



Universidade Atlântica – Escola Superior de Saúde Atlântica
Licenciatura em Radiologia – 4º Ano Lectivo

Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiográficos de Neurorradiologia

Unidade Curricular de Investigação Aplicada
Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por:

Rute Filipa Neves Correia Alves

Orientador Interno:

Doutora Sandra Tecelão

Orientadores Externos:

Doutor João Alves

Mestre Miguel Pereira

Mestre Margarida Monteiro

Barcarena, Julho de 2012



Universidade Atlântica – Escola Superior de Saúde Atlântica

Licenciatura em Radiologia – 4º Ano Lectivo

ii

Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiográficos de Neurorradiologia

Unidade Curricular de Investigação Aplicada

Projecto Final de Licenciatura

Elaborado por:

Rute Filipa Neves Correia Alves

Orientador Interno:

Doutora Sandra Tecelão

Orientadores Externos:

Doutor João Alves

Mestre Miguel Pereira

Mestre Margarida Monteiro

Barcarena, Julho de 2012

O autor é o único responsável pelas ideias expressas
neste Projecto Final de Licenciatura.

Resumo

Objectivos: A Radiologia de Intervenção engloba uma série de procedimentos complicados e extensos que se traduzem numa exposição elevada dos profissionais de saúde à radiação ionizante. Os procedimentos angiograficos de Neurorradiologia de Intervenção são os mais realizados no CHLC:HSJ assim, este projecto pretende caracterizar quantitativamente as doses recebidas pelo intervencionista durante esses mesmos procedimentos.

iv

Métodos: Numa primeira etapa, foi necessário perceber factores intrínsecos à equipa multidisciplinar que exerce as suas funções na Angiografia Biplanar. Tais como, as suas localizações relativas durante os procedimentos, os materiais de protecção utilizados, o número de profissionais presentes, entre outros. A última etapa deste projecto consistiu numa série de 25 ensaios onde foram medidas doses com dosímetros de corpo inteiro e extremidades no Médico Neurorradiologista, durante procedimentos da sua especialidade, tanto diagnósticos como terapêuticos.

Resultados: Foram detectadas doses elevadas ao nível das extremidades inferiores, com principal realce para a extremidade inferior esquerda. Ao nível do torác e abdómen os dosímetros localizados por baixo da protecção de chumbo não detectaram valores significativos. A recolha de dados/amostra é representativa dos procedimentos neurovasculares realizados durante o periodo de um mês, e como tal, estimou-se a dose Efectiva e Dose Equivalente no Médico Neurorradiologista para 11 meses, sendo a primeira 6,413 mSv e a última 155,32 mSv.

Conclusões: As protecções utilizadas pelo Médico Neurorradiologista são eficazes, isto pôde-se comprovar ao nível do tórax e abdómen. Os limites legislados para a dose ocupacional não são alcançados, ficando os resultados muito abaixo dos limiares estipulados por lei.

Palavras-Chave: Radiologia de Intervenção; Angiografia; Neurorradiologia de Intervenção; Dose Ocupacional; Dosimetria.

Índice

Resumo	iv
Índice de Figuras.....	viii
Índice de Gráficos.....	xi
Índice de Tabelas	xii
Índice de Acrónimos	xiii
Introdução	1
Capítulo I.....	xv
1.1. Radiação Ionizante.....	4
1.1.1. Produção de Raios X	4
1.1.1.1. Espectro de Radiação X	6
1.1.2. Emissão de Radiação X.....	7
1.1.2.1. Quantidade de Radiação X.....	8
1.1.2.2. Qualidade de Radiação X.....	10
1.1.3. Interação da Radiação X com a Matéria.....	10
1.1.3.1. Efeito Fotoelétrico	11
1.1.3.2. Efeito de Compton	12
1.2. Componentes do Sistema Fluoroscópico Biplanar	13
1.2.1. Gerador de Alta Tensão.....	14
1.2.2. Braço em C / U	15
1.2.2.1. Ampola de Raios X	16
1.2.2.2. Grelha Anti-Difusora	20
1.2.2.3. Digital Flat Panel.....	20
1.2.3. Mesa	21

