

### 3. Protecção Radiológica

A protecção radiológica tem como objectivo principal proteger os indivíduos e o ambiente de danos provocados pela exposição externa ou interna às radiações ionizantes. Para avaliar as doses de exposição à radiação foram desenvolvidos conceitos e grandezas dosimétricas específicas por duas entidades internacionais que cooperam entre si - a ICRU (*International Commission for Radiation Units and Measurements*) e a ICRP (*International Commission on Radiotition Protection*) (25).

As grandezas dosimétricas são utilizadas para descrever e quantificar a energia depositada por um feixe de radiação num determinado meio. A dosimetria das radiações ionizantes relaciona quantitativamente as medições realizadas num campo de radiação com as alterações físicas, químicas e biológicas produzidas num alvo por essa radiação. A dosimetria revela-se assim, essencial para quantificar a incidência das alterações biológicas em função da quantidade de radiação recebida (relação dose-efeito), monitorizar a exposição à radiação de indivíduos e realizar acções de vigilância ambiental (26).

Segundo as recomendações da ICRP, as grandezas dosimétricas estão divididas em três categorias distintas: grandezas físicas, grandezas de protecção e grandezas operacionais, cuja relação encontra-se esquematizada na Fig.3.1:

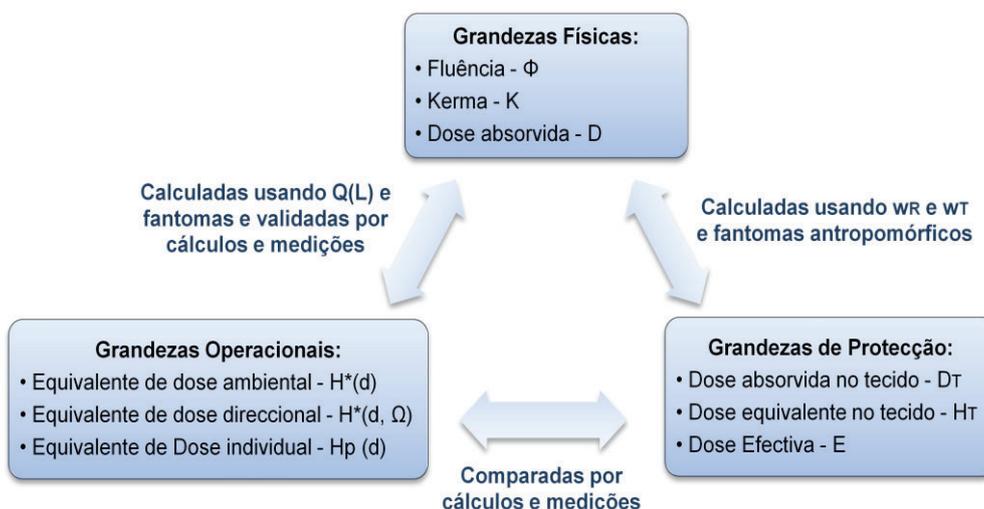


Fig. 3.1- Representação esquemática da relação existente entre as diferentes grandezas dosimétricas: grandezas físicas, grandezas de protecção e grandezas operacionais. Adaptado de (27).

---

### 3.1. Grandezas Físicas

Na dosimetria de radiações, a transferência de radiação electromagnética para um determinado meio ocorre em dois passos (26).

- **1ª fase** - transferência de energia dos fotões para os electrões atómicos, originando a sua libertação e conseqüente movimentação através da matéria. A energia cedida nesta etapa refere-se ao kerma (kinetic energy released to matter per unit mass).

- **2ª fase** - a energia cinética dos electrões atómicos é depositada ao longo do seu percurso, envolvendo várias excitações e ionizações dos átomos do meio. Nesta situação, a energia cedida diz respeito à dose absorvida.

#### 3.1.1 Fluência

A fluência é uma grandeza física que está associada aos campos de radiação externos. Para descrever um campo de radiação é necessário saber o tipo e o número de partículas,  $N$ , bem como as suas distribuições energéticas, espaciais, temporais e direccionais (25).

A fluência baseia-se então na contagem do número de partículas incidentes numa superfície. É definida como o quociente entre a variação do número de partículas,  $dN$ , que incidem numa superfície de secção de área  $dA$  e é expressa em  $m^{-2}$  (25):

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (\text{Equação 3.1})$$

A fluência por unidade de tempo,  $dt$ , chama-se taxa de fluência e vem em  $m^{-2}.s^{-1}$ :

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (\text{Equação 3.2})$$

#### 3.1.2 Kerma

A transferência de energia de partículas não carregadas (fotões e neutrões) para um determinado meio ocorre através da libertação e desaceleração de partículas secundárias na matéria (25).

O kerma,  $K$ , é o quociente entre  $dE_{tr}$  por  $dm$ , em que  $dE_{tr}$  corresponde à soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas libertadas dos átomos pela radiação ionizante sem carga, num elemento de massa  $dm$  de um determinado material. É dado pela seguinte expressão (25):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Equação 3.3})$$

A unidade SI do kerma é  $J.kg^{-1}$ , também denominado por Gray (Gy).

---

### 3.1.3 Dose Absorvida

A dose absorvida,  $D$ , é a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante num meio através de ionizações e excitações é expressa pelo seguinte quociente:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{Equação 3.4})$$

onde  $d\bar{\epsilon}$  é a energia média cedida pela radiação ionizante na unidade de massa,  $dm$ , do meio. A unidade utilizada no SI para a dose absorvida é o Gray (Gy) que é equivalente à quantidade de radiação que provoca a absorção de 1J por kg de matéria exposta à radiação, ou seja:  $1\text{Gy} = 1\text{ J.kg}^{-1}$  (28).

Também se define taxa de dose absorvida, que corresponde à variação da dose absorvida durante um intervalo de tempo  $dt$  (29):

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{Equação 3.5})$$

## 3.2. Grandezas de Protecção

Os efeitos biológicos causados pelas radiações ionizantes, que serão abordados no capítulo seguinte, podem ser estocásticos ou determinísticos. Para avaliar estes efeitos não basta conhecer a dose absorvida num determinado órgão. É importante saber o tipo e a energia da dose de radiação que causa esse efeito (através de factores de ponderação de radiação), pois a dose para provocar danos biológicos depende do tipo de radiação ionizante. É igualmente necessário conhecer a distribuição da dose no corpo (através de factores de ponderação para tecidos ou órgãos) (29).

