

# Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista

## Physical and technical aspects in Interventional Radiology

Lucía Canevaro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Doutora em Biociências Nucleares (Física Médica). Pesquisadora do Serviço de Física Médica de Radiodiagnóstico do Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

### Resumo

O presente trabalho faz uma revisão sobre alguns conceitos utilizados em Radiologia Intervencionista. São descritas as grandezas e unidades utilizadas para dosimetria de pacientes e profissionais, procedimentos de caracterização do equipamento de raios X e procedimentos dosimétricos em pacientes e profissionais. Descrevem-se algumas particularidades dos equipamentos de raios X dedicados à Radiologia Intervencionista e alguns aspectos relacionados à proteção radiológica.

**Palavras-chave:** Radiologia Intervencionista; Dosimetria; Controle de qualidade; Proteção radiológica.

### Abstract

This paper is a review of some concepts used in Interventional Radiology. It specifies dosimetric quantities and units applied for both patient and staff. Characterization of the X-ray equipment and dosimetric procedures in patients and professionals are discussed. We also describe certain characteristics of the X-ray equipment dedicated to Interventional Radiology and some aspects of radiological protection.

**Keywords:** Interventional Radiology; Dosimetry; Quality control; Radiological protection.

### Radiologia Intervencionista

Desde a década de 1960<sup>1</sup>, os procedimentos intervencionistas com raios X na medicina têm aumentado significativamente e continuam a crescer à medida que técnicas minimamente invasivas, assim como equipamentos com tecnologia cada dia mais sofisticada, vêm sendo desenvolvidos.

Define-se Radiologia Intervencionista (RI) como aqueles "procedimentos que compreendem intervenções diagnósticas e terapêuticas guiadas por acesso percutâneo ou outros, normalmente realizadas sob anestesia local e/ou sedação, usando a imagem fluoroscópica para localizar a lesão ou local de tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia"<sup>2</sup>. Meios de contraste são utilizados para a visibilização de órgãos ou tecidos radiotransparentes na tela de um monitor.

Algumas das vantagens da RI são a possibilidade de realização de procedimentos complexos com cortes cirúrgicos de pequena extensão, a diminuição da probabilidade de infecções, o rápido restabelecimento do paciente, a redução do tempo de internação e a diminuição dos custos hospitalares<sup>3</sup>, tratando-se de uma técnica minimamente invasiva, segura e altamente eficaz.

Entretanto, a RI é uma das especialidades que proporciona as maiores doses a pacientes e profissionais<sup>4,5</sup>. Em algumas situações, é possível produzir, nos indivíduos, lesões radioinduzidas às vezes severas. Isto porque os tempos de exposição são longos, as taxas de dose são altas, há grandes quantidades de imagens adquiridas<sup>6-8</sup>, além de inadequada colimação e uso de filtros, entre outras razões.

Devido às suas vantagens, a frequência dos procedimentos de RI tem aumentado rapidamente nos últimos anos<sup>2,9,10</sup>. Nos países em que o sistema de saúde é desenvolvido, a média anual de procedimentos em RI, entre os anos de 1991 e 1996, foi de 12,73 procedimentos para cada 1.000 habitantes. Nos países como o Brasil, que não estão inseridos no grupo anterior, a média anual foi de 1,73<sup>11</sup>. Segundo dados do DATA SUS<sup>12</sup>, entre 1995 e 2001 houve um aumento de 77,6% na frequência de procedimentos em RI no Brasil, sendo que em 2007 foram realizados 49.729 procedimentos.

Essas técnicas foram originalmente desenvolvidas por radiologistas, no início da evolução das técnicas guiadas fluoroscopicamente; logo em seguida os cardiologistas entraram nesse campo e mundialmente ainda representam a especialidade com maior número de procedimentos.

No entanto, a RI foi 'descoberta' por muitas outras especialidades de não-radiologistas (urologistas, gastroenterologistas, cirurgiões ortopédicos, cirurgiões vasculares, traumatologistas, anestesistas, pediatras), que, cada vez mais utilizando estas técnicas, vão se tornando 'intervencionistas'.

Com o aumento das técnicas e da complexidade dos procedimentos em radiodiagnóstico e com o aparecimento de lesões radioinduzidas, e devido ao fato que a maioria destes profissionais teve pouca ou nenhuma formação em proteção radiológica, existe uma necessidade urgente de informá-los sobre os riscos da radiação e como minimizá-los na sua prática cotidiana<sup>2</sup>. Para poder realizar essa tarefa com eficiência, os físicos médicos devem ter conhecimentos sólidos sobre aspectos físicos, técnicos, de proteção radiológica e, principalmente, ter suficiente familiaridade com a prática médica (experiência em hospital). Nessas condições é possível desenvolver programas de garantia e controle de qualidade, assessorar pessoal médico sobre todos os aspectos relacionados à aquisição, reparo, substituição e controle de equipamentos, assim como implementar medidas de proteção radiológica de pacientes e profissionais, e tornar a prática o mais otimizada possível.

## Efeitos estocásticos e determinísticos em radiologia intervencionista

As altas doses ministradas nos procedimentos intervencionistas, se não conhecidas e otimizadas, podem aumentar os riscos de efeitos estocásticos e ocasionar efeitos determinísticos em pacientes e profissionais.

Em 1994, o Food and Drug Administration (FDA) publicou um documento sobre lesões induzidas na pele decorrentes de procedimentos intervencionistas. Estas lesões não aparecem imediatamente, pelo que o médico não pode perceber danos ao observar o paciente imediatamente após o exame<sup>13-18</sup>. Relatos sobre efeitos determinísticos em pacientes e profissionais foram publicados pela International Commission on Radiation Protection (ICRP) e outros autores<sup>2,16</sup>. Além das lesões em pacientes, têm sido observados casos de catarata e sérios danos nas mãos dos médicos que realizam os exames<sup>2,16</sup> (Figura 1).

Na Tabela 1 são apresentados os limiares de dose para a ocorrência de alguns efeitos determinísticos na pele de pacientes submetidos a procedimentos guiados fluoroscópicamente. A dose necessária para causar lesão cutânea é tipicamente 3 Gy para eritema (entre 1 e 2 dias após a exposição) e depilação temporária (entre 2 e 3 semanas após a exposição). Tempo adicional de fluoroscopia acima do limiar de dose aumenta a gravidade das lesões: Dano vascular é esperado para doses na pele acima de 20 Gy.

Na atualidade, equipamentos fluoroscópicos produzem taxas típicas de kerma no ar da ordem de 0,02 Gy/min para modo normal de fluoroscopia; porém, podem atingir 0,2 Gy/min no modo de alta taxa de dose<sup>2</sup>. A taxa de exposição máxima permitida nos Estados Unidos pela

FDA é de 10 R/min (100 mGy/min) e, para modo de alta taxa, 20 R/min (200 mGy/min).

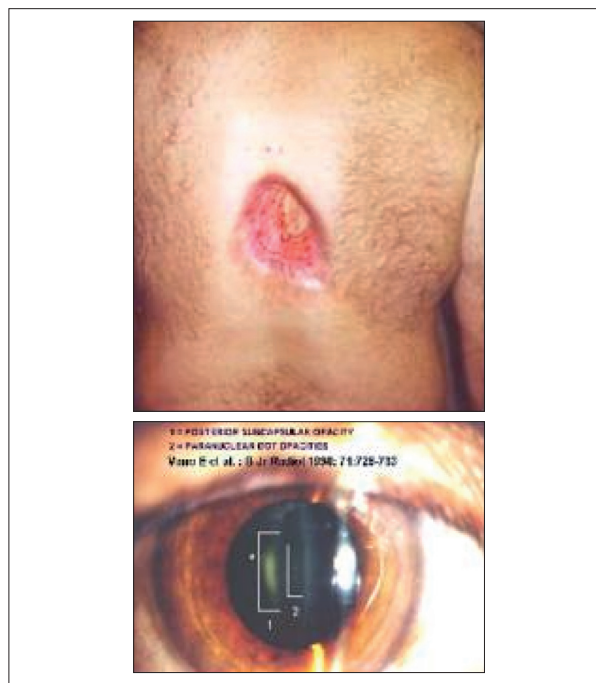
O risco de aparecimento de lesões na pele está associado a tempos prolongados de fluoroscopia. O tempo necessário para atingir o limiar de dose para depilação temporária é tipicamente maior do que 90 minutos em modo fluoroscopia (0,03 Gy/min). No modo de máxima taxa de exposição, o tempo para ministrar esta dose em um único local da pele é de 30 minutos no modo normal de fluoro e 15 minutos no modo alta taxa. Grandes pacientes são mais suscetíveis a lesões na pele, devido ao fato de o controle automático de brilho mudar automaticamente os fatores da técnica para aumentar a produção de raios X<sup>19</sup>.

