island foram libertados para a atmosfera cerca de 370 PBq de gases nobres (em particular  $^{133}\text{Xe}$ ) e cerca de 550 GBq de  $^{131}\text{I}$  (UNSCEAR, 1993). No que diz respeito ao acidente de Chernobyl, o carácter explosivo e o elevado caudal calórico associado levaram a que uma importante fracção das partículas radioactivas produzidas alcançasse a estratosfera, sendo transportadas a longas distâncias. De acordo com UNSCEAR, 1993, foram emitidos para a atmosfera 630 PBq de  $^{131}\text{I}$ , 70 PBq de  $^{137}\text{Cs}$  e 35 PBq de  $^{134}\text{Cs}$ . Estima-se, ainda, que cerca de 34% do  $^{131}\text{I}$  e 56% do  $^{137}\text{Cs}$  tenham sido transportados e depositados além fronteiras. Para além destes, outros radionuclidos originados em Chernobyl ( $^{103, 106}\text{Ru}$ ,  $^{125}\text{Sb}$ ,  $^{132}\text{Te}$ ,  $^{140}\text{Ba}$ ,  $^{144}\text{Ce}$ ,  $^{134, 136}\text{Cs}$  e  $^{140}\text{La}$ ) foram detectados em diferentes países (Fig. 7).

### A ESCALA INTERNACIONAL DE OCORRÊNCIAS NUCLEARES

Para uma rápida comunicação da sua importância relacionada com a segurança

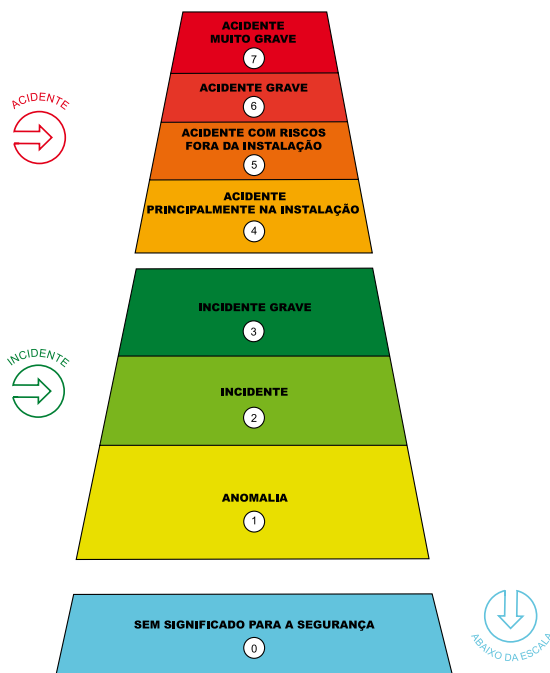


Fig. 6 - Escala Internacional de Ocorrências Nucleares (fonte: GPSN, 1993).

Relativamente a instalações nucleares militares, os dois únicos acidentes com impactes radiológicos significativos (para o exterior das próprias instalações) foram os de Kyshtym, ocorrido em 1957 na Rússia, e o de Windscale, ocorrido no Reino Unido no mesmo ano.

### MONITORIZAÇÃO DA RADIOACTIVIDADE NO AMBIENTE

A monitorização da radioactividade ambiental começou por ser motivada pela preocupação relativamente à disseminação da poluição radioactiva originada pelos ensaios nucleares, em particular os ensaios nucleares na atmosfera. Após a entrada em vigor do *Tratado de Abolição dos Testes Nucleares*, a partir de 1963, e com a diminuição gradual dos níveis de radioactividade, a preocupação passou a centrar-se na produção de energia eléctrica por via nuclear, com implementação e reforço das redes de monitorização na área de influência de reactores nucleares e outras instalações do ciclo do combustível nuclear.

Durante todo este período, a radioactividade de origem natural recebeu sempre menor atenção face à radioactividade de origem antropogénica. Só mais recentemente, após o reconhecimento da importante contribuição da componente natural para a dose de exposição total da população e com a publicação das recomendações da EURATOM (Comissão Europeia, 1996), a monitorização da radioactividade de origem natural, nomeadamente a tecnologicamente aumentada, assumiu maior importância.