### 3.2.1 Dose Equivalente

A dose equivalente,  $H_T$ , corresponde à dose absorvida ponderada por um factor relacionado com o tipo de radiação. A dose equivalente,  $H_T$ , no tecido biológico ou órgão T, é então definida por:

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (\text{Equação 3.6})$$

onde  $D_{T,R}$  é a dose média absorvida pelo tecido ou órgão específico, T, e  $w_R$  é o factor de ponderação para a radiação R. Quando o órgão ou o tecido biológico é irradiado por radiações de diversos tipos, a dose equivalente  $H_T$  vai ser obtida somando todas as contribuições das diferentes radiações (25; 28):

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{Equação 3.7})$$

Como  $w_R$  é adimensional, a unidade para a dose equivalente é a mesma da dose absorvida,  $J.kg^{-1}$ , também denominado por Siervert (Sv). Na Tabela 3.1 encontram-se representados os diferentes valores de  $w_R$  adoptados para os vários tipos de radiação, primeiro pela publicação 60 do ICRP (1991) e mais tarde pela publicação 103 do ICRP (2007) (25):

**Tabela 3.1 – Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes tipos de radiação, de acordo com (25).**

Tipo de Radiação		Factor de ponderação da radiação ( $w_R$ )	
		ICRP 60	ICRP 103
Fotões		1	1
Electrões e muões		1	1
Protões, excluindo protões de recuo, com energia > 2MeV		5	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e iões pesados		20	20
Neutrões	E < 10keV	5	Curva continua como função da energia dos neutrões.
	10keV < E < 100keV	10	
	100keV < E < 2MeV	20	
	2MeV < E < 20MeV	10	
	E > 20MeV	5	

### 3.2.2 Dose Eficaz

A probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos e a dose absorvida dependem do tipo de órgão ou tecido irradiado. Torna-se assim necessário definir outra grandeza, que expresse a combinação de diferentes doses equivalentes em diferentes tecidos, de modo que razoavelmente podem ser correlacionados com o efeito estocástico total (29).

A dose eficaz,  $E$ , também conhecida por dose efectiva, é a grandeza de protecção radiológica que tem em consideração as diferentes radiosensibilidades dos vários órgãos. A dose efectiva é calculada considerando a soma ponderada das doses equivalentes nos vários órgãos ou tecidos, de acordo com a seguinte equação (25; 28):

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (\text{Equação 3.8})$$

onde  $H_T$  representa a dose equivalente no tecido ou órgão, T, e  $w_T$  é o factor de ponderação para um determinado tecido ou órgão T. Estes factores de ponderação são independentes do tipo de radiação e da energia utilizada. A unidade para a dose equivalente é a mesma da dose absorvida,  $J.kg^{-1}$ , também designado por Siervert (Sv) (25; 28).

Na Tabela 3.2 estão descritos os valores de  $w_T$  para os diferentes tecidos biológicos, tanto para a ICRP 60 (1991) como a ICRP 103:

**Tabela 3.2 - Factores de ponderação recomendados pelo ICRP 60 e pelo ICRP 103 para os diferentes órgãos ou tecidos biológicos, de acordo com (25).**

Tecido ou órgão	Factor de ponderação para o tecido ou órgão ( $w_T$ )	
	ICRP 60	ICRP 103
Gónadas	0.20	0.08
Medula Óssea	0,12	0.12
Cólon	0,12	0.12
Pulmão	0,12	0.12
Estômago	0.12	0.12
Mama	0.05	0.12
Bexiga	0.05	0.04
Fígado	0.05	0.04
Esófago	0.05	0.04
Tiróide	0.05	0.04
Pele	0.01	0.01
Superfície do Osso	0.01	0.01
Cérebro	-----	0.01
Glândulas Salivares	-----	0.01
Restantes	0,05	0.12 <sup>(1)</sup>
Corpo todo	1.00	1.00

<sup>(1)</sup> Nos Restantes órgãos incluem-se glândulas supra-renais, região extra-torácica, vesícula biliar, coração, rins, gânglios linfáticos, músculo, mucosa oral, pâncreas, baço, timo, útero, próstata, intestino grosso superior e intestino delgado

Note-se que os valores de  $w_R$  e  $w_T$  sofreram mudanças ao longo dos anos devido à actualização do conhecimento sobre a interacção da radiação com a matéria e sobre a radiosensibilidade dos diferentes tecidos biológicos.

### 3.3. Grandezas Operacionais

As grandezas de protecção não são directamente mensuráveis, pelo que têm de ser estimadas através de outras grandezas que possam ser medidas – as grandezas operacionais, definidas pela ICRU (26).

---

Estas grandezas devem fornecer uma aproximação razoável à dose efectiva resultante de exposições a fontes externas, sendo utilizadas na monitorização individual e na monitorização de área (25). Para a monitorização individual, é utilizado o equivalente de dose individual,  $H_p(d)$ . Por sua vez, na monitorização de área, as grandezas usadas são o equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$  e o equivalente de dose direccional,  $H'(d)$ .

### 3.3.1 Grandezas operacionais para monitorização individual

Para a monitorização individual, devem ser utilizados instrumentos - dosímetros - de medidas metrologicamente confiáveis/sensíveis capazes de fornecer resultados dentro dos limites de incertezas aceitáveis. Desta forma, a exposição à radiação ionizante é controlada através de uso de equipamentos de monitorização de uso pessoal.

O equivalente de dose individual,  $H_p(d)$ , corresponde ao equivalente de dose no tecido mole, a uma profundidade  $d$ , no corpo humano, sob a posição específica em que o dosímetro é utilizado. A unidade é o  $J.kg^{-1}$  ou o  $Sv$  (26).

Para radiação pouco penetrante e de baixa energia, são utilizadas as profundidades de 0.07 mm, para se obter uma estimativa da dose equivalente na pele, e de 3 mm, para uma estimativa da dose equivalente no cristalino. O equivalente de dose individual é representado respectivamente por  $H_p(0,07)$  e  $H_p(3)$  (25)

Já para radiação de maior energia e fortemente penetrante, o equivalente de dose individual deve ser determinado à profundidade de 10 mm,  $H_p(10)$ , de forma a se estimar a dose efectiva,  $H_p(10)$  (25).

### 3.3.2 Grandezas operacionais para monitorização de área

Estas grandezas são definidas com base no valor do equivalente de dose num ponto de um fantoma simples, que simula a presença do corpo humano, conhecido como esfera ICRU (Fig.3.2). Esta é constituída por um material equivalente ao tecido mole humano, em termos de atenuação e absorção de radiação, com 30 cm de diâmetro e densidade de  $1 g.cm^{-3}$  (25; 26).

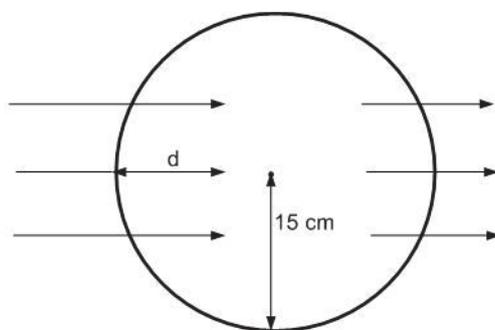


Fig. 3.2- Exemplo da medição do equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ , à profundidade  $d$ , na esfera ICRU de 30cm de diâmetro. Adaptado de (30).

O equivalente de dose ambiente,  $H^*(d)$ , num certo ponto de um campo de radiação, consiste no equivalente de dose originado pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera ICRU, à profundidade  $d$ , no raio oposto à direcção do campo alinhado. É expressa em Sv (2) (26).

O equivalente de dose direccional,  $H'(d, \Omega)$ , num determinado ponto de um campo de radiação, define-se como o equivalente de dose produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU, à profundidade  $d$ , num raio com uma direcção específica,  $\Omega$ . Esta grandeza vem também expressa em Sv (2) (26).