v

1.2.4.	Monitores.....	21
1.3.	Angiografia	22
1.3.1.	Factos Históricos	23
1.3.2.	Sala de Angiografia	24
1.3.3.	Constituição da Equipa.....	25
1.3.4.	Aquisição de Imagem	25
1.3.5.	Fluoroscopia Digital	26
1.3.5.1.	<i>Last Image Hold</i>	26
1.3.5.2.	Angiografia de Subtracção Digital.....	27
1.3.5.3.	<i>Road Mapping</i>	28
1.4.	Protecção e Segurança Radiológica.....	30
1.4.1.	Princípios de Protecção Radiológica	32
1.4.2.	Factores de Protecção Radiológica.....	33
1.4.2.1.	Tempo	33
1.4.2.2.	Distância.....	34
1.4.2.3.	Blindagem	34
1.4.3.	Protecção Radiológica em Angiografia.....	35
1.5.	Radiobiologia.....	40
1.6.	Dosimetria.....	42
1.6.1.	Dosimetria Pessoal	44
1.6.2.	Dose do Paciente em Procedimentos Angiográficos.....	45
1.6.2.1.	Dose Area Product	46
1.6.2.2.	Dose Cumulativa.....	47
Capítulo II.....		xvi
2.1.	Descrição da Sala/Dinâmica da Equipa de Angiografia	48
2.2.	Medições de dose no Intervencionista	48

2.3. População Alvo e Amostragem	50
2.4. Análise Estatística.....	50
Capítulo III.....	xvii
3.1. Descrição da Sala/Dinâmica da Equipa de Angiografia	51
3.2. Medições de Dose no Intervencionista	56
Capítulo IV	xviii
Conclusão.....	67
Bibliografia	xix

Índice de Figuras

Figura 1 Produção de radiação característica (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).	5
Figura 2 Produção de Radiação de Bremsstrahlung (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).	6
Figura 3 Efeito Fotoeléctrico. À esquerda observa-se o fóton incidente com energia de 100keV a interagir com um electrão da camada K de um átomo de iodo, é então ejectado um fotoelectrão com energia de 66 keV. À direita observamos a emissão de radiação cracterística com as diferentes possibilidades de transição de electrões entre as orbitais (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002)	11
Figura 4 No Efeito de Compton o fóton incidente interage com o átomo da matéria, perde alguma da sua energia e é defletido segundo um ângulo θ (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002)	12
Figura 5 Diferentes equipamentos de Fluoroscopia utilizados em: Bloco Operatório (A); Angiografia (B); Digestivos (C) (Schueler, 2000).	13
Figura 6 Equipamento de Fluoroscopia Biplanar (Schueler, 2000)	14
Figura 7 Cadeia de formação de imagem com um II (GE, 2010).	15
Figura 8 Cadeia de formação de imagem digital (GE, 2010).	16
Figura 9 Configuração da ampola de raios X (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).	16
Figura 10 Emissão isotrópica dos raios X e função do invólucro de protecção (Bushong, 2010).	17
Figura 12 Configuração de um ânodo fixo (A) e de um ânodo giratório (B). O ânodo giratório (B), possui um alvo de tungsténio, um eixo de molibdénio que liga o anôdo giratório ao rotor que é envolto em cobre, todos estes elementos estão celados a vácuo e realizam o movimento giratório. O rotor é, por sua vez, alimentado por um motor de indução electromagnética que possui uma parte exterior, o estator, que está separada da parte interior, o rotor, pela ampola de vidro ou metal (Bushong, 2010).	18

- Figura 11** Os principais componentes da ampola de raios X são o cátodo e o ânodo (Bushong, 2010). _____ 18
- Figura 13** Sem a utilização da capa focalizadora (A) os electrões seriam acelerados em direcção ao anodo e, a maioria, não iria atingir o alvo, e outra percentagem nem sequer chegaria a atingir o ânodo. Com a capa focalizadora (B) conseguimos garantir que os electrões interagem com a área que realmente pretendemos (Bushong, 2010). _____ 19
- Figura 14** Exemplos de alguns procedimentos Diagnósticos e Terapêuticos realizados em Radiologia de Intervenção. _____ 23
- Figura 15** Exemplo de sistemas sem e com LIH (Pooley, McKinney, & Miller, 2001). _____ 27
- Figura 16** Exemplo gráfico e radiográfico da tecnologia DSA (Pooley, McKinney, & Miller, 2001). _____ 28
- Figura 17** Exemplo gráfico e radiográfico da tecnologia Road Mapping (Pooley, McKinney, & Miller, 2001). _____ 29
- Figura 18** Dados da NCRP relativos à exposição médica anual à radiação ionizante (Bushong, 2010). _____ 32
- Figura 19** Lei do Inverso do Quadrado (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2002). _____ 34
- Figura 20** A disposição mais correcta é a (c) porque é a que permite diminuir a dose no paciente sem alterar a qualidade de imagem (Brateman, 1999). _____ 36
- Figura 21** A posição ideal do braço em C é com o receptor de imagem localizado na porção superior e a Ampola na porção inferior, assim é possível reduzir a intensidade da radiação difusão em zonas radiosensíveis como são o pescoço e a face (Bontrager & Lampignano, 2006). _____ 38
- Figura 22** Em (a) o FOV está localizado perto do isocentro do paciente e a radiação difusa produzida possui menor intensidade, o contrário acontece em (b) (Brateman, 1999). _____ 39