A maioria das lesões severas pode ser evitada conhecendo e quantificando não apenas a radiação que sai do tubo de raios X e chega ao paciente, mas também a qualidade da imagem suficiente para a intervenção. Além disso, é indispensável fazer uso racional dos raios X.

## Grandezas e unidades de interesse para radiologia intervencionista

### Grandezas para pacientes

Os principais objetivos da dosimetria de pacientes são determinar grandezas dosimétricas para estabelecer níveis de referência de diagnóstico (DRL)<sup>20</sup> e realizar avaliações comparativas de risco. No ultimo caso, é necessário conhecer a dose média nos órgãos e tecidos em risco. Um objetivo adicional, não menos importante, é o de avaliar o desempenho do equipamento de raios X, como parte do processo de garantia da qualidade.



**Figura 1.** Exemplos de efeitos determinísticos em pacientes<sup>16</sup> (ulceração nas costas) e em profissionais (opacidade do cristalino)<sup>2</sup>.

Em certas situações, interessa medir diretamente no paciente. Já para o controle de parâmetros técnicos, para a comparação de diferentes sistemas e para otimização, é preferível realizar medidas usando um fantoma padrão para simular o paciente. Em radiologia intervencionista, são requeridos instrumentos especiais cujo design e desempenho se ajustem às necessidades clínicas. É o caso, por exemplo, dos medidores do produto kerma-área. O uso destes dosímetros e/ou a interpretação dos resultados obtidos requer técnica e conhecimento especializados. É essencial, também, padronizar os procedimentos para a medida das grandezas de interesse (Figura 2)<sup>21,22</sup>. A grandeza kerma no ar é utilizada como base para todas as grandezas de aplicação específica medidas diretamente<sup>21,22</sup>.

#### Kerma e taxa de kerma

O kerma,  $K$ , é o quociente entre  $dE_{tr}$  e  $dm$ , conforme a Equação 1. Unidade: J/kg. Nome especial gray (Gy).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

Onde:

$K$ : kerma;

$dE_{tr}$ : soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não carregadas em  $dm$ ;

$dm$ : a massa de um material.

Já a taxa de kerma é o quociente entre  $dK$  e  $dt$ , conforme a Equação 2.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2)$$

Onde:

$K$ : kerma;

$dK$ : incremento de kerma;

$dt$ : intervalo de tempo.

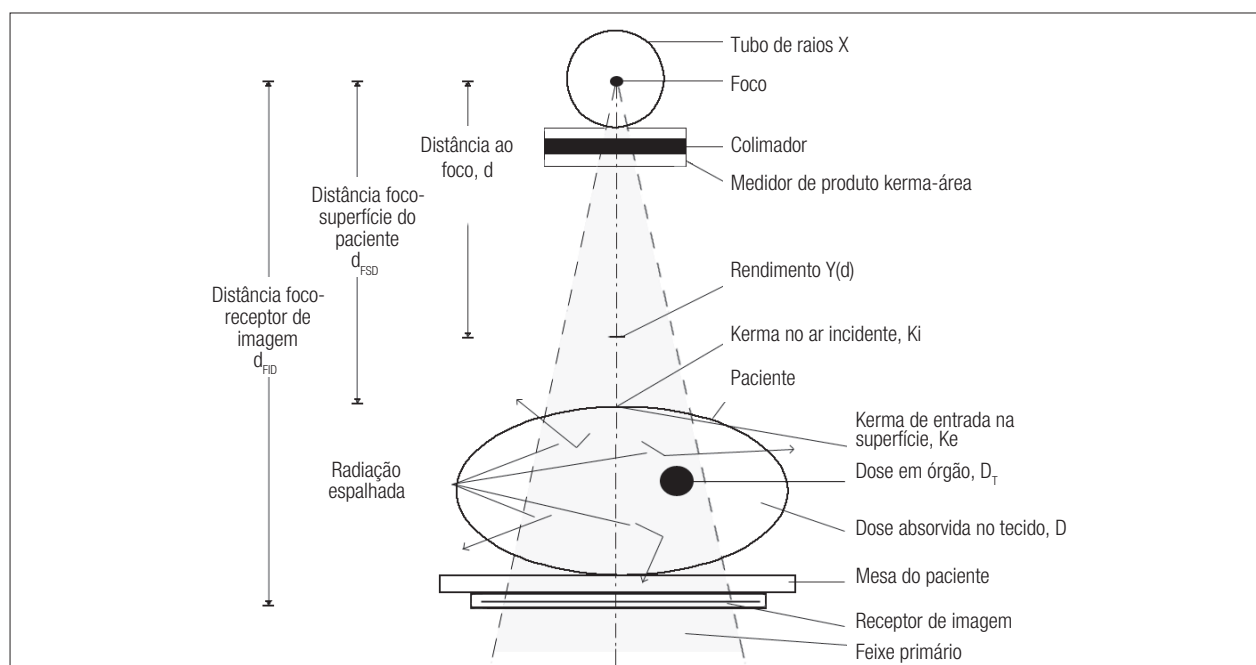
Unidade: J/kg.s. Nome especial gray por segundo (Gy/s).

#### Kerma no ar incidente ( $K_i$ )

É o kerma no ar de um feixe de raios X incidente medido no eixo central do feixe à  $d_{FSD}$  (Figura 2), isto é, no

**Tabela 1.** Limiares para ocorrência de efeitos determinísticos<sup>2</sup>

Efeito	Limiar aproximado de dose [Gy]	Tempo de aparição do efeito	Minutos de fluoroscopia para uma taxa de alta dose de 200 mGy/min
Eritema imediato transiente	2	2-24 horas	10
Depilação temporária	3	Aproximadamente 3 semanas	15
Depilação permanente	7	Aproximadamente 3 semanas	35
Escamação seca	14	Aproximadamente 4 semanas	70
Escamação úmida	18	Aproximadamente 4 semanas	90
Ulceração secundária	24	> 6 semanas	120
Necrose dérmica isquêmica	18	> 10 semanas	90
Necrose dérmica	> 12	> 52 semanas	75



**Figura 2.** Grandezas de interesse para estimativa das doses em pacientes e para caracterização do equipamento de raios X<sup>2</sup>.

plano de entrada na pele, ou na superfície do simulador. Somente inclui a radiação incidente e não a radiação retro-espalhada. Unidade: J/kg, ou gray (Gy).

#### **Kerma de entrada na superfície ( $K_e$ )**

É o kerma no ar de um feixe de raios X incidente medido no eixo central do feixe à dFSD (Figura 2), isto é, no plano de entrada na pele, ou na superfície do simulador, sendo que a radiação incidente no paciente ou fantoma e a radiação retroespalhada são incluídas na definição. Unidade: J/kg, ou gray (Gy).

#### **Rendimento ( $Y(d)$ )**

Define-se como o quociente entre  $K(d)$  e  $Plt$ , conforme a Equação 3:

$$Y(d) = K(d) / Plt \quad (3)$$

Onde:

$Y(d)$ : rendimento;

$K(d)$ : kerma no ar a uma distância especificada,  $d$  (geralmente 1 m), do foco do tubo de raios X;

$Plt$ : produto corrente por tempo.

Unidade: J/kg.C ou Gy/mAs.

#### **Produto kerma-área ( $P_{KA}$ )**

Define-se  $P_{KA}$  como a integral do produto do kerma no ar em uma área,  $dx dy$ , do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo central do feixe de raios X, pela área do feixe no mesmo plano (Equação 4). Unidade: (J/kg).m<sup>2</sup> ou Gy.m<sup>2</sup>.

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (4)$$

A radiação espalhada pelo paciente é excluída nesta definição. O plano de medida deve estar suficientemente afastado do paciente para não receber uma quantidade significativa de radiação espalhada. O valor do  $P_{KA}$  independe da distância ao foco do tubo, de modo que a atenuação do ar e a radiação extra-focal podem ser desconsideradas, e pode ser medido em qualquer plano entre o colimador e o paciente. É uma grandeza mais relacionada com o risco, porque na sua medida está implícita a medida da área que dá uma indicação da quantidade de energia ministrada ao paciente<sup>23</sup>.

#### **Dose em órgãos ( $D_T$ )**

A dose média absorvida em um dado órgão ou tecido (ou 'dose em órgão',  $D_T$ ), se define como o quociente entre  $e_T$  e  $m_T$  (Equação 5):

$$D_T = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (5)$$

Onde:

$D_T$ : dose em órgão;

$d\varepsilon$ : energia cedida ao tecido  $dm$ ;

$d_m$ : massa do tecido ou órgão.

$D_T$  é usado como um indicador da probabilidade de efeitos estocásticos da radiação. A distribuição de  $D_T$  nos órgãos e tecidos relevantes do corpo não pode ser obtida através de medidas diretas em pacientes.