As redes de monitorização da radioactividade podem ser de diversos tipos:

- Redes de monitorização de rotina internacionais, nacionais ou locais (Fig. 8);
- Redes de alerta (para resposta a emergências);
- Redes de monitorização específicas, para verificação do cumprimento de Tratados, como por exemplo o International Monitoring System, IMS, para verificação do *Tratado de Proibição Total de Ensaios Nucleares* (Fig. 9).

No caso da monitorização de instalações nucleares os principais objectivos são: (1) verificação do cumprimento dos aspectos legais e regulamentares relativamente à contaminação ambiental; (2) verificação e controle das emissões para o exterior e prevenção de eventual acumulação de radioactividade no ambiente; (3) avaliação de doses para grupos críticos.

Já no que diz respeito às redes de monitorização nacionais de rotina, os principais objectivos são o conhecimento dos níveis de radioactividade do país e a garantia do cumprimento das normas de base relativas à protecção radiológica da população em geral.

Neste tipo de redes de vigilância, o controle da radioactividade é geralmente efectuado ao nível das partículas atmosféricas (aerossóis), gases (iodo ou gases raros), deposição



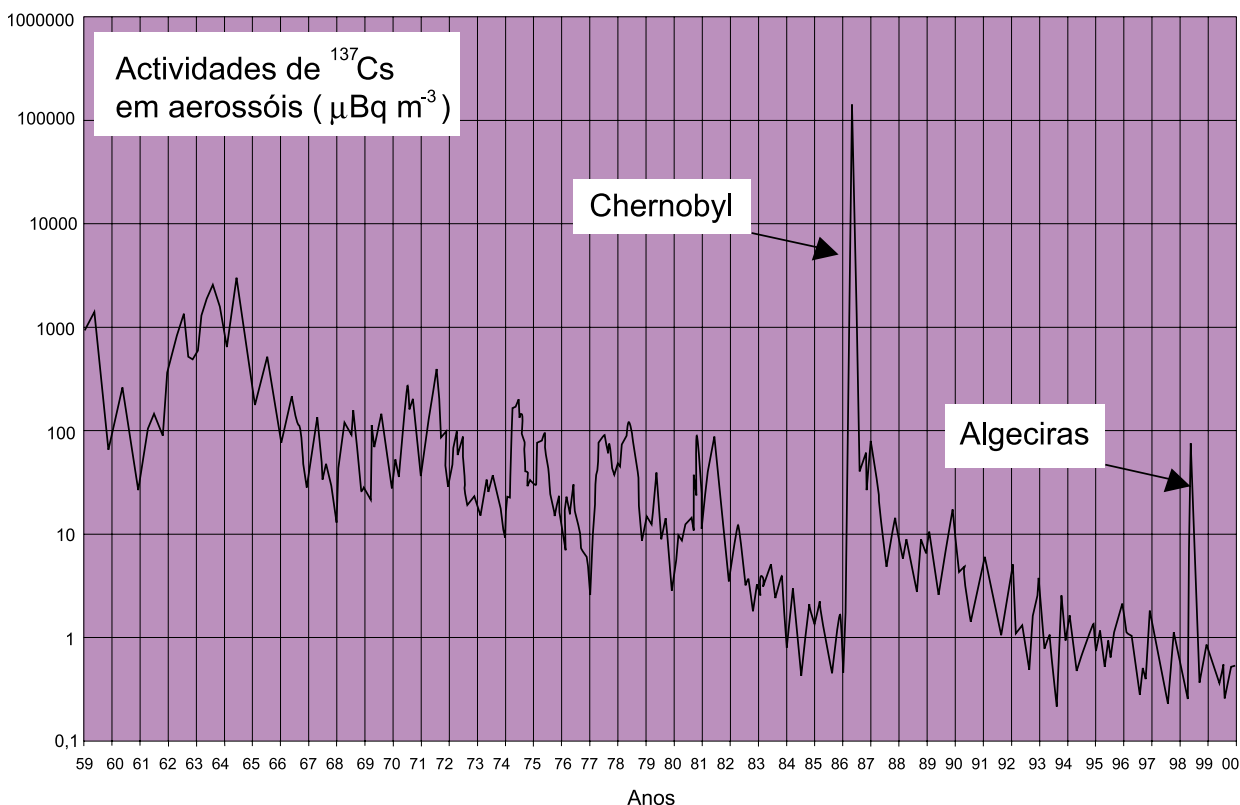


Fig. 7 - Variação da actividade de  $^{137}\text{Cs}$  em aerossóis entre 1959 e 2000 (França, Orsay), evidenciando os picos de contaminação de 1986 e 1998 resultantes dos acidentes de Chernobyl e Algeciras, respectivamente (fonte: IRSN).

atmosférica (água da chuva), águas superficiais (rios, albufeiras e águas costeiras), solo e sedimentos, radiação externa, biota e produtos alimentares.