### 3.4. Grandezas e Parâmetros de dose relevantes para a CI

Para estimar a dose nos procedimentos fluoroscópicos de intervenção, são consideradas algumas grandezas e alguns parâmetros de dose específicos. Os locais em que estes são medidos encontram-se representados no esquema da Fig.3.3:

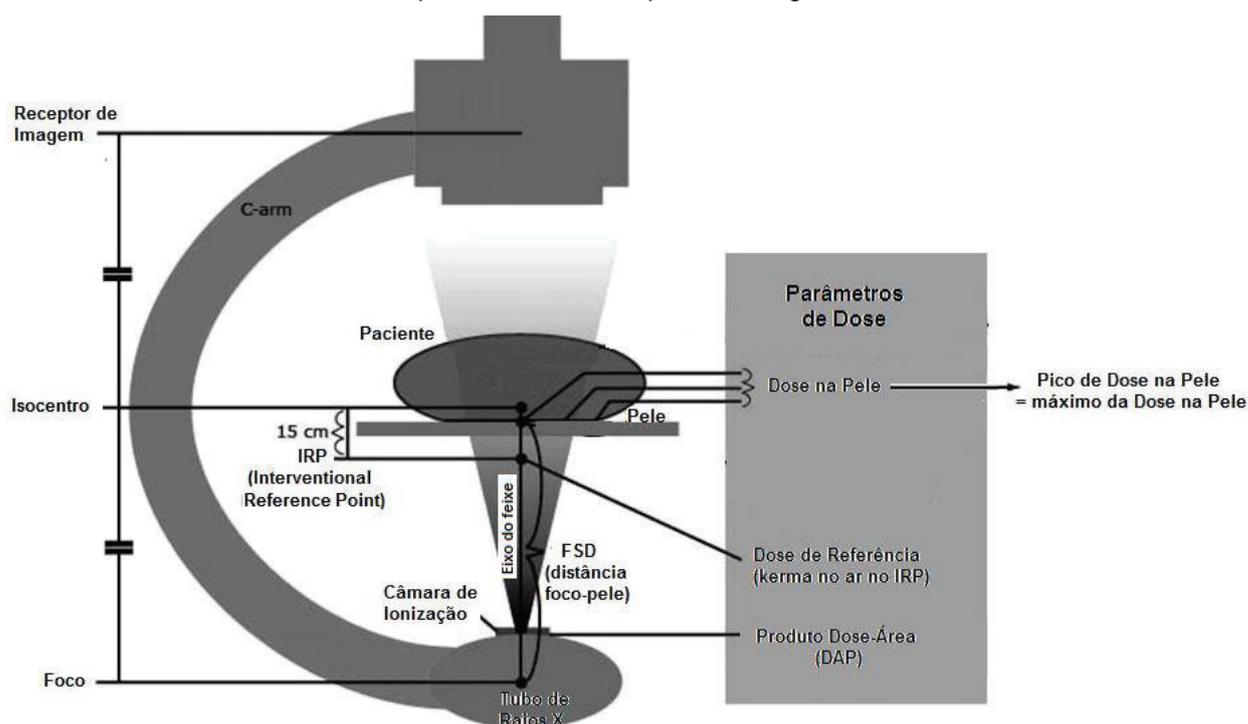


Fig. 3.3 Locais onde se realizam as medições dos parâmetros de dose relevantes para os procedimentos intervencionistas. Adaptado de (31).

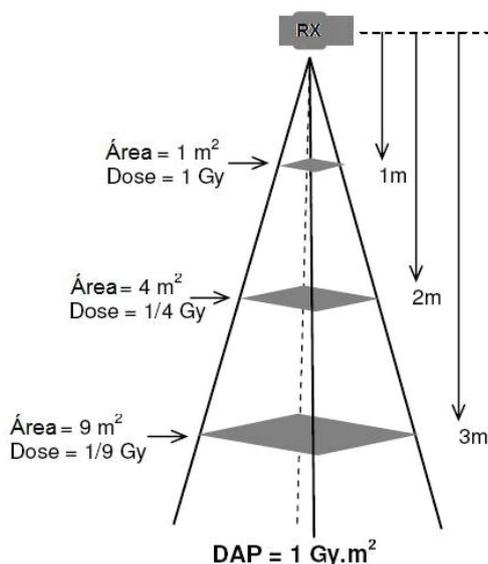
#### 3.4.1. Produto Dose-Área

O produto dose-área ou produto kerma-área (Dose-Area Product ou Kerma- Area Product – DAP/KAP) é a grandeza que mede a energia total dos raios X que saem da fonte de radiação. Para tal, é medida através de uma câmara de ionização, colocada à saída do tubo de

raios X, que nos sistemas de fluoroscopia actuais encontra-se incorporada no interior do equipamento (32).

O DAP corresponde à dose absorvida no ar, multiplicada pela área da secção recta do feixe de raios X, sendo expresso em  $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$  (24). O DAP acumulado durante um procedimento é a medida da quantidade de energia de raios X fornecida ao paciente. Esta grandeza permite estimar o risco de indução de efeitos biológicos (24; 32), concretamente de efeitos estocásticos, que serão abordados no capítulo seguinte da presente tese.

O valor de DAP não depende da distância entre o foco do tubo e a pele do paciente, pois embora a dose diminua com o aumento desta distância, a área do feixe aumenta (24). Esta relação pode ser observada na Fig.3.4.



**Fig. 3.4- Relação do DAP com a distância e a dose: o DAP mantém-se contante pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta. Adaptado de (3).**

### 3.4.2. Dose na Pele e Pico de Dose na Pele

A dose na pele (skin dose) mede-se em Gray (Gy) e define-se como a dose absorvida por uma região da pele do paciente, irradiada durante o procedimento. Contempla tanto a dose fornecida pelo feixe de radiação directa, como a dose resultante da radiação que é dispersa pelo paciente (7). Pode ser calculada a partir de factores de exposição, como o kVp dos raios X e o DAP (33).

O pico de dose na pele (maximum skin dose ou peak skin dose- PSD) é medido também em Gray (Gy) e corresponde à dose máxima absorvida por qualquer zona da pele do paciente (31). Quando o pico de dose na pele excede um determinado valor limiar de dose, surgem efeitos biológicos determinísticos a nível cutâneo (7), o que será abordado com algum detalhe no próximo capítulo do trabalho.

Até este momento, não existe nenhum equipamento de fluoroscopia capaz de calcular o pico de dose na pele, pelo que este só é possível determinar utilizando outros métodos que não fornecem este parâmetro de dose em tempo real (32).

### 3.4.3. Dose de Referência

A dose de referência, medida em Gray (Gy), refere-se ao kerma no ar acumulado ( $K_{ar}$ ) durante um procedimento, tipicamente medido no ponto de referência de intervenção (Interventional Reference Point- IRP). O IRP localiza-se no eixo do feixe de radiação, a 15cm do isocentro do lado do tubo de raios X, como se encontra na Fig.3.5 (24; 32; 31).

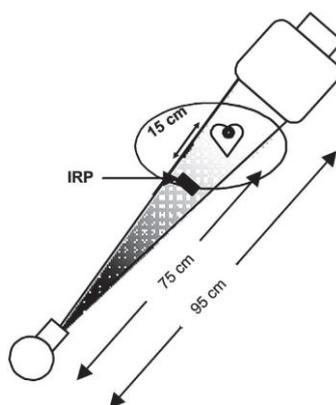


Fig. 3.5- Localização do ponto IRP, de acordo com (24).