#### **Dose equivalente ( $H_T$ )**

A grandeza que leva em consideração a qualidade da radiação é a dose equivalente ( $H_T$ ), definida como o valor médio da dose absorvida  $D_{T,R}$  num tecido ou órgão T, obtido sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R (Equação 6). Unidade: J/Kg, que recebe o nome especial de sievert (Sv).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (6)$$

sendo  $w_R$  o fator de peso da radiação, tabelado na ICRP 103<sup>24</sup>. Para as energias empregadas em radiodiagnóstico,  $w_R$  é igual a 1.

#### **Dose efetiva ( $E$ )**

É definida como a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo (Equação 7). Também expressa em Sv. A dose efetiva é uma grandeza que não é diretamente mensurável.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (7)$$

Onde:

$H_T$ : dose equivalente no tecido ou órgão;

$w_T$  e  $T$ : fator de peso para o tecido ou órgão T correspondente, tabelado na ICRP 103<sup>24</sup>.

A aplicação em exposições médicas da dose efetiva como grandeza para estimar o risco do paciente tem sido uma questão polêmica<sup>25</sup> e ainda não há um consenso sobre a efetividade do seu uso<sup>26</sup>.

#### **Dose máxima na pele**

Para a estimativa e prevenção de efeitos determinísticos, a grandeza mais adequada é a dose máxima na pele, geralmente obtida mediante o uso de filmes lentos ou radiocrômicos.

#### **Grandezas para profissionais**

As elevadas exposições recebidas em diferentes regiões do corpo dos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas são devidas principalmente às seguintes razões: proximidade ao tubo de raios X; não utilização de acessórios individuais de proteção; aquisição de muitas imagens; longos tempos de exposição; uso de equipamento e tecnologia impróprios; manutenção não otimizada; taxas de dose elevadas; falta de treinamento de técnicos, médicos, etc.; técnicas intervencionistas utilizadas por médicos de diferentes especialidades, não radiologistas; entre outras. Portanto, previamente à aplicação de procedimentos de otimização, faz-se necessário

quantificar os níveis de radiação recebidos por estes profissionais. Basicamente, são utilizadas duas grandezas:

#### **Equivalente de dose pessoal ( $H_p(d)$ ) e dose efetiva ( $E$ )**

O  $H_p(d)$  é uma grandeza operacional definida como o equivalente de dose em tecido mole, em uma profundidade  $d$  (expressa em milímetros), abaixo de um ponto especificado sobre o corpo. Unidade: J/Kg ou sievert (Sv).

Para radiações fortemente penetrantes recomenda-se o uso do  $H_p(10)$ , que é o equivalente de dose pessoal em uma profundidade de 10 mm. Para radiações fracamente penetrantes, é recomendado o uso de  $H_p$  em uma profundidade de 3 mm,  $H_p(3)$ , para estimar a dose no cristalino; e em uma profundidade de 0,07 mm,  $H_p(0,07)$ , para estimar a dose na pele e/ou extremidades<sup>27</sup>.

A grandeza  $H_p(10)$  também é utilizada para estimar a dose efetiva ocupacional através da avaliação do dosímetro individual usado na posição mais exposta do tórax<sup>28</sup>.

## **Fluoroscopia e sistemas de raios X para radiologia intervencionista**

A fluoroscopia proporciona uma imagem em movimento, em tempo real, permitindo sua aplicação em exames nos quais se deseja obter imagens dinâmicas de estruturas e funções do organismo com o auxílio de meios de contraste à base de iodo ou bário. A imagem gerada pela fonte de raios X é formada em uma tela fluorescente de entrada de um intensificador de imagem, que converte a imagem dos raios X do paciente em uma imagem luminosa. A intensidade da luz é diretamente proporcional à intensidade de raios X, e portanto a imagem é fiel<sup>29</sup>. Na Figura 3 se mostra um equipamento fluoroscópico típico para intervencionismo.

## **Componentes de um Equipamento Fluoroscópico**

### **Gerador de raios X**

O gerador de raios X modifica a tensão e a corrente de entrada proveniente da rede elétrica, proporcionando as condições necessárias para a produção do feixe de raios X. O gerador controla o início e término da exposição e possibilita a seleção das energias, taxa de dose e tempos de exposição.

O gerador é ligado ao sistema de controle automático de exposição (CAE), que controla os parâmetros operacionais, tensão máxima (kVp) e corrente (mA). Fototemporizadores e subsistemas de controle de brilho automático medem a exposição da radiação incidente no receptor de imagem para gerar instantaneamente um sinal de retorno que permite adequar as densidades das imagens adquiridas ou o brilho da imagem fluoroscópica. O CAE age para manter um nível constante de brilho da imagem observada em um monitor, mesmo quando o intensificador de imagem se movimenta por partes do corpo de diferentes densidades e

coeficientes de atenuação. O brilho constante é alcançado ajustando a kVp e a corrente, automaticamente, tanto quanto for necessário para manter o nível de radiação na entrada do intensificador de imagem.

Os geradores usados para fluoroscopia podem ser dos tipos monofásico e trifásico, de potencial constante e de alta frequência. Os geradores de alta frequência, usados nos equipamentos modernos, proveem uma reprodutibilidade de exposição superior, são mais compactos, de menor custo de aquisição e de menor tempo para reparos e manutenção<sup>30</sup>. Nos estudos cardíacos, requer-se que o gerador seja capaz de produzir uma faixa de quilovoltagem entre 80 e 100 kVp, de forma uniforme e de pulsos com tempos muito curtos<sup>31</sup>.

### **Fluoroscopia contínua e pulsada**

Em fluoroscopia, são usados dois modos para fornecer energia ao tubo de raios X: exposição contínua e pulsada. Na fluoroscopia contínua, o gerador provê uma corrente do tubo contínua enquanto a fluoroscopia é acionada. As imagens são adquiridas para uma taxa de 30 fotogramas por segundo, sendo um tempo de aquisição de 33 milissegundos por imagem. No modo pulsado, são produzidos pulsos de radiação curtos e intensos, sendo possível controlar sua altura, largura e frequência (Figura 4). Mudando a taxa de pulsos de 30 para 7,5 pulsos/s, uma redução de dose de 75% pode ser alcançada facilmente.

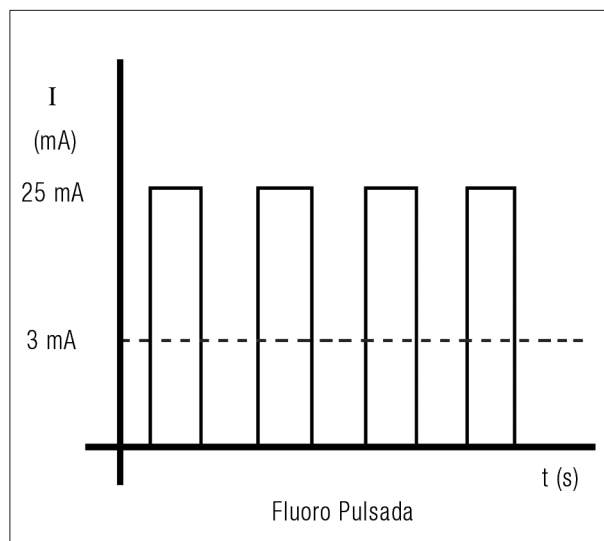
Uma vantagem da fluoroscopia pulsada é a melhoria na resolução temporal. É possível reduzir o 'borrão' ('blur' em inglês) causada pelo movimento na imagem, quando são usados tempos de aquisição mais curtos, tornando a técnica útil e possível de ser usada para examinar estruturas em movimento rápido, como as obtidas nas aplicações cardiovasculares. A frequência de pulsos pode ser modificada de maneira a obter uma redução da dose cumulativa. No entanto, a fluoroscopia pulsada nem sempre significa que a dose será menor que a da contínua. A taxa de dose depende da dose por pulso (altura e largura do pulso) e do número de pulsos por segundo. Os geradores de potencial constante são capazes de gerar pulsos mais curtos de exposições, enquanto os de alta



**Figura 3.** Equipamento arco em C, utilizado para procedimentos intervencionistas.

frequência e trifásicos produzem alguns pulsos ligeiramente mais longos.

Na imagem vascular periférica, é utilizada uma taxa moderada de aquisição de imagens (baixa taxa de imagens por segundo). Na angiografia cardíaca, as exposições com altas taxas de aquisição (60 a 90 imagens por segundo) podem ser necessárias e o gerador deve ser capaz de produzir tensões uniformes e pulsos com tempos de exposição muito curtos<sup>31</sup>.