Figura 23 Locais onde se realizam as medições dos parâmetros de dose relevantes para os procedimentos intervencionistas (Baptista, 2011). _____ 45

Figura 24 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 (GE, 2010). _____ 46

Figura 25 Localização dos dosímetros. (TB) Tórax Baixo; (TC) Tórax Cima; (AB) Abdómen Baixo; (AC) Abdómen Cima; (BE) Braço Esquerdo; (BD) Braço Direito; (JE) Joelho Esquerdo; (JD) Joelho Direito; (PE) Pé Esquerdo; (PD) Pé Direito; (P) Proximal; (D) Distal; Iº, IIº, IIIº, IVº e Vº Dedos. _____ 49

x

Figura 26 Esquema representativo da organização da sala de Angiografia, desde a localização dos materiais e equipamentos, até à posição dos profissionais de saúde. (A1) Ampola frontal, localizada por baixo da mesa do paciente; (D1) Detector frontal, localizado por cima do paciente; (A2) Ampola Lateral, localizado à direita do paciente; (D2) Detector lateral, localizado à esquerda do paciente; (1) Posição do TR; (2-6) Posição dos Médicos. _____ 54

Índice de Gráficos

Gráfico 1 Espectro Eletromagnético (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002). _ 4

Gráfico 2 Espectro da radiação X, representa o número relativo de fótons em função da sua energia (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002). _____ 7

Gráfico 3 Espectro da radiação ionizante (Bushong, 2010). _____ 8

Gráfico 4 O gráfico demonstra que, para determinado aumento do valor de kVp existe um aumento da corrente da ampola, contudo existe um valor a partir do qual este fenómeno deixa de se verificar porque é atingida a corrente de saturação (Bushong, 2010). _____ 9

xi

Índice de Tabelas

Tabela 1 Limites de dose necessários para que determinado efeito seja observado e o tempo que decorre entre a irradiação e o surgimento da lesão (IAEA, 2010). _____	41
Tabela 2 Estatísticas do mês de Fevereiro da Angiografia Biplanar do CHLC, EPE: HSJ. _____	51
Tabela 3 Leituras obtidas com os dosímetros de corpo inteiro e extremidades para cada procedimento. Nas oito primeiras linhas encontram-se os procedimentos diagnósticos nas restantes os procedimentos terapêuticos. _____	57
Tabela 4 Caracterização das doses recebidas pelo Médico em todos os procedimentos. (TB) Tórax Baixo; (TC) Tórax Cima; (AB) Abdómen Baixo; (AC) Abdómen Cima; (BE) Braço Esquerdo; (BD) Braço Direito; (JE) Joelho Esquerdo; (JD) Joelho Direito; (PE) Pé Esquerdo; (PD) Pé Direito. _____	58
Tabela 5 Caracterização das doses recebidas pelo Médico nos procedimentos diagnósticos. _____	58
Tabela 6 Caracterização das doses recebidas pelo Médico nos procedimentos terapêuticos. _____	58
Tabela 7 Doses recebidas pelo Médico nas mãos. (P) Proximal; (D) Distal; Iº, IIº, IIIº, IVº e Vº Dedos. _____	59
Tabelas 8 Estimativa da Dose Equivalente nas extremidades e da Dose Efectiva Anuais, para o Médico Neurorradiologista _____	59
Tabela 9 Caracterização dos Utentes. (F) Feminino; (M) Masculino; (IMC) Índice de Massa Corporal. _____	60
Tabela 10 Caracterização dos pacientes segundo o tipo de procedimento. _____	61
Tabela 11 Caracterização dos factores técnicos de cada procedimento. _____	62