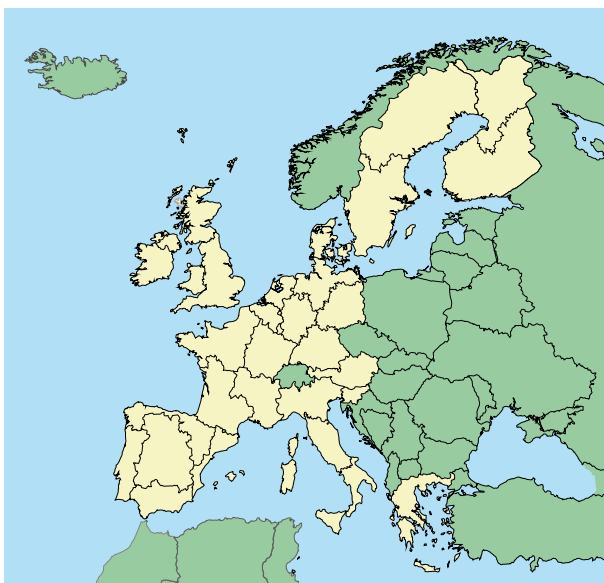


Fig. 8 - Rede europeia de vigilância da radioactividade, REM, no âmbito dos artigos 35º e 36º do Tratado EURATOM (fonte: European Commission, 2005).

Um bom exemplo de uma rede de monitorização internacional é a rede europeia de vigilância da radioactividade (Fig. 8), implementada no âmbito dos artigos 35º e 36º do Tratado EURATOM e que, em última análise, consiste no conjunto das redes de vigilância dos diversos Estados Membros. Neste caso, os meios controlados são a atmosfera (através da amostragem e análise de partículas em suspensão), água superficial, água de consumo, leite e dieta mista.

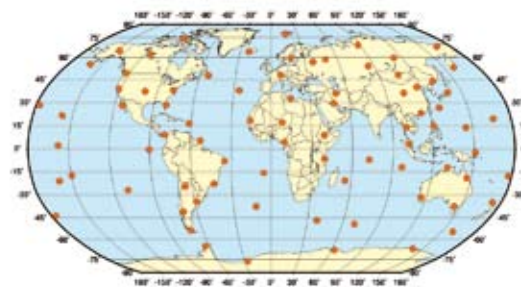


Fig. 9 - Rede de estações de radionuclídeos pertencentes ao International Monitoring System, IMS, para verificação do cumprimento do Tratado de Proibição Total de Ensaios Nucleares (fonte: CTBTO, 2001).

Relativamente a redes de monitorização específicas pode ser referido o International Monitoring System (IMS), ainda em fase de implementação, para verificação do *Tratado de Proibição Total de Ensaios Nucleares*.

O sistema de verificação do IMS consiste, basicamente, numa rede global de sensores e estações de amostragem (na Fig. 9 estão representadas as estações de radionuclídeos) que recorre a diversas tecnologias (radionuclídeos, sismologia, infra-sons e hidro-acústica), de forma a tornar possível a detecção, localização e identificação de sinais gerados por uma eventual explosão nuclear.

### PERSPECTIVAS FUTURAS

É previsível que a monitorização da radioactividade ambiental evolua não apenas no que se refere ao desenvolvimento das práticas analíticas utilizadas e ao controle de qualidade das mesmas, mas também no que diz respeito aos possíveis campos de aplicação e à disseminação da informação ao público.

O conhecimento dos níveis (e eventuais efeitos) de radioactividade natural, em geral, e da contribuição das tecnologias não nucleares para o aumento da radioactividade natural, em particular, assumirão cada vez maior importância.

A presença constante de radionuclídeos naturais no ambiente e a sua diversidade relativamente a características físicas e comportamentos geoquímicos, abre inúmeras possibilidades no que diz respeito à sua utilização como traçadores naturais de processos ambientais complexos.