**Figura 4.** Esquema representativo da emissão de radiação no modo pulsado.

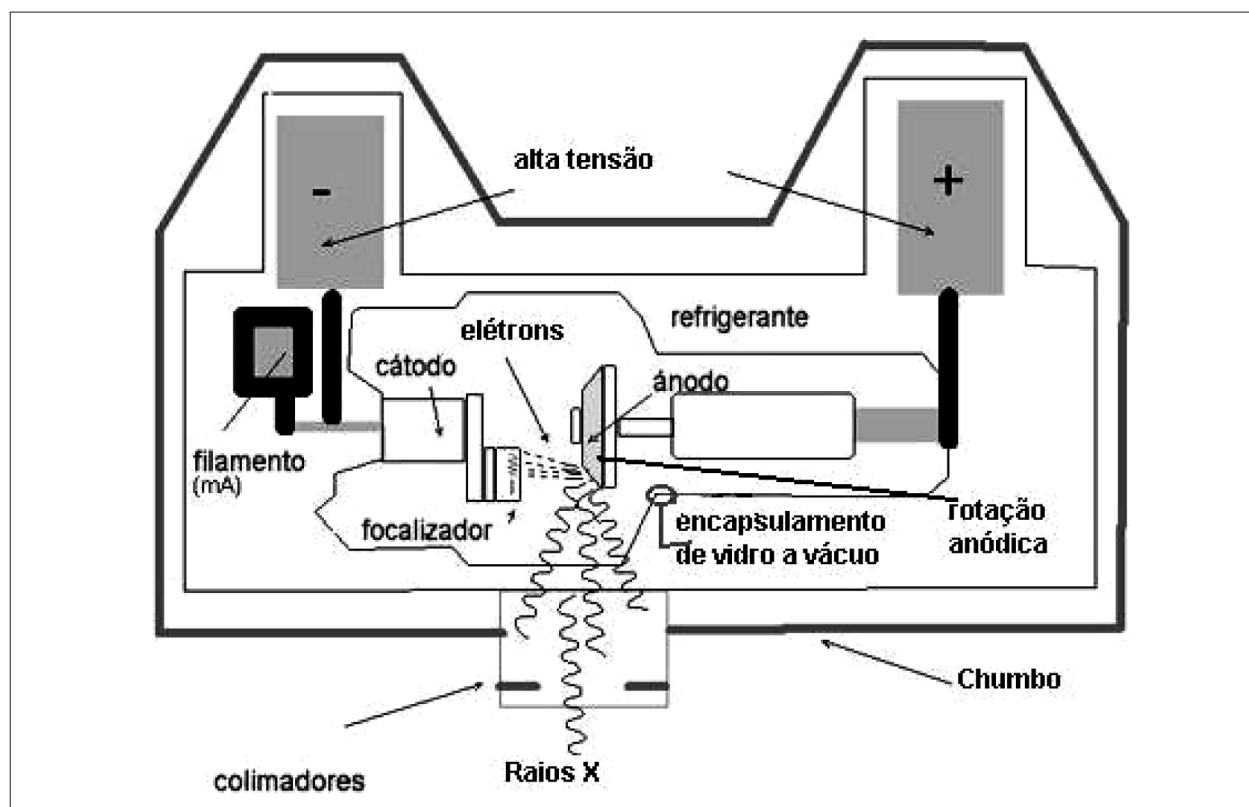
### Tubo de raios X

O tubo consiste em dois eletrodos metálicos, o catodo e o anodo, contidos dentro de um encapsulamento de vidro a vácuo (Figura 5). O catodo emite elétrons por emissão termoiônica. Estes elétrons são acelerados até o anodo e atingem um ponto denominado ponto focal do alvo, produzindo raios X e calor.

A tensão e a corrente aplicadas ao tubo definem as características da radiação X produzida. A corrente aplicada ao tubo (mA) é relacionada ao número de elétrons, e portanto ao número de fótons produzidos; já a tensão aplicada (kV) afeta a energia dos raios X, e portanto seu poder de penetração. O ponto focal é a região do alvo do tubo onde ocorrem as colisões dos elétrons emitidos pelo filamento, e é o local de origem dos raios X produzidos. O tamanho do ponto focal é muito importante para a formação da imagem. Um ponto focal menor resulta em imagens mais nítidas<sup>31</sup>.

Para aplicações clínicas de angiografias e de procedimentos intervencionistas, é importante que o tubo de raios X tenha algumas características adicionais:

- rotação de anodo de alta velocidade: devido ao requerimento de registro de imagens de alta velocidade, a quantidade de calor dissipado pode ser considerável, sendo necessário um tubo de raios X com uma grande capacidade de dissipação do calor. Para melhorar a dissipação de calor, pode ser usada uma rotação anódica de alta velocidade (acima de 10.000 rpm);



**Figura 5.** Esquema dos elementos de um tubo de raios X<sup>31</sup>.

- circulação de água ou dissipador de calor de óleo: pelo exposto acima, é necessária a instalação de um sistema de circulação por água ou um trocador de calor de óleo com ventiladores de resfriamento.

A maioria dos equipamentos intervencionistas dispõe de filtros adicionais, geralmente de cobre (Figura 6), além dos filtros de alumínio encontrados em equipamentos convencionais. Este filtra os componentes de baixa energia do espectro de raios X que não são necessários para criar a imagem, causando o 'endurecimento' do feixe e reduzindo não somente a dose na pele do paciente, mas também a radiação espalhada para o operador. Durante a fluoroscopia, o espectro de raios X é permanentemente endurecido pela presença deste filtro. Na aquisição digital, mediante o controle automático da exposição, é calculada a equivalência em água do paciente a partir da relação kV/mA e da largura do pulso. Dependendo deste valor, o filtro de cobre é automaticamente retirado da trajetória do feixe, caso a qualidade da imagem se torne inaceitável como consequência da alta densidade do paciente.

Os equipamentos também vêm providos do chamado 'colimador cardíaco', que consiste em lâminas de alumínio que podem ser deslocadas para dentro da região irradiada, de modo a compensar efeitos de brilho intenso na imagem, quando em alguma região da imagem não há objeto atenuador e o feixe incide diretamente sobre o intensificador de imagem (Figura 6). A posição do filtro é mostrada graficamente na última imagem fluoroscópica ('last image hold', em inglês, LIH), de maneira que é possível mudar a posição do filtro sem necessidade da emissão de radiação.

### Grade

A grade é utilizada para reduzir a radiação espalhada e aumentar o contraste e, conseqüentemente, a qualidade da imagem. A grade pode (e deve) ser retirada nos casos em que o paciente irradiado não produz espalhamento significativo. Desta maneira, é possível obter uma redução importante da dose.

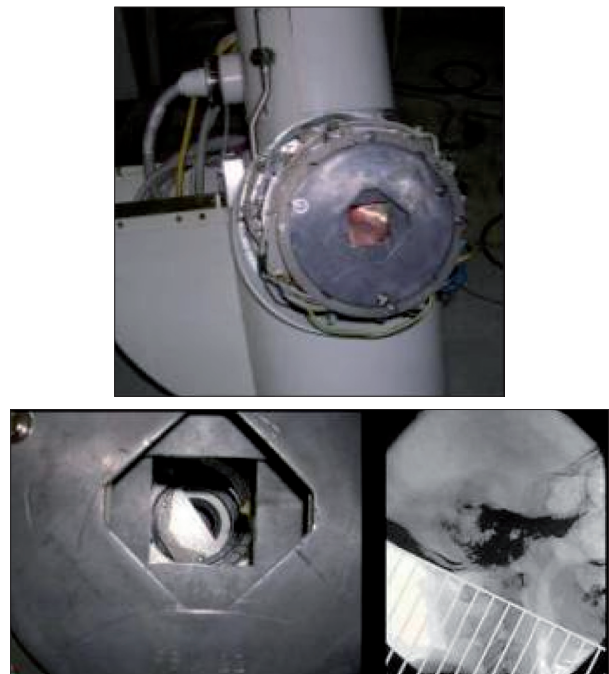
### Tubo intensificador de imagem

Sistemas de fluoroscopia usam intensificadores de imagem para converter uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada de alta intensidade de brilho. O tubo intensificador de imagem (II) é um dos componentes principais do equipamento fluoroscópico. Este dispositivo é responsável pela transformação dos fótons de raios X em um sinal luminoso. Os principais componentes de um tubo II são (Figura 7)<sup>32</sup>:

- tubo de vidro a vácuo: permite o fluxo de elétrons do fotocátodo para o anodo;
- tela fluorescente de entrada: composta de cristais de CsI ativado com sódio (de 15a 40 cm de diâmetro);
- fotocátodo: fina camada de compostos de Cs e Sb, de onde são liberados elétrons por foto-emissão;
- lentes eletrostáticas: placas de metal positivamente carregadas que focam e aceleram os elétrons até a tela de saída;

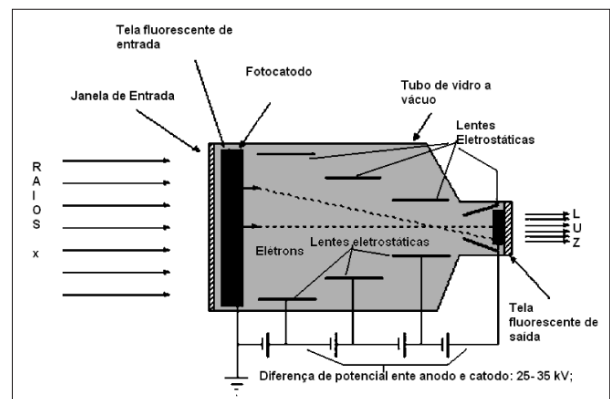
- anodo: placa carregada positivamente que atrai os elétrons até a tela de saída. Diferença de potencial ente anodo e catodo: de 25a 35 kV;
- tela fluorescente de saída: peça de vidro ou alumínio de 2,54 cm de diâmetro coberta com fina camada de sulfeto de Cd e Zn. Emite luz (amarelo/verde) de 500 a 650 nm.