Índice de Acrónimos

- 2D** → Duas Dimensões
3D → Três Dimensões
AC → Alternating Current
ALARA → As Low as Reasonably Achievable
a-Se → Selénio Amorfo
a-Si → Silício Amorfo
CCDs → Charge Coupled Devices
CE → Crânio-Encefálica
CHLC → Centro Hospitalar de Lisboa Central
CsI → Iodeto de Césio
CT → Computed Tomography
CTA → Computed Tomography Angiography
DAP → Dose Area Product
DC → Direct Current
DD → Deep Dose
ddp → Diferença de Potencial
DFD → Distância Fonte-Detector
DFP → Digital Flat Panel
DO → Densidade Óptica
DSA → Digital Subtraction Angiography
ESE → Entrance Skin Exposure
EUA → Estados Unidos da América
FD → Fluoroscopia Digital
FDA → Food and Drug Administration
FOV → Field of View
fps → frames por segundo
HSJ → Hospital de S.José
HVL → Half Value Layer

ID → Integral Dose

IMC → Índice de Massa Corporal

IRP → Interventional Refrence Point

INR → Interventional Neuroradiology

LIH → Last Image Hold

MPR → Multiplanar Reconstruction

NCRP → National Council on Radiation Protection Measurements

xiv

NRI → Neurorradiologia de Intervenção

OD → Organ Dose

PACS → Picture Archiving and Communication System

RI → Radiologia de Intervenção

RM → Ressonância Magnética

SD → Skin Dose

TC → Tomografia Computorizada

TFT → Thin Film Transistors

TLD → Thermoluminescent Dosimeter

TR → Técnico de Radiologia

US → Ultrassonografia

Introdução

No dia 8 de Novembro de 1895, em mais um final de tarde passado no seu Laboratório de Física na Universidade de Würzburg, Whielm Röntgen observou pela primeira vez o fenómeno através do qual descobriu os raios X. Menos de um mês após a sua descoberta, Röntgen publicou a primeira radiografia de uma estrutura anatómica, a mão de Bertha Röntgen e, em 1896 realizou-se a primeira radiografia de aplicação clínica dos raios X (Brogdon, 1998) (Bushong, 2010).

1

Em 1896, Haescheck e Lindenthal introduziram uma mistura de bismuto, chumbo e bário nos vasos de uma mão amputada, realizando assim o primeiro procedimento angiográfico. A 28 de Junho de 1927, Egas Moniz, após puncionar a carótida de um homem, realizou a primeira Angiografia cerebral in vivo (Pisco & Branco, Radiologia Vasculuar, 2009) (Bushong, 2010).

Alguns anos após a descoberta dos raios X começaram a surgir evidências de que estes não eram inócuos. Os médicos e cientistas que trabalhavam horas sucessivas com a emissão de raios X, começaram a desenvolver alopecia, radiodermites severas, a sofrer amputações e, alguns deles, acabaram por falecer (Brogdon, 1998).

Nove anos após a descoberta dos raios X foi declarada nos Estados Unidos da America (EUA) a primeira morte por exposição à radiação ionizante e as primeiras directivas que propunham um limite para a exposição à radiação surgiram em 1934 pelo U.S. Committee on X-Ray and Radium Protection, actualmente, o National Council on Radiation Protection Measurements (NCRP) (Edison Fears Hidden Perils Of The X-Rays, 1903) (Bushong, 2010).

A Radiologia de Intervenção consiste, num conjunto de procedimentos vasculares ou não vasculares, de diagnóstico e/ou terapêutica, guiados através de um acesso percutâneo ou outro, e realizados sob a orientação fluoroscópica (Canevaro, 2009).

A evolução dos equipamentos utilizados em Angiografia, associada ao constante aperfeiçoamento de materiais e técnicas angiográficos, levaram à diminuição

progressiva de procedimentos neurovasculares cirúrgicos invasivos e ao estabelecimento da Neurorradiologia de Intervenção (NRI). A legítima vantagem dos procedimentos de NRI encontra-se na baixa taxa de mortalidade e morbidade, no custo mais reduzido e na diminuição do tempo de internamento hospitalar (Kemerink, et al., 2002) (Bor, et al., 2005) (Alexander, et al., 2009).

Os procedimentos angiográficos de diagnóstico e de intervenção neurovasculares são bastante extensos e complexos e, como tal, responsáveis por exposições relativamente elevadas à radiação ionizante, tanto para o paciente como para os profissionais de saúde. A principal preocupação deve incidir na protecção do paciente mas sobretudo, na protecção dos intervencionistas, que são diária e prolongadamente submetidos a estas exposições (Bor, et al., 2005).