O isocentro é definido relativamente ao equipamento de fluoroscopia, pelo que se move em relação ao paciente durante a realização dos exames de CI. Assim, a posição do IRP está normalmente próxima da pele do paciente, mas raramente coincide com a sua superfície (24; 32). Além disso, como feixe de raios X assume diversas direcções durante os procedimentos, são irradiadas diferentes zonas da pele do paciente (32).

Deste modo, a dose de referência corresponderá apenas a uma aproximação à dose de radiação total da pele e a sua interpretação deve ser realizada de forma cautelosa, pois os valores fornecidos pelos sistemas de fluoroscopia para a dose de referência têm um erro associado que pode sobrestimar em duas ou três vezes o valor real da dose total recebida pela pele do paciente (24; 32).

### 3.4.4. Tempo de Fluoroscopia

O tempo de fluoroscopia é medido em minutos (min) e corresponde ao tempo de procedimento durante o qual é usada a fluoroscopia, não incluído o tempo referente ao modo de fluorografia (31). Esta é uma medida de tempo e não de dose de radiação, na medida em que não inclui o efeito das taxas de dose de fluoroscopia nem a dose devida à aquisição de imagens, feita no modo cine (32).

---

A Sociedade de Radiologia de Intervenção (SRI) e a Sociedade Europeia de Radiologia referem que o tempo de fluoroscopia não deve ser usado para monitorizar a exposição do paciente (24).

### 3.5. Princípios da Protecção Radiológica

A protecção contra as radiações tem como objectivo principal fornecer um padrão adequado de segurança e protecção para a humanidade contra os efeitos nocivos das radiações ionizantes, sem limitar indevidamente as práticas benéficas que advém de tais exposições (34).

A exposição à radiação ionizante pode ter diferentes origens e justificações (34):

- **Exposição médica** - que se refere principalmente à exposição dos pacientes devido aos procedimentos de diagnóstico ou tratamentos a que são submetidos.

- **Exposição ocupacional** - que diz respeito à exposição a que os profissionais estão sujeitos no decorrer do seu trabalho.

- **Exposição dos membros do público** - que compreende todas as outras exposições dos membros do público que são susceptíveis ao controle humano.

A protecção radiológica baseia-se em três princípios fundamentais da protecção radiológica: o princípio da justificação, o princípio da optimização e o princípio da limitação de doses, os quais foram introduzidos pela Publicação 60 do ICRP. Os dois primeiros princípios aplicam-se a todas as situações de exposição, estando relacionadas com as fontes, e o terceiro princípio refere-se apenas ao indivíduo em situações de exposição planeada (32):

- **Princípio da justificação das práticas:** Afirma que qualquer decisão que altere a situação de exposição deve trazer mais benefícios do que riscos para os indivíduos expostos ou para a sociedade em geral (25).

- **Princípio da optimização:** Refere que a dose individual, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrerem exposições devem ser tão baixas quanto o razoavelmente possível, tal como afirma o conceito ALARA (*as low as reasonably achievable*), tendo em conta os agentes económicos e sociais que possam estar envolvidos (35). Existem três factores que influenciam a dose recebida pelos indivíduos sujeitos a exposições externas (28):

- **Tempo de exposição** – A dose absorvida é directamente proporcional ao tempo de exposição, isto é, a dose recebida é igual à taxa de dose emitida pela fonte multiplicada pelo tempo de exposição. Assim, quanto menor o tempo de permanência num campo de radiação, menor será a dose ocupacional.

- **Distância à fonte** – Caso se considere uma fonte como sendo pontual, verifica-se que a dose diminui proporcionalmente com o quadrado da distância - lei do inverso do quadrado da distância. Se a distância aumenta num factor de dois, a dose recebida

---

diminui por um factor de quatro. Por sua vez, se a distância aumenta em um factor de três, a dose absorvida é dividida por nove.

- **Blindagem** – A protecção dos indivíduos pode ser alcançada colocando materiais adequados (com elevado número atómico) entre a fonte de radiação e a pessoa. A atenuação da radiação através da blindagem apresenta uma relação exponencial, tendo em conta a espessura do material utilizado.

- **Princípio da limitação das doses:** A exposição dos indivíduos, que resulta de todas as práticas relevantes, deve ser sujeita a limites de dose de modo a assegurar que nenhum indivíduo seja exposto a riscos de radiação considerados inaceitáveis (35).

Este último princípio não é aplicável a exposições médicas resultantes de práticas autorizadas, como a RI e a CI. Para este tipo de procedimentos intervencionistas, os níveis de diagnóstico de referência (NDR) são considerados ferramentas úteis que ajudam no processo de optimização das doses de radiação que os pacientes recebem durante a realização destas intervenções.

Relativamente à utilização dos NDR nos exames de RI e CI, a Publicação 105 do ICRP afirma que: *“para os procedimentos intervencionistas guiados por fluoroscopia, os NDR, podem ser eventualmente usados para promover a gestão das doses recebidas pelos pacientes e evitar riscos biológicos estocásticos desnecessários. No entanto, a distribuição de doses dos pacientes observada é muito grande, mesmo para um protocolo especificado, pois a duração da exposição fluoroscópica e a complexidade do procedimento são fortemente dependentes das situações clínicas individuais. Uma possível abordagem é ter em consideração não só os aspectos clínicos e técnicos, mas também a ‘complexidade’ relativa do procedimento”* (36).

### 3.6. Protecção Radiológica em Portugal

A directiva 96/29/EURATOM da União Europeia (UE), que se refere às regras de segurança para a protecção da saúde dos trabalhadores e membros do público contra os perigos que advém da exposição à radiação, foi transposta para a legislação portuguesa através da publicação de vários decretos-lei, estando cada um relacionado com determinados aspectos da directiva:

- **Decreto-lei nº167/2002:** Aprova o regime jurídico do licenciamento e do funcionamento das entidades de prestação de serviços na área da protecção contra radiações ionizantes. Estabelece igualmente os requisitos técnicos respeitantes às actividades desenvolvidas por essas mesmas entidades (37).

- **Decreto-Lei nº180/2002:** Estabelece as normas relacionadas com a protecção da saúde das pessoas contra os perigos que advém das radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas, bem como os critérios de aceitabilidade que as instalações radiológicas devem observar quanto a planeamento, organização e funcionamento (38).

- **Decreto-lei nº222/2008:** Fixa as normas de segurança relativas à protecção sanitária da população e dos trabalhadores contra os perigos resultantes das radiações ionizantes e estipula os limites anuais de dose para profissionais expostos e membros do público, que vêm descritos na seguinte tabela (39):

**Tabela 3.3- Limites de dose estipulados pela legislação nacional para a exposição ocupacional e dos membros do público, de acordo com (39).**

Limites de dose em Portugal e recomendados pela ICRP 103		
Tipo de Exposição	Ocupacional (mSv/ano)	Público (mSv/ano)
Dose Efectiva	20 <sup>(1)</sup>	1
Dose equivalente	Cristalino	150 <sup>(2)</sup>
	Pele	500
	Extremidades <sup>(3)</sup>	500

<sup>(1)</sup> Em 5 anos, E=100mSv, no entanto, não podem ser excedidos num ano 50 mSv.

<sup>(2)</sup> Novo limite proposto pelo ICRP para dose equivalente no cristalino: 20mSv (40).