Quando um fóton chega à tela fluorescente na entrada do intensificador de imagem, é produzida uma cintilação. Os fótons de luz desta cintilação ejetam elétrons do fotocátodo adjacente. Estes elétrons são acelerados até o anodo por meio de eletrodos focalizadores que, quando



**Figura 6.** Lâmina de cobre na saída do sistema de colimação, geralmente presente nos equipamentos intervencionistas; filtro 'cardíaco'; imagem congelada (LIH), mostrando a presença do filtro.

(Foto: L. Canevaro).



**Figura 7.** Esquema de um tubo intensificador de imagem e princípio de funcionamento<sup>31</sup>.

atingem a tela de saída, criam um pulso de luz muito maior e mais brilhante do que aquele produzido na tela de entrada. O sinal de saída, que é cerca de 5.000 a 10.000 vezes maior que o sinal da tela de entrada, é devido ao ganho de brilho que ocorre no intensificador de imagem.

Os intensificadores de imagem possuem telas de entrada entre 13 e 40 cm de diâmetro. A tela de saída tem, geralmente, de 2,5 a 3,5 cm de diâmetro. Intensificadores de 13 cm de diâmetro produzem maior magnificação e melhor definição de detalhes, e geralmente são utilizados em angioplastia coronária. Intensificadores de 23 cm são utilizados na ventriculografia esquerda, pois geram imagens de áreas grandes.

### Diafragma de luz

Localizado entre a saída do II e a câmara de vídeo, é responsável por garantir que a câmara receba a mesma intensidade de sinal de luz independente da exposição ser alta ou baixa. Uma pequena abertura deste dispositivo restringe a imagem a ser adquirida com exposição alta de radiação, para garantir um nível de luz adequado à câmara de vídeo, diminuindo o efeito do ruído quântico e produzindo uma maior relação sinal-ruído na imagem. Contrariamente, uma grande abertura deste dispositivo é usada para minimizar a exposição no paciente em casos onde o ruído quântico não é um fator limitante para a qualidade da imagem<sup>33</sup>.

### Câmara de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas

A função básica da câmara de vídeo é a de produzir um sinal eletrônico proporcional à quantidade de luz enviada pelo intensificador de imagem. O sinal gerado pela câmara de vídeo é um sinal de tensão que varia em tempo e que é enviado até o monitor por meio de um processo de varredura que pode ser de 525 ou de 1.023 linhas.

### Fluoroscopia digital

Um sistema fluoroscópico digital é mais comumente configurado como um sistema convencional (tubo, mesa, intensificador, sistema de vídeo) no qual o sinal de vídeo analógico é convertido e armazenado na forma de dados digitalizados. A aquisição digital de dados permite a aplicação de diversas técnicas de processamento de imagem, como congelamento da última imagem, processamento da escala de cinzas, média temporal de imagens, intensificação de bordas, subtração de imagens em tempo real (angiografia por subtração digital, DSA), assim como a realização de diversas medições de tamanhos de vasos sanguíneos, volumes, etc. Alternativamente, a digitalização pode ser realizada com dispositivos denominados dispositivos de acoplamento de carga (CCD), ou por captura direta dos raios X com um detector do tipo flat panel<sup>34</sup>. Os CCD foram inicialmente introduzidos em meados de 1970, como microcircuitos de silício capazes de gravar imagens de luz visível<sup>33</sup>.

O detector flat panel está baseado em arranjos de fotodiodos de silício amorfo e finos transistores (TFT), em combinação com cintiladores de CsI(Tl). Em salas de intervencionismo, a transição de intensificadores de imagem para flat panel é facilitada pelas vantagens que oferecem, tais como imagens sem distorção, excelente contraste, grande faixa dinâmica e alta sensibilidade aos raios X<sup>34,35</sup>.

De maneira geral, um equipamento intervencionista é capaz de trabalhar com faixas de tensões entre 50 e 125 kVp, controle automático de exposição e possibilidade de congelamento da última imagem. Normalmente dispõe de pelo menos três modos de magnificação e dois modos de imagem: fluoro e aquisição digital, com diferentes frequências de pulsos. Alguns equipamentos têm incorporado um sistema dosimétrico do produto kerma-área (cGy, cm<sup>2</sup>). Geralmente oferecem a possibilidade de diferentes modos de taxa, denominados low, normal e high, ou baixa taxa e alta taxa, ou fluoro e fluoro+. No modo de alta taxa, deve se acionar um alarme sonoro durante a emissão da radiação. A mesa está montada sobre o piso no centro longitudinal da sala, e a sua rotação é possível mediante um único ponto situado no piso, para possibilitar diversos movimentos do arco em C.

## Controle da qualidade em radiologia intervencionista

### Caracterização do equipamento de raios X

O controle de qualidade é fundamental para o bom funcionamento de qualquer setor de hemodinâmica, tanto para a proteção de pacientes e profissionais quanto para a conservação do equipamento de raios X. Através do controle de qualidade, falhas do funcionamento são detectáveis antes que seja necessária uma intervenção.

A caracterização de um equipamento intervencionista compreende uma grande variedade de testes que devem ser realizados com diferentes periodicidades<sup>36,37</sup>. Devem ser realizadas medidas do equipamento radiológico, dos receptores de imagem, do sistema de registro de dados, dos sistemas de visualização da imagem (monitores) e dos instrumentos de medida. Isto para todos os modos de dose, para todos os modos de aquisição de imagem (fluoro, digital), para todas as possíveis magnificações, registrando todos os parâmetros relevantes (técnicas, distâncias, instrumentação, etc.) que possibilitem repetir o teste exatamente nas mesmas condições, e com instrumentos de medição calibrados e funcionando corretamente.

Avaliações mínimas do sistema tubo de raios X-gerador são: exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, reprodutibilidade e linearidade do rendimento do tubo, camada semi-redutora, compensação do CAB para diferentes espessuras e tensões. Na Figura 8 se mostra o processo de medição do rendimento do tubo de raios X. Deve-se medir a taxa de kerma no ar a 1 m do ponto focal variando a tensão, para todos os modos de magnificação e de taxa de dose do equipamento de raios X.



Os parâmetros dosimétricos, relacionados ao paciente, mais importantes de serem medidos são: taxa de kerma de entrada na superfície, máxima taxa de kerma de entrada na superfície e dose/imagem na entrada da superfície. Em relação ao intensificador de imagem: taxa de kerma no ar na entrada do II, dose/imagem na entrada do II e fator de conversão. Na Figura 9 apresenta-se um arranjo experimental que permite medir simultaneamente parâmetros relacionados à entrada do paciente, ao intensificador de imagem e aos aspectos de qualidade da imagem.

São utilizadas placas de PMMA para simular a presença de um paciente, a câmara de ionização é colocada sobre a mesa de exames, para medir a taxa de kerma de entrada e entre as placas é colocado um objeto de teste para avaliar a qualidade da imagem. As medições são repetidas para espessuras maiores de PMMA, podendo assim caracterizar o desempenho do equipamento em diferentes condições de funcionamento.

Medidas geométricas importantes são: mínima distância foco-pele, sistema de colimação, coincidência do campo de raios X e o receptor de imagem, tamanho do campo de entrada do II, distorção geométrica e distorção tipo S.

#### Avaliação da qualidade da imagem

Os aspectos mais relevantes que devem ser avaliados são o limite de resolução espacial de alto contraste e o limiar de sensibilidade a baixo contraste (avaliação do ruído). Para estas avaliações são utilizados objetos de teste específicos para tais fins (Figura 10).