2

A exposição ocupacional é limitada através de legislação bastante específica, que define os valores máximos de dose equivalente e efectiva a que os profissionais podem ser expostos. Esses valores não devem ser confundidos com limiares a partir dos quais as doses de radiação passam, segundo os conhecimentos actuais, de inofensivas a prejudiciais à saúde, ou seja, os limites de exposição de dose para os profissionais de saúde devem ser encarados como inatingíveis.

Tendo por objectivo quantificar a dose ocupacional a que estes profissionais são expostos, foram implementados nas instituições de saúde os dosímetros de corpo inteiro. A utilização de dosímetros, por parte dos profissionais de saúde que trabalham com radiação ionizante é obrigatória e deve ser cumprida com o objectivo de perceber se os seus métodos de protecção radiológica estão ou não a ser eficientes.

O objectivo primordial deste projecto é a caracterização quantitativa das doses recebidas pelos intervencionistas durante os procedimentos angiográficos.

A quantificação destes valores não pode ser directa, isto é, existem diversos factores que vão condicionar a radiação ionizante que vai interagir com os profissionais de saúde tais como, a constituição física do paciente, a complexidade e localização anatómica do procedimento, a perícia do intervencionista, entre outros. Devido a esta diversidade de variáveis, é pretendido: em primeiro lugar, verificar os procedimentos

que são realizados mais frequentemente; em segundo lugar, realizar as medições de dose durante esses procedimentos; em terceiro lugar anotar todos os factores que afectam a dose recebida pelos intervencionistas.

O presente trabalho está organizado em quatro capítulos gerais e diversos subcapítulos. O Capítulo I inclui o enquadramento teórico, para uma devida contextualização bibliográfica do projecto. O Capítulo II inclui a Metodologia utilizada, o Capítulo III inclui os Resultados obtidos e o Capítulo IV inclui a Análise e Discussão de Resultados.

3

Capítulo I

Enquadramento Teórico

1.1. Radiação Ionizante

À energia que se propaga no espaço e na matéria damos o nome de radiação, na prática clínica são utilizados dois tipos: radiação electromagnética; e partículas. Tal como a luz visível, os infravermelhos e as micro-ondas, também a radiação X pertence ao espectro da radiação electromagnética [Gráfico 1]. A radiação electromagnética é caracterizada por: não possuir massa; não ser afectada por campos eléctricos ou magnéticos; e propagar-se no vácuo a velocidade constante. O comprimento de onda (λ), a frequência (f) e a energia (E) são propriedades da radiação electromagnética. Os raios X são caracterizados por possuírem alta frequência, baixo comprimento de onda e elevada energia (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

4

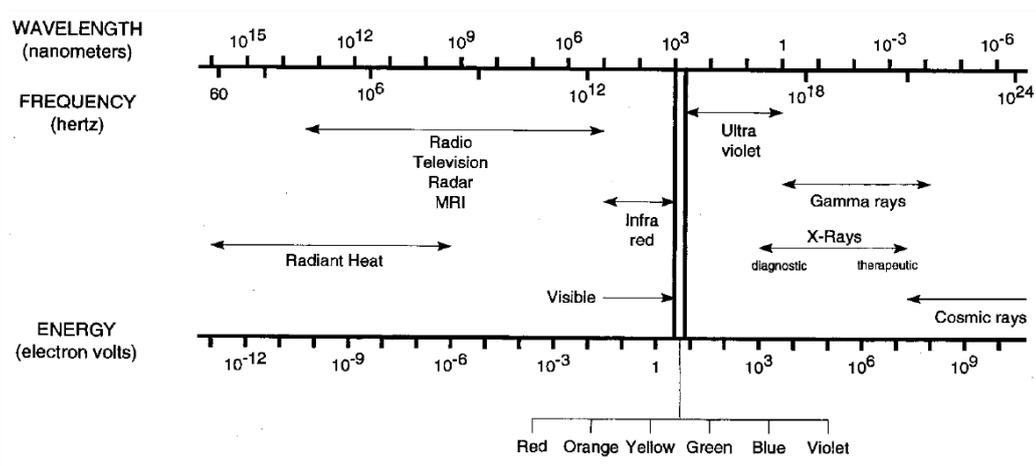


Gráfico 1 Espectro Eletromagnético (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

1.1.1. Produção de Raios X

A ampola de raios X é constituída por uma diversidade de elementos que possibilitam a produção deste tipo de radiação ionizante, contudo os dois componentes principais são o cátodo e o ânodo. O cátodo representa o eléctrodo positivo da ampola e fornece o feixe de electrões que vai interagir com o alvo, que é sustentado pelo ânodo, o eléctrodo negativo da ampola (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