<sup>(3)</sup> Mãos, antebraços, pés e tornozelos

Os trabalhadores expostos são todos os indivíduos que devido às actividades profissionais que exercem podem ser submetidos a exposições susceptíveis de resultar numa dose superior aos limites estabelecidos para os membros do público. Os trabalhadores expostos são classificados em duas categorias (39):

- **Categoria A:** Todos os profissionais que são susceptíveis de receber uma dose efectiva superior a 6mSv/ano, ou uma dose equivalente superior a três décimas de um dos limites anuais de exposição. Neste grupo também se inserem os aprendizes e estudantes com idade igual ou superior a 18 anos.

- **Categoria B:** Restantes trabalhadores expostos que não são classificados como sendo de categoria A e aprendizes e estudantes com idade entre os 16 e 18 anos.

O decreto-lei nº167/2002 refere um aspecto ao qual deve ser dada especial atenção quando se fala em exposição ocupacional: se a dose efectiva correspondente ao período de vigilância ultrapassa os 2mSv ou se a dose equivalente recebida por um órgão ou tecido excede os 10mSv, a empresa prestadora de serviços de dosimetria individual é obrigada a comunicar à Direcção Geral de Saúde (DGS) e à instituição onde o indivíduo exerce a sua actividade profissional. Este decreto-lei estipula também a criação de uma base de dados que constitui o registo central das doses acumuladas pelas pessoas expostas às radiações ionizantes, no exercício da sua profissão. A sua manutenção e actualização são da responsabilidade do Instituto Tecnológico e Nuclear (ITN) (37).

No caso da trabalhadora grávida, terão que ser tomadas medidas para que a dose equivalente recebida pela criança em gestação não exceda 1mSv durante a gravidez. Porém, a

legislação nacional apresenta uma contradição relativamente a uma trabalhadora grávida exposta a radiações ionizantes:

- **Decreto-lei nº222/2008** – afirma que a dose equivalente recebida pela criança em gestação não deverá exceder 1mSv durante o período da gravidez (o nascituro é tratado como um membro do público) (39).

- **Lei nº102/2009** – proíbe a trabalhadora grávida e lactante de realizar actividades em que esteja ou possa estar exposta a agentes físicos como as radiações ionizantes (41).

### 3.7. Protecção Radiológica Ocupacional dos Profissionais em CI

As doses recebidas pelos profissionais que realizam procedimentos de CI estão directamente relacionadas com as doses recebidas pelos pacientes. Estes são a principal fonte de radiação dispersa, sendo esta a maior responsável pelas doses recebidas pelos trabalhadores expostos (10; 19).

A magnitude da radiação dispersa depende da dose de radiação recebida pelo paciente. Assim, o campo da radiação existente em redor da mesa de pacientes não é uniforme, pelo que o posicionamento dos profissionais relativamente a este e ao equipamento fluoroscópico é um factor a ter em conta no que respeita à diminuição das doses ocupacionais (10; 19). Desta forma, todas as medidas de protecção que sejam adoptadas para reduzir a dose no paciente, também permitem diminuir as doses dos profissionais (19).

#### 3.7.1. Factores que influenciam a dose recebida pelos profissionais

Existem alguns factores aos quais os profissionais deverão ter particular atenção, na medida em que afectam as suas doses ocupacionais:

- **Distância à fonte de radiação:** A taxa de dose produzida por uma fonte diminui à medida que nos afastamos dela.

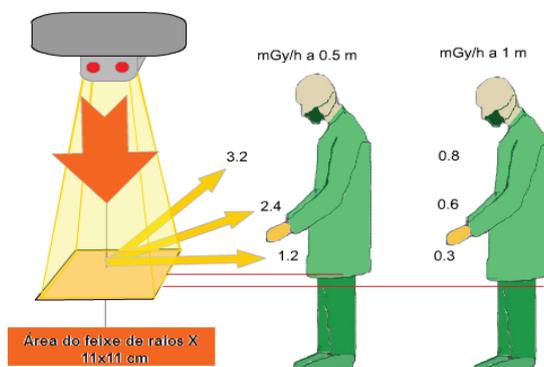
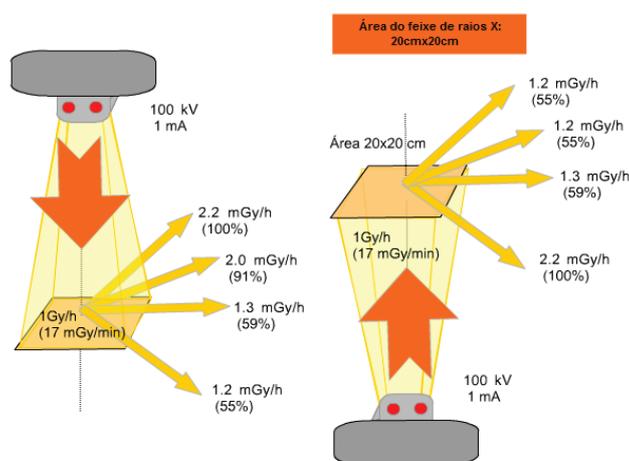


Fig. 3.6- Radiação dispersa gerada por um feixe de raios X (área 11cmX11cm) a 100kV e 1mA: quanto maior é a distância em relação ao paciente, menor é a taxa de dose recebida pelo profissional. Adaptado de (19).

A maior parte da dose que o profissional recebe vem da radiação dispersa gerada pelo paciente, que não é uma fonte pontual. Porém, para distâncias suficientemente grandes, existe um bom ajuste com a lei do inverso do quadrado da distância (Fig.3.6) (19).

- **Geometria tubo de raios X- mesa de pacientes:** Para diminuir a dose ocupacional, em específico a nível do cristalino e da tiróide, devem-se considerar algumas geometrias no equipamento fluoroscópico, nomeadamente a colocação do receptor de imagem por cima da mesa de pacientes e o tubo de raios X por baixo desta (Fig.3.7). Esta configuração permite reduzir as doses ocupacionais num factor de três e permite diminuir o risco de lesões no cristalino, quando comparada com a configuração em que o tubo de raios X se encontra por cima da mesa (19).



**Fig. 3.7- Influência da posição do tubo de raios X relativamente à mesa de pacientes. Adaptado de (19).**

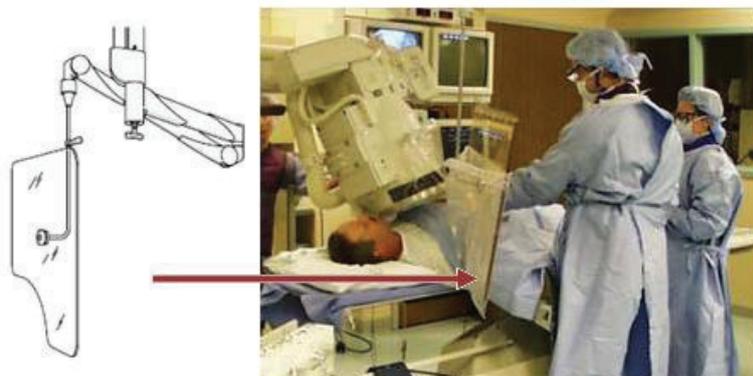
Quando numa determinada projecção o tubo de raios X se aproxima do plano horizontal, os profissionais deverão situar-se, sempre que possível, do lado do receptor de imagem, pois do lado da fonte a dose ocupacional poderá aumentar devido à dispersão provocada pelo paciente (19).

- **Tempo de exposição:** A dose recebida por radiação externa é directamente proporcional ao tempo de exposição. Em CI, como as intervenções realizadas são complexas, usam-se normalmente tempos de emissão de raios X elevados. No entanto, o treino e a prática dos operadores na realização dos procedimentos de CI, bem como os seus conhecimentos sobre o equipamento e as técnicas de diagnóstico permitem diminuir consideravelmente os tempos de exposição e, conseqüentemente, a dose (19).

- **Blindagem:** Nos procedimentos de CI, a blindagem é usada nas salas de cateterismo cardíaco, sob a forma de barreiras de protecção (protecção de tecto suspensa e protecção lateral da mesa de pacientes) e sob a forma equipamentos de protecção individual (EPI) (avental ou configuração colete/saia, colar protector de tiróide, luvas e óculos plumbíferos):

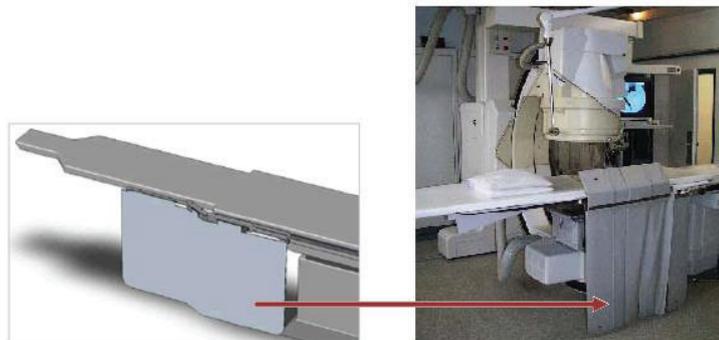
---

- **Protecção de tecto suspensa** - Consiste num acrílico transparente, com uma determinada espessura de equivalente de chumbo (Pb), que deve ser colocado o mais próximo possível do doente, já que este é a fonte de radiação dispersa para o operador (Fig.3.8). Quando utilizada de forma correcta, esta protecção permite reduzir a dose no cristalino (até 6 a 7 vezes, na configuração em que o tubo está por cima da mesa) e proteger a parte superior do corpo do operador (9; 42).



**Fig. 3.8- Exemplo da colocação da protecção de tecto suspensa durante a realização de um procedimento de CI. Adaptado de (18; 19).**

- **Protecção lateral da mesa de pacientes** - É um biombo flexível (Fig.3.9) que possui uma determinada espessura de Pb e reduz entre 2 a 5 vezes as doses recebidas a nível dos membros inferiores dos operadores, quando o tubo se encontra por baixo da mesa. Porém, a sua utilização pode por vezes ser dificultada quando usadas algumas angulações do arco em C (9; 42).



**Fig. 3.9 - Representação da protecção lateral da mesa de pacientes. Adaptado de (18; 19).**

- **Avental ou colete/saia** – Se apresentarem um equivalente de 0,5mm Pb, estes EPI's podem atenuar até cerca de 95% da radiação dispersa, tendo em conta as energias dos raios X usadas em procedimentos intervencionistas (4; 9). Os aventais, as saias e os coletes plumbíferos (Fig.3.10) devem ser alvos de uma inspecção diária ou

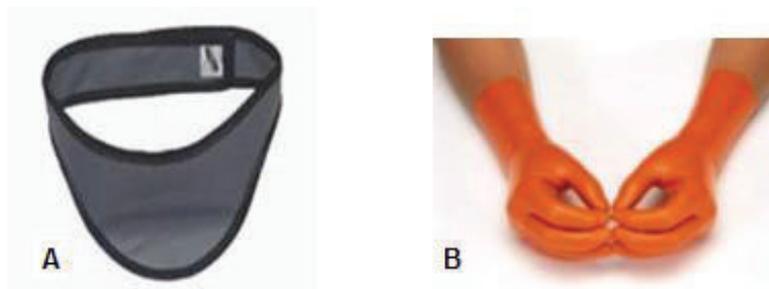
semanal, para averiguar a existência de defeitos, devendo ainda ser examinados fluoroscopicamente, de forma anual (4).



**Fig. 3.10- Exemplo de um avental plumbífero (A) e da configuração colete/saia (B) utilizados pelos profissionais que realizam procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19).**

- **Protector de tiróide** – Pode reduzir a dose recebida pelos profissionais num factor entre 1,5 e 3, quando usado juntamente com um avental (ou colete/saia) que tenha um equivalente de 0,35mm Pb (Fig.3.11-A) (19).

- **Luvas plumbíferas** – As luvas plumbíferas do tipo cirúrgicas (Fig. 3.11-B) com um equivalente de 0,02mm Pb podem diminuir a dose nas mãos em cerca de 15-20% (43). Estas devem ser usadas para proteger as mãos dos profissionais da radiação dispersa, originada a partir da interacção do feixe de raios X primário com o paciente. Não se devem utilizar quando as mãos dos operadores estão na direcção do feixe primário, pois o próprio controlo de exposição automático do equipamento vai aumentar a taxa de dose, para que os raios X penetrem a barreira de Pb das luvas, o que leva a doses maiores nas extremidades (4; 9). As desvantagens apontadas a este equipamento de protecção são essencialmente os custos elevados e a perda de sensibilidade, o que dificulta a manipulação dos cateteres (9).



**Fig. 3.11- Exemplos de EPI's: A- Colar protector de tiróide usado no pescoço pelos profissionais; B- Luvas cirúrgicas plumbíferas usadas pelos operadores nos procedimentos intervencionistas. Adaptado de (19).**

• **Óculos plumbíferos** – A sua utilização permite atenuar entre 35% a 95% da radiação dispersa. A dimensão das lentes, a presença ou ausência de protecção lateral nos óculos (Fig.3.12) e o posicionamento dos operadores na sala durante o exame justificam a vasta gama de atenuações (9). Embora sejam caros e causem algum desconforto devido ao seu peso, estes óculos contribuem para uma protecção eficaz do cristalino, caso apresentem protecção lateral adicional e as suas lentes contenham no mínimo um equivalente de 0.25mm Pb (4; 44).

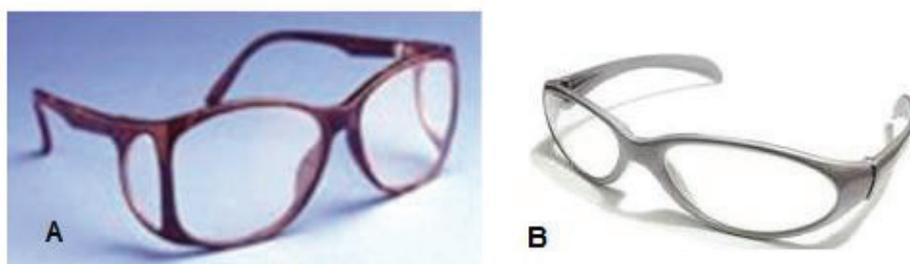


Fig. 3.12- Exemplo de óculos plumbíferos: com protecção lateral (A) e sem protecção lateral (B). Adaptado de (42).