#### Dosimetria de pacientes

As câmaras de ionização usadas em intervencionismo devem ter volumes entre  $3 \text{ cm}^3$  e  $60 \text{ cm}^3$  e paredes de material equivalente ao ar, de maneira que sua resposta energética seja substancialmente uniforme para todos os espectros de raios X diagnósticos. A corrente de fuga deve ser muito pequena em comparação à corrente de ionização produzida pela mínima taxa de dose a ser medida, e a resposta da câmara não deve ser afetada apreciavelmente pela recombinação de íons para altas taxas de dose. Sua calibração deve ser rastreada ao padrão primário nacional em kerma no ar, e sua incerteza não deve ultrapassar 10%, com um nível de confiança de 95% para as qualidades de raios X e taxas de doses encontradas em radiodiagnóstico. As câmaras de ionização, em particular as abertas, devem ser protegidas da umidade.

#### Medida do produto kerma-área, $P_{KA}$

O produto kerma-área é a grandeza mais adequada para medir o grau de exposição do paciente e para expressar os níveis de referência em intervencionismo. Em primeiro lugar porque a medida do  $P_{KA}$  é mais fácil e prática, visto que o exame é inteiramente registrado (em termos de exposição do paciente), há pouca interferência na realização do exame e não há necessidade de incomodar o paciente nem o médico com as medições. Em segundo lugar, o  $P_{KA}$  é uma grandeza mais relacionada com o risco de indução de



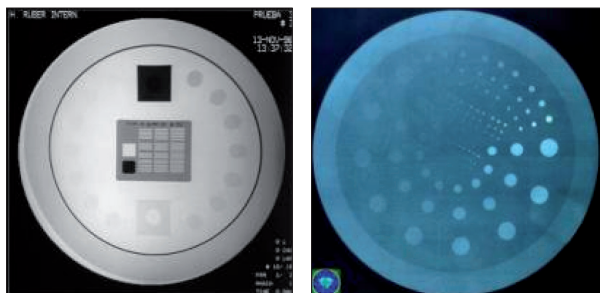
**Figura 8.** Posicionamento da câmara de ionização de referência para medir a taxa de kerma no ar, para diferentes kVp, a fim de determinar o rendimento do tubo de raios X.



**Figura 9.** Posicionamento da câmara de ionização de referência para medir a taxa de kerma de entrada (sobre a mesa, embaixo da lâmina de PMMA) e avaliar aspectos relacionados à qualidade da imagem com objeto de teste colocado entre as duas placas de PMMA.

efeitos estocásticos, porque considera, além da dose, a área irradiada (relacionada com o volume de tecido e os órgãos irradiados).

Uma câmara de ionização de transmissão, de placas paralelas com área suficiente para abranger o feixe de raios X, é colocada à saída do feixe após o colimador para monitorar a exposição total do paciente (Figura 11). A câmara é transparente à luz visível e sua resposta é proporcional à quantidade total de energia dirigida ao paciente durante a realização do procedimento<sup>23</sup>. A intensidade do feixe em um certo ponto da câmara de ionização é a quantidade de energia por segundo, que flui através da unidade de área de um plano perpendicular ao eixo do feixe. Se a intensidade é integrada sobre a área do feixe de raios



**Figura 10.** Imagens dos objetos de Leeds TOR(TVR) e T0.10 para avaliar resolução espacial e limiar de sensibilidade a baixo contraste.



**Figura 11.** Medidor de  $P_{KA}$  e câmara colocada na saída do tubo de raios X.

X e durante o tempo de irradiação, obtém-se o produto kerma-área. Já que a medida da quantidade de radiação pode ser feita às expensas da energia absorvida no detector, a medida do  $P_{KA}$  está diretamente relacionada com a energia absorvida pelo paciente, desprezando a atenuação do ar e considerando os correspondentes fatores de retroespalhamento. A câmara, ao integrar a dose sobre toda a área, compensa o efeito anódico (heel) no tubo de raios X e possíveis flutuações na linha de alimentação.

A câmara do medidor de  $P_{KA}$  é fixada ao colimador do tubo de raios X, e passa a ser parte do arranjo mecânico definido do equipamento de raios X. Dessa forma, o sistema câmara-eletrômetro não pode ser recalibrado em um laboratório de calibração, devendo ser recalibrado *in loco*. A cadeia de rastreabilidade é estabelecida pela calibração em kerma no ar do dosímetro de referência.

A recalibração do conjunto (câmara de ionização de transmissão+eletrômetro) consiste na estimativa do

verdadeiro valor do  $P_{KA}$  a partir da medida do kerma no ar, usando uma câmara de ionização de referência, e da medida da área irradiada em um filme exposto à mesma distância que a câmara. O produto desses valores medidos separadamente (kerma em cGy e área em  $\text{cm}^2$ ) é comparado à leitura fornecida pelo medidor de  $P_{KA}$  ( $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ). A partir desta comparação, um fator de recalibração pode ser calculado. Posteriormente, todas as medições de  $P_{KA}$  realizadas durante procedimentos com pacientes deverão ser multiplicadas pelo fator de recalibração encontrado.

#### **Máxima dose na entrada da pele (PSD)**

As medidas da máxima dose (kerma) na entrada da pele são necessárias nos procedimentos intervencionistas naqueles em que exista a possibilidade de acontecerem efeitos determinísticos. A PSD pode ser medida utilizando filmes radiocrômicos (Figura 12).

Os filmes radiocrômicos têm algumas vantagens: é possível identificar tamanho e distribuição dos campos irradiados e medir as intensidades das doses (uma vez que o filme tenha sido calibrado); o filme proporciona um registro quantitativo para o prontuário do paciente, além de orientações para planejar futuros procedimentos; permite implementar mecanismos de otimização, melhorando a técnica fluoroscópica e a segurança do paciente, etc.

#### **Dosimetria de profissionais**

Na RI, a avaliação das exposições dos profissionais é complicada, devido à complexidade inerente ao próprio procedimento<sup>38</sup>. Para cumprir com exigências legais, o profissional deve utilizar um monitor individual na altura do tórax, por fora do avental plumbífero. Em algumas situações, é utilizado o sistema de dupla monitoração (no pescoço, por fora do avental, e na cintura, embaixo do avental; ou no tórax, por fora do avental e no pulso esquerdo)<sup>2,39-41</sup>. No entanto, sabe-se que a irradiação do profissional em intervencionismo é fortemente não-homogênea. Atualmente, existe uma ampla discussão, no âmbito científico internacional, no sentido de encontrar um método de monitoração adequado para refletir de maneira mais realista o grau e distribuição da exposição dos profissionais que participam de procedimentos intervencionistas.

Em um único procedimento, o profissional pode receber até 2 mSv no cristalino; com três procedimentos por dia, é possível atingir 1.500 mSv/ano<sup>42</sup>. Se elementos de proteção não são utilizados, em quatro anos será possível que apareçam opacidades no cristalino<sup>43</sup>. Para quantificar a exposição de pontos determinados do corpo do profissional, podem ser usados os seguintes métodos:

- dosimetria termoluminescente (TLD): cristais termoluminescentes do tipo  $\text{LiF:Mg,Ti}$  (TLD 100) são separados em grupos de dois ou três, e embrulhados e identificados em pequenos badges. Em seguida, estes badges são colocados nos pontos do corpo dos profissionais que se deseja monitorar (Figura 13). Obviamente, os TLD são previamente selecionados, recebem os tratamentos térmicos pré- e pós-irradiação

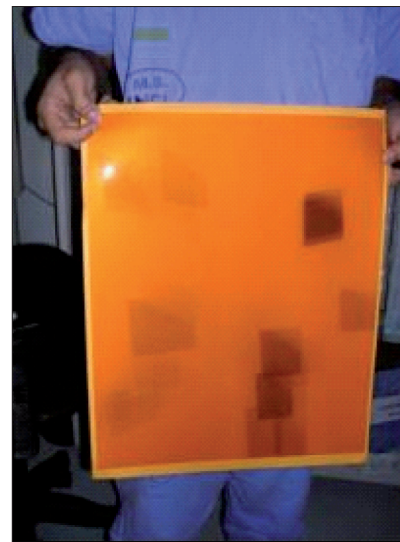
de acordo aos protocolos estabelecidos, e são calibrados na grandeza  $H_p(d)$ , com  $d$  podendo ser 0,07 mm (pele), 3 mm (cristalino) e 10 mm (dose profunda). Podem ser avaliadas doses por procedimentos individuais ou por determinados períodos, e por tipo de procedimento (angiografia, angioplastia, etc). O uso de TLD apresenta algumas desvantagens, tais como sensibilidade ao calor, limiar inferior de leitura da ordem de 0,1 mSv, fading quando de demoras na leitura, incapacidade de releitura;

- utilização de dosímetros eletrônicos: a tendência atual é a de utilizar dosímetros eletrônicos<sup>44</sup> (Figura 14). Algumas características são: insensibilidade ao calor, limiar inferior de leitura  $> 0,1$  mSv, dificuldade em calibrar, delicadeza, custo relativamente alto, necessidade de leitura semanal ou mensal para registrar os resultados. A preferência por estes dosímetros se deve ao fato de que a medição é fornecida em tempo real. Isto é de grande aplicação prática nos mecanismos de otimização;
- mapeamento da sala construindo curvas de isodoses: Sabe-se que em um sistema hemodinâmico, a distribuição da radiação espalhada é bastante complexa. Apesar de a lei do inverso do quadrado da distância ser válida, outros fatores interferem na atenuação da radiação, dificultando a estimativa dos valores das taxas de doses nos diferentes pontos dentro da sala. Uma maneira de quantificar os níveis de radiação consiste em medir as taxas de kerma no ar, em diferentes pontos e alturas dentro da sala (Figura 15). A partir das medições podem ser gerados mapas de isodoses, de modo que os profissionais podem conhecer com maior segurança os locais de melhor posicionamento;
- dosímetros ópticamente estimuláveis (OSD): também são utilizados para dosimetria pessoal, sendo algumas de suas vantagens a insensibilidade ao calor, o fornecimento de registros permanentes, o limite inferior de leitura da ordem de 0,01 mSv, a ausência de fading, etc.