Os electrões acelerados em direcção ao ânodo vão interagir com os átomos constituintes do alvo e apenas 1% dessas interações resultam na emissão de radiação X, as restantes 99% originam calor. Assim, da interacção dos electrões com os átomos do alvo pode ocorrer a formação de: calor; radiação X característica; radiação X de bremsstrahlung; e radiação X de bremsstrahlung com energia máxima (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

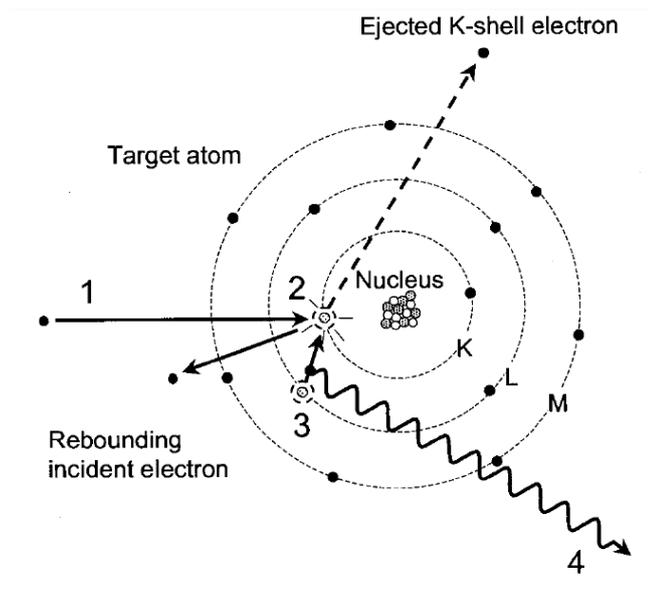


Figura 1 Produção de radiação característica (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

A radiação X característica [Figura 1] ocorre quando, a interacção entre os electrões projectados [Figura 1 (1)] e os átomos do alvo é suficientemente violenta para ionizar os átomos do alvo por meio da remoção completa de um electrão de uma camada mais interna [Figura 1 (2)]. Para tal é necessário que a energia do electrão incidente seja superior à energia de ligação do electrão do átomo do alvo. Após a remoção do electrão, o átomo do alvo fica num estado instável que é corrigido quando um electrão de uma camada mais externa preenche a lacuna na camada mais interna [Figura 1 (3)]. A transição de um electrão de uma camada mais externa para uma camada mais interna é acompanhada pela emissão de um fóton de raios X [Figura 1 (4)]. Este fóton tem energia igual à diferença entre as energias de ligação dos electrões das orbitais envolvidas. Na prática, só são utilizados os raios X característicos provenientes das transições entre as camadas K, L e M porque, apesar das transições

entre outras camadas puderem produzir este tipo de radiação, esta possui baixa energia e é retida pela filtragem inerente à ampola (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

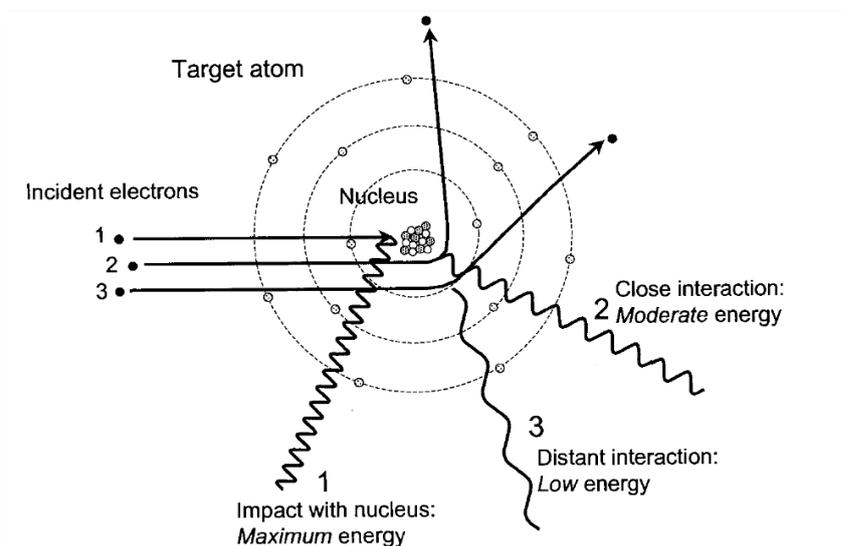


Figura 2 Produção de Radiação de Bremsstrahlung (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

A radiação de bremsstrahlung [Figura 2] é produzida quando