- **Acesso arterial:** A escolha do acesso arterial para a realização das intervenções influencia a dose ocupacional, pois a posição dos operadores relativamente ao paciente varia. O acesso radial, quando comparado com o femoral, requer uma maior proximidade do cardiologista ao feixe de raios X, pelo que as suas mãos estão expostas, em média, a um maior nível de radiação dispersa, como ilustra a Fig.3.13. A grande vantagem do acesso radial é que permite uma rápida recuperação dos pacientes (43).

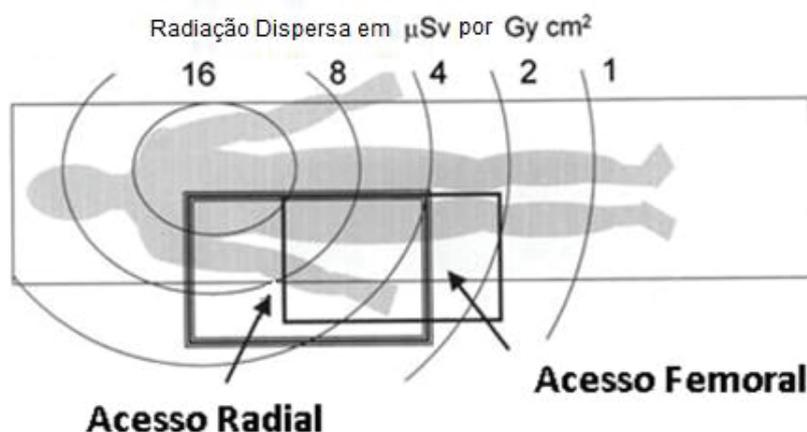


Fig. 3.13- Zona de posicionamento das mãos dos operadores no acesso radial e femoral. Adaptado de (45).

## 3.8. Protecção Radiológica dos Pacientes em CI

### 3.8.1. Factores que influenciam a dose recebida pelos pacientes

Durante a realização de procedimentos cardiovasculares invasivos existem alguns factores que afectam a dose recebida pelo paciente (46):

- **Tamanho do paciente:** Quanto maior for o índice de massa corporal do paciente, maior é a atenuação do feixe, sendo por isso necessário aumentar a tensão e a intensidade da corrente, o que consequentemente aumenta a dose do paciente. A radiação dispersa também aumenta e, para que a qualidade de imagem se mantenha aceitável, são necessárias taxas de dose mais elevadas. A maioria dos equipamentos usados em CI possui um sistema de controlo de exposição automático que otimiza as condições de exposição em função da espessura do paciente (46).

- **Complexidade dos procedimentos:** Existem algumas situações em que a dose do paciente é superior a determinados valores descritos na literatura como sendo usuais, sem que para isso exista alguma anomalia no equipamento ou no protocolo clínico. A complexidade que alguns procedimentos de CI apresentam, pode obrigar a um aumento do tempo do exame, o que resulta num aumento do tempo de fluoroscopia e do número de imagens adquiridas e que, consequentemente, aumenta a dose do paciente (46).

- **Geometria do receptor de imagem-paciente:** O operador deve posicionar o receptor de imagem tão próximo do paciente quanto o possível, como mostra a Fig.3.14. Assim, reduz-se a dose na pele do paciente (dose de entrada), devido à lei do inverso do quadrado da distância, que se aplica directamente ao feixe de raios X. Deste modo, para minimizar a dose do paciente, a distância do foco do tubo de raios X à pele (focus-skin distance - FSD) deve ser máximo enquanto a distância receptor-paciente deve ser mínima (46).

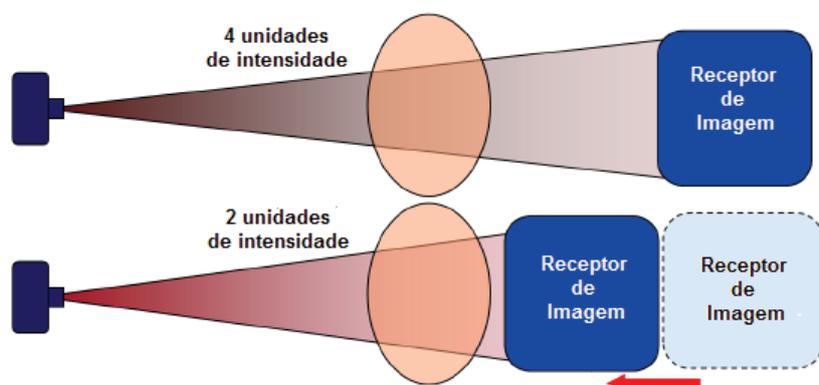


Fig. 3.14- Distância receptor de imagem-paciente: ao se minimizar a distância existente entre o receptor de imagem e o paciente, a dose de entrada diminui. Adaptado de (47).

- **Projeções usadas para direccionar o feixe de raios X:** Nas projecções laterais e oblíquas, a distância FSD é menor do que nas projecções PA, e por esse motivo a dose na pele dos pacientes é maior. Como se observa na Fig.3.15, o diâmetro do paciente ( $h$ ) também é maior nas projecções oblíquas e laterais, pelo que são necessárias taxas de dose mais elevadas para que o feixe penetre as diferentes estruturas anatómicas do paciente. Deste modo, nos procedimentos de intervenção mais demorados, é importante evitar a exposição dos mesmos locais da pele do paciente, devendo-se alterar, sempre que possível, a direcção de orientação dos raios X (46).

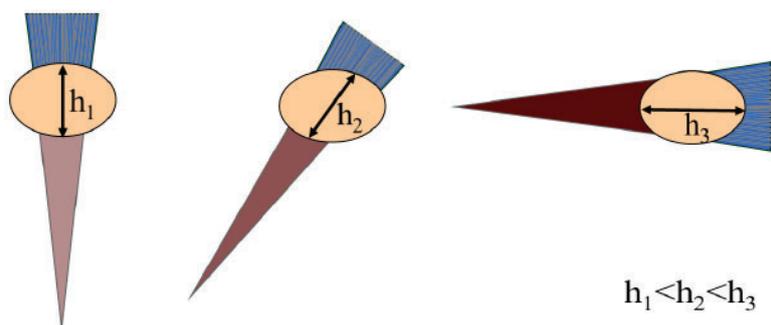


Fig. 3.15- Diferentes diâmetros  $h$  para o paciente:  $h_1$  na projecção PA,  $h_2$  na projecção oblíqua e  $h_3$  na projecção lateral. Adaptado de (47).

- **Fluoroscopia pulsada:** Este modo de emissão permite reduzir a exposição dos pacientes, pois são emitidos uma série de pulsos de raios X de curta duração (Fig.3.16). Quanto menor a taxa de aquisição de imagens por segundo, menor será a dose recebida pelo paciente (46).

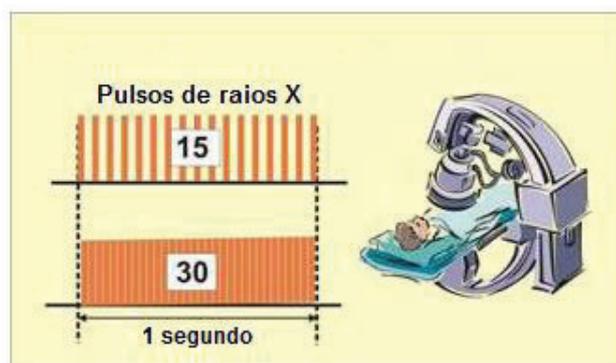


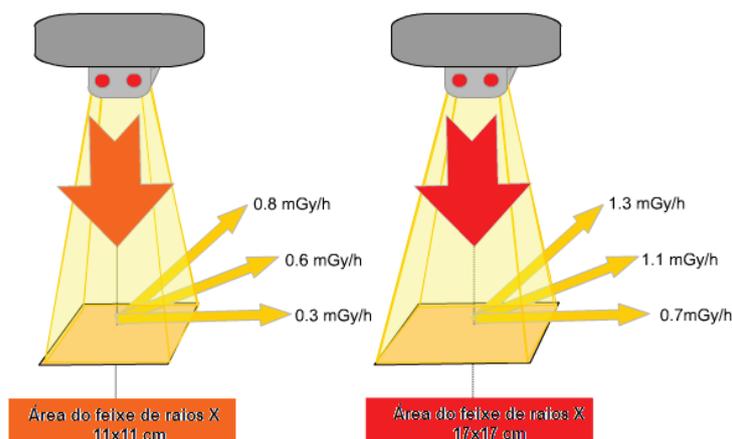
Fig. 3.16- Exemplo de diferentes taxas de aquisição de imagens: deve-se utilizar a fluoroscopia pulsada com a taxa de aquisição mais baixa possível que permita obter imagens sem perder a qualidade diagnóstica e prognóstica. Adaptado de (47).

- **Intensidade da corrente do tubo de raios X:** Controla a quantidade de radiação emitida por segundo. O aumento da intensidade da corrente conduz a um aumento proporcional na taxa de dose de radiação emitida pelo tubo. Logo, a exposição a que o

paciente está sujeito é maior, sendo igualmente registado um aumento do brilho das imagens mostradas no monitor (46).

- **Energia do feixe de raios X:** A dose no paciente pode ser reduzida usando-se no equipamento de fluoroscopia tensões mais elevadas, que permitem usar correntes menores. A tensão de pico aplicada ao tubo determina o poder de penetração do feixe de raios X, pois quanto maior for a capacidade de penetração da radiação, há um número maior de fótons que atravessa o paciente e alcança o receptor de imagem. O efeito negativo dos valores de tensão mais elevados refere-se à perda de contraste em imagens de tecidos biológicos que apresentem densidades semelhantes (46).

- **Colimação do feixe de raios X:** Os colimadores mantêm o tamanho do campo de radiação o mais pequeno possível, de forma a visualizar a zona anatómica de interesse. O uso correcto do sistema de colimação permite obter reduções significativas da dose tanto do paciente como do profissional. A diminuição do tamanho do campo reduz a quantidade de radiação dispersa que alcança o receptor de imagem, melhorando também assim a qualidade das imagens (19, 46).



**Fig. 3.17- Radiação dispersa gerada por dois feixes de raios X, com tamanhos diferentes, a 100kV e 1mA: quanto maior é a área de interacção, maior é a radiação dispersa e portanto maior é a dose recebida pelo profissional e pelo paciente. Adaptado de (19).**

Tal como mostra a Fig.3.17, afastando-se os colimadores, consegue-se ter uma maior área de irradiação, o que implica um aumento da radiação dispersa. Aumentando o campo de radiação em um factor de dois, tanto a área de tecido exposto, como a radiação dispersa aumentam cerca de um factor de quatro.

- **Magnificação:** O uso de magnificação aumenta a dose recebida pelo paciente, na medida em implica uma diminuição da zona irradiada. Esta redução faz com que haja um menor número de fótons raios X a atingir o receptor de imagem. Logo, o sistema de controlo de exposição automático compensa esta diminuição fornecendo ao paciente uma dose superior.

## 4. Efeitos Biológicos da Radiação

Os procedimentos de fluoroscopia na área da CI são, por norma, complexos e podem envolver doses de radiação relativamente elevadas tanto para os profissionais de hemodinâmica como para os pacientes. Este é um motivo de preocupação crescente, já que a exposição às radiações ionizantes está associada a efeitos prejudiciais para a saúde (9; 10).

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes em tecido vivo dependem da dose absorvida, do tipo de radiação e respectivo espectro de energia, do número total de células irradiadas e das diferentes respostas biológicas para os diferentes tecidos (26).



Fig. 4.1 - Desenvolvimento dos efeitos biológicos da radiação ionizante, produzidos a nível celular. Adaptado de (48).

---

No esquema da Fig.4.1 encontram-se representados os possíveis efeitos biológicos da radiação nas células. O desenvolvimento destes efeitos inicia-se com os processos físicos de absorção de energia nos tecidos biológicos, resultando em ionizações que causam alterações a nível molecular, mais concretamente modificações no DNA do núcleo celular. Após a irradiação, a célula pode simplesmente morrer ou pode ficar danificada. Caso um elevado número de células de um tecido não sobreviva, pode ocorrer a perda de função de um órgão ou tecido, que é tanto maior quanto mais células forem afectadas. Se a célula apresenta danos, são accionados os mecanismos naturais de reparação celular que corrigem estas lesões e a probabilidade da reparação ser bem sucedida depende da extensão e localização da lesão. Como nem todos os mecanismos de reparação funcionam correctamente, a célula pode começar a operar de forma anómala, surgindo clones de células modificadas. Nem todas as células são igualmente propensas a apresentar danos provocadas pela radiação, pois quanto mais activamente reprodutiva é a célula, mais sensível é à lesão (26; 28).

#### **4.1. Efeitos Determinísticos e Efeitos Estocásticos**

Os efeitos de saúde mais adversos que resultam da exposição à radiação podem ser agrupados em duas categorias (25):

- Efeitos determinísticos, que se devem maioritariamente à morte e/ou mau funcionamento de células após doses de radiação elevadas.

- Efeitos estocásticos, que envolvem não só o aparecimento de cancro no indivíduo exposto, devido a lesões e mutações das células somáticas, mas também a transmissão de doenças hereditárias, caso as células germinativas do indivíduo sejam afectadas.

Os efeitos determinísticos são aqueles que apresentam uma clara relação causal entre a dose e o efeito provocado. São efeitos somáticos, na medida em que se manifestam apenas no indivíduo exposto e surgem como consequência da morte colectiva de um número significativo de células no tecido irradiado. Existe um limite de dose de radiação abaixo do qual nenhum efeito é observado, pelo que a incidência e severidade da lesão aumentam com a dose recebida. Lesões cutâneas, fibrose, anemias, esterilidade, queda de cabelo, cataratas oculares e danos nas células hematopoiéticas são exemplos típicos de efeitos determinísticos, cujo aparecimento pode ser imediato ou tardio (25; 26; 28).

Por sua vez, os efeitos estocásticos devem-se a alterações no material genético que podem ocorrer para baixas doses ou baixas taxas de dose. A lesão de uma única célula é suficiente para produzir o efeito, podendo este ser somático (aumento do risco de cancro alguns anos após a exposição) ou hereditário (doenças hereditárias nas gerações seguintes). Os efeitos estocásticos são de natureza probabilística pois o aumento da dose não aumenta a gravidade dos danos, mas sim a probabilidade de ocorrerem. Estes efeitos surgem tardiamente sob a forma de carcinogénese, como leucemias e anomalias hereditárias (25; 26; 28).