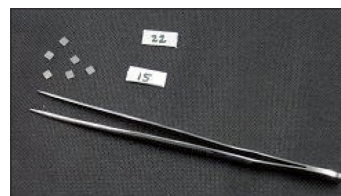
### Proteção radiológica de pacientes e profissionais

Em muitos países, a preocupação com os efeitos estocásticos e com as lesões observadas na pele tem resultado na procura pelo estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico<sup>20</sup> para pacientes submetidos a procedimentos de radiologia intervencionista, e também na elaboração de algumas recomendações para que estes procedimentos possam ser otimizados<sup>3,23</sup>.

Diversas medidas adotadas para proteção do paciente, consequentemente, protegem o profissional. Podemos mencionar: a redução dos tempos de fluoroscopia e de aquisição digital; a utilização de baixas taxas de dose; a menor frequência de pulsos; o uso de colimadores, filtros adicionais e congelamento da última imagem; o uso de



**Figura 12.** Colocação do filme radiocrômico antes da realização do procedimento e imagem obtida dos campos irradiados no paciente.



(Fotos: cortesia B. Dias Rodrigues).

**Figura 13.** Monitoração dos profissionais com TLD<sup>42</sup>



**Figura 14.** Monitoração dos profissionais com dosímetros eletrônicos nos pulsos e nas proximidades do cristalino<sup>43</sup>.

menores distâncias paciente-receptor de imagem, etc. Outras medidas, como a variação na angulação do tubo para não produzir lesões na pele, não necessariamente implicam uma maior proteção do profissional.

No caso dos profissionais, o uso de ferramentas de radioproteção e a aplicação de boas práticas podem diminuir os valores de dose efetiva assim como o risco de lesões no cristalino e na pele<sup>39,45</sup>. Alguns fatores operacionais e técnicos podem contribuir para o aumento da dose dos profissionais que executam procedimentos hemodinâmicos intervencionistas (tensão aplicada ao tubo, corrente elétrica no tubo, tempo de fluoroscopia, área irradiada, número de imagens, etc)<sup>46</sup>, se não são ajustados



Fotos: cortesia L. Silva Pereira

**Figura 15.** Procedimento de medição da radiação espalhada, com câmara de ionização de grande volume, em diferentes pontos da sala para a elaboração de curvas de isodoses.

corretamente ou se são usados adequadamente. A seguir discutem-se alguns desses fatores.

- Colimação: quanto maior é o volume irradiado do paciente, maior é a quantidade de radiação espalhada gerada. Havendo um aumento das dimensões do campo em um fator de 2, tanto o volume do tecido exposto como a intensidade da radiação espalhada estarão multiplicados aproximadamente por um fator 4;
- Corrente do tubo (mA): este fator é diretamente proporcional à quantidade de radiação emitida e, portanto, proporcional à radiação espalhada. Duplicar o mA implica dobrar a taxa de dose e a dose ao pessoal;
- Posicionamento do profissional em relação ao paciente e ao tubo de raios X: no caso particular de um sistema hemodinâmico, a distribuição de dose é bastante complexa. Apesar de a lei do inverso do quadrado da distância ser válida, outros fatores interferem na atenuação da radiação, dificultando a estimativa dos valores das taxas de doses nos diferentes pontos dentro da sala. Na Figura 16, apresenta-se um exemplo do comportamento das curvas de isodoses ao redor de um sistema hemodinâmico de arco em C<sup>31</sup>. Em relação ao paciente, quanto maior o seu volume, maior será a radiação espalhada que atingirá o profissional;

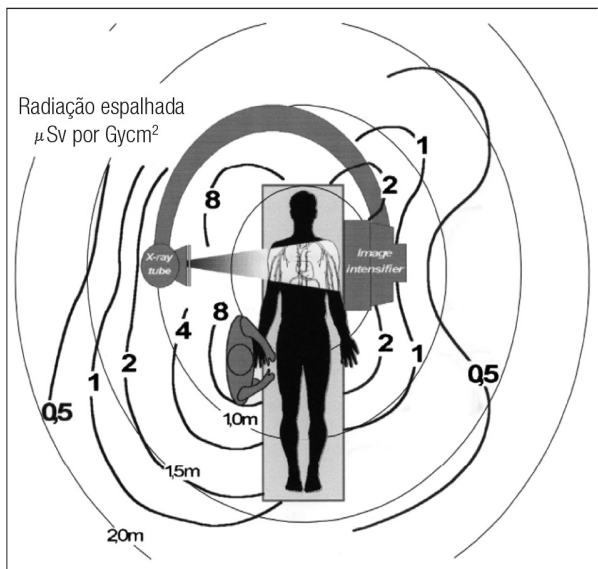


Figura 16. Perfil da radiação espalhada em um sistema hemodinâmico<sup>2</sup>.

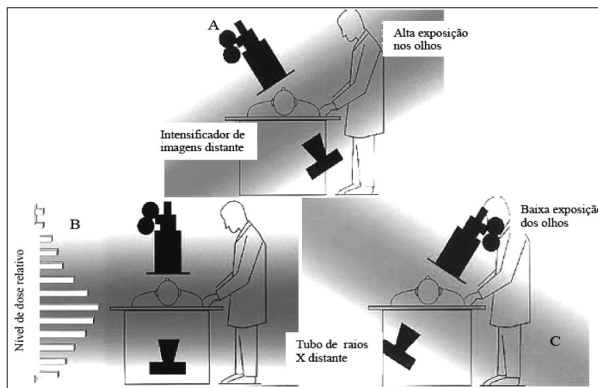


Figura 17. Diferentes incidências de um arco em C<sup>31</sup>.

- Angulação do arco em C: a modificação da posição do tubo de raios X durante o procedimento (Figura 17) influencia nos valores das doses equivalentes nas diferentes regiões do corpo do profissional. Diferentes angulações do arco em C podem modificar a taxa de dose espalhada em diferentes pontos dentro da sala. Isto se deve às grandes variações na taxa de dose nas proximidades do tubo de raios X (entre 4 e 8 mSv/h), e nas proximidades do intensificador de imagem (entre 0,4 e 0,8 mSv)<sup>47,48</sup>.

### Aspectos importantes para a proteção radiológica em cardiologia intervencionista: necessidade de treinamento

O documento mais recente da ICRP que trata sobre os riscos envolvidos na Radiologia Intervencionista, devido à sua crescente importância em termos da dose coletiva mundial, é a Publicação 85<sup>2</sup>. As doses ocupacionais em procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia

são as mais altas da Radiologia. O documento apresenta diversas patologias da pele e do olho (catarata) diagnosticadas em médicos intervencionistas, assim como recomendações para evitá-las e otimizar os procedimentos. O uso de equipamentos de proteção é indispensável. O uso de aventais de chumbo pode reduzir a 5% a dose dos profissionais na sala do exame, e devem ser usados por toda a equipe. Blindagens especiais devem ser colocadas entre o paciente e o médico. Para evitar o surgimento de catarata, os médicos devem usar óculos plumbíferos.

Além dos sistemas de proteção, é recomendável o uso de um sistema robusto e adequado de monitoração individual do pessoal de Cardiologia Intervencionista. Apenas um dosímetro, colocado por dentro ou fora do avental, nem sempre é suficiente para estimar adequadamente a dose efetiva ocupacional, devido à grande heterogeneidade do campo de radiação. Pode ser usado um dosímetro adicional na altura do pescoço, por fora do avental, para estimar a dose na cabeça (olhos). O NCRP<sup>31</sup> recomenda uma combinação linear da leitura destes dois dosímetros para uma melhor estimativa da dose efetiva. No Brasil, a Portaria 453<sup>28</sup> determina que o monitor individual deve ser usado por fora do avental, na parte mais exposta do tórax, estimando a dose nas partes não blindadas do corpo. Para fins de comparação com os limites de dose efetiva, seu valor nominal deve ser dividido por 10. Além disso, é recomendado que, caso as mãos recebam doses mais do que 10 vezes superiores ao valor medido por este dosímetro, sejam usados dosímetros adicionais de extremidades (anel ou pulseira).