Finalmente, é importante considerar que a exposição humana a radiações ionizantes sempre atraiu a atenção do público, embora a informação sobre o assunto nem sempre tenha sido disponibilizada com a qualidade e transparência desejáveis ou com o grau de profundidade adequado. Desta forma, a evolução das estratégias de disponibilização da informação constituirá um contributo fundamental para uma percepção mais racional pela sociedade das questões relacionadas com a radioactividade.

### REFERÊNCIAS

- [1] Baxter, M.S. (1996), Technologically enhanced radioactivity: an overview, *J. Environ. Radioactivity*, **32**, 3-17.
- [2] Comissão Europeia (1996), Directiva 96/29/EURATOM do Conselho de 13 de Maio, Normas de Segurança de Base Relativas à Protecção Sanitária da População e dos Trabalhadores Contra os Perigos Resultantes das Radiações Ionizantes, *Jornal Oficial das Comunidades Europeias* L 159.
- [3] Comprehensive Nuclear-Test-Ban Treaty Organization, CTBTO, (2001), Radionuclides Monitoring, in: Spring Technical Training Programme, International Monitoring System Division, Vienna, Austria, 54 pp.
- [4] European Commission (2005), Environmental Radioactivity in the European Community 1996 – 2000, Radiation Protection n° 141, Nuclear Science and Technology (CD).
- [5] Gabinete de Protecção e Segurança Nuclear, GPSN, (1993), A escala internacional de ocorrências nucleares, Lisboa, 4 pp.
- [6] Hedvall, R., Erlandsson, B. (1996), Radioactivity concentrations in non-nuclear industries, *J. Environ. Radioactivity*, **32**, 19-31.
- [7] Horvath, H. (2000), Aerosols – an introduction, *J. Environ. Radioactivity*, **51**, 5-25.
- [8] <http://www.irsn.org/opera/>
- [9] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR, (1988), Sources, effects and risks of ionizing radiation, UN, New York, 647 pp.
- [10] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR, (1993), Sources and effects of ionizing radiation, UN, New York, 922 pp.
- [11] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR, (2000), Sources and effects of ionizing radiation, Vol. I, Annex B: Exposures from natural radiation sources, UN, New York, 84-156.
- [12] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR, (2000), Sources and effects of ionizing radiation, Vol. I, Annex C: Exposures to the public from man-made sources of radiation, UN, New York, 158-291.



OFERTA DO CD-ROM

## "A Física e a Imagem Médica"



DISTRIBUÍDO COM GAZETA DE FÍSICA  
NÚMERO ESPECIAL "A FÍSICA E A VIDA"  
VOLUME 30 | FASCÍCULO 1 | 2007

Windows 95 ou superior  
Pentium 166 MHz  
32 MB RAM  
12x CD-ROM  
16-bit colour display

DESENVOLVIMENTO E PRODUÇÃO: mediaprimer<sup>®</sup>

ORGANIZAÇÃO:

spf

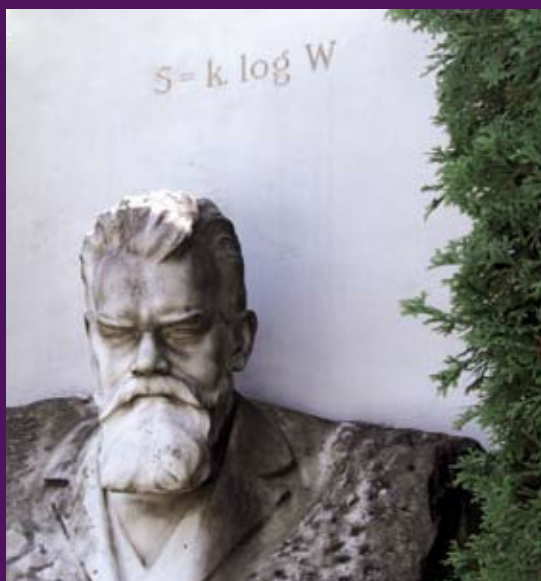


PATROCINADORES:



Programa Operacional Ciência e Inovação 2010  
MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA E ENSINO SUPERIOR

NOS PRÓXIMOS NÚMEROS



LUDWIG BOLTZMANN: VIDA E OBRA

Sílvio Renato Dahmen

ENTREVISTA COM COHEN TANNOUJJI

Prémio Nobel da Física em 1997