Para garantir as menores doses ocupacionais possíveis em Cardiologia Intervencionista, é preciso otimizar a dose no paciente: menores doses nos pacientes geram menor quantidade de radiação espalhada. Para isto, é fundamental que todo o pessoal envolvido nos procedimentos tenha grande conhecimento e treinamento, não só na parte médica e técnica dos procedimentos e equipamentos, mas também sobre os conceitos de radioproteção. O estabelecimento de sistemas de controle de qualidade e níveis de referência também ajuda muito na manutenção de níveis adequados de proteção aos pacientes e profissionais, favorecendo a comparação entre diferentes serviços de saúde que executam os mesmos procedimentos. Analisando as causas de valores de doses muito diferentes entre si, ou muito maiores do que o nível de referência estabelecido, pode-se determinar qual a melhor maneira de otimizar o processo, tanto em sua fase de planejamento quanto de execução.

Os profissionais de Cardiologia Intervencionista precisam de sistemas de controle da qualidade que garantam a credibilidade do sistema de segurança e um sistema regulador adequado. A legislação de proteção radiológica deve contemplar os profissionais expostos, os pacientes, os equipamentos, as instalações e a capacitação. No Brasil, a Portaria 453/98/MS não diferencia aspectos relacionados à prática intervencionista. Internacionalmente, existem diversas recomendações para a proteção radiológica de pacientes e trabalhadores de RI.

## Referências

- Margulis AR. Interventional diagnostic radiology — a new subspecialty. *Am J Radiol*. 1967;99:671-762.
- International Commission on Radiation Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Publication 85, Annals of the ICRP. v. 30 n. 2. ICRP; Vienna 2000.
- Luz ES. Proteção radiológica em radiologia intervencionista: estudo de caso [dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia; 2004.
- Da Silva LP. Avaliação da exposição à radiação dos profissionais que executam procedimentos intervencionistas em um serviço de hemodinâmica [dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear; 2004.
- Peres da Silva L, Maurício CLP, Canevaro LV, Oliveira PS. Avaliação da exposição à radiação dos médicos que executam procedimentos hemodinâmicos intervencionistas. *Radiol Bras*. 2008;41(5):319-23.
- Bernardi G, Bar O, Jezewski T, Vañó E, Maccia C, Trianni A, et al. Quality criteria for cardiac images: an update. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;71(1-3):954-60.
- Vañó E, González L, Guibelalde E, Fernández JM, Ten JL. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol*. 1998;71(849):954-96.
- Trianni A, Bernardi G, Padovani R. Are new technologies always reducing patient doses in cardiac procedures? *Radiat Prot Dosimetry*. 2006;117(1-3):97-101.
- O'Brien B, Van der Putten W. Quantification of risk-benefit in interventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(1-3):59-62.
- Bahreini Toossi MT, Zare H, Bayani S, Esmaili S. Organ and effective doses of patients arising from coronary angiography and percutaneous transluminal coronary angioplasty at two hospitals in Mashhad-Iran. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;128(3):363-6.
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Sources and Effects of Ionising Radiation. v.2. UNSCEAR. Vienna; 2000.
- DATASUS. [On-line]. [citado 16 jan 2008]. Disponível em: [http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/cadernos/BR/Brasil\\_GeralBR.xls](http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/cadernos/BR/Brasil_GeralBR.xls).
- Food and Drug Administration. Avoidance of serious X ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically guided procedures. *Med Bull*. 1994;24(2):1-17.
- Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 1, characteristics of radiation injury. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177(1):3-11.
- Koenig TR, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 2, review of 73 cases and recommendations for minimizing dose delivered to patient. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;177(1):13-20.
- Koenig TR, Wagner LK, Mettler FA, Wolff D. Radiation Injury to the Skin Caused by Fluoroscopic Procedures: Lessons on Radiation Management [Internet]. The University of Texas Health Science Center at Houston. [cited 2009 Jul 20]. Available from: [www.uth.tmc.edu/radiology/exhibits/koenig\\_wagner/index.htm](http://www.uth.tmc.edu/radiology/exhibits/koenig_wagner/index.htm)
- Shope TB. Radiation induced skin injuries from fluoroscopy. *Radiographics*. 1996;16(5):1195-9.
- Archer BR, Wagner LK. Protecting patients by training physicians in fluoroscopic radiation management. *J Appl Clin Med Phys*. 2000;1(1):32-7.
- Radiological Society of North America. 2007 Syllabus: radiation biology for diagnostic and interventional radiologists. In: Hedrick WR, editor. 5th ed. Oak Brook, IL: RSNA; 2007.
- International Atomic Energy Agency. Establishing guidance levels in X ray guided medical interventional procedures: a pilot study. Safety Report Series, n. 59. Vienna: IAEA; 2009.
- International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Report Series, n. 457. Vienna: IAEA; 2007.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report, n. 74. Bethesda, MD: ICRU; 2006.
- Canevaro, LV. Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia: níveis de referencia de diagnóstico. [tese]. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2000.
- International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. : Pergamon Press; Vienna, 2007.
- Drexler G, Panzer W, Petoussi N, Zankl M. Effective dose — how effective for patients? *Radiat Env Biophys*. 1993;32(3):209-19.
- Tapiovaara M, Lakkisto M, Servomaa A. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations. Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety; 1997.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units used in radiation protection dosimetry. Report 51. Bethesda, MD: ICRU; 1993.
- Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria 453. Brasília, DF; 1998.
- Faulkner K, Marshall NW. The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions. *Health Phys*. 1993;64(5):502-8.
- Rauch PL, Strauss KJ. X-ray generators, tube, collimator, positioner, and table. In: Nickoloff EL, Strauss KJ, editors. Syllabus: a categorical course in diagnostic radiology physics — cardiac catheterization imaging. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 1998. p. 61-82.
- Sanchez MEG. Distribuição da taxa de kerma no ar em uma sala de hemodinâmica para projeções típicas de procedimentos de cardiologia intervencionista. [dissertação]. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear; 2007.
- Schueler BA. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents general overview of fluoroscopic imaging. *Radiographics*. 2000;20(4):1115-26.
- Krohmer JS. Radiography and fluoroscopy, 1920 to the present. *Radiographics*. 1989;9(6):1129-53.
- Pooley RA, McKinney JM, Miller DA. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: digital fluoroscopy. *Radiographics*. 2001;21(2):521-34.
- Bokou C, Schreiner-Karoussou A, Breisch R, Beissel J. Changing from image intensifier to flat detector technology for interventional cardiology procedures: a practical point of view. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(1-3):83-6.
- Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica. Protocolo español de control de calidad. Madrid; 2002.
- American Association of Physicist in Medicine. Cardiac catheterization equipment performance. AAPM Report n.70. Maryland, USA, 2001.
- Durán Reyes A. Intervenciones extracardiácas: como debemos protegernos de los rayos X. *Boletín Educativo ProEducar. SOLACI*. Febrero 2007; Volumen 3, Número 4. Disponível em: [http://www.solaci.org/archivos/boletines\\_educativos/2007/16feb2007\\_esp.pdf](http://www.solaci.org/archivos/boletines_educativos/2007/16feb2007_esp.pdf).
- Limacher MC, Douglas PS, Germano G, Laskey WK, Lindsay BD, McKetty MH, et al. ACC expert consensus document. Radiation safety in the practice of cardiology. American College of Cardiology. *J Am Coll Cardiol*. 1998;31(4):892-913.
- Järvinen H, Buls N, Clerinx P, Jansen J, Miljanić S, Nikodemová D, et al. Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(1-3):333-9.
- Jarvinen H, Buls N, Clerinx P, Miljanić S, Nikodemová D, Ranogajec-Komor M, et al. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;131(1):80-6.
- Lima ALS. Estudo dosimétrico de profissionais em cardiologia intervencionista [monografia]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2009.

43. Padovani R. Occupational exposures and protective devices. In: Course on radiation protection for interventional radiology and cardiology. Sófia, Bulgária; 2006.
44. Prlic I, Suric Mihic M, Vucic Z. Active electronic personal dosimeter in interventional radiology. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;132(3): 308-12.
45. Vañó E. Radiation exposure to cardiologists: how it could be reduced, *Heart*. 2003;89(10):1123-4.
46. Zakova M. Occupational exposure in angiography (Prague workplaces). *Radiat Prot Dosimetry*. 2001;94(1-2):129-32.
47. Vañó E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez JM, Ten JI. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol*. 1998;71(849):954-60.
48. Vañó E, Gonzalez L, Beneytez F, Moreno F. Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. *Br J Radiol*. 1998;71(847):728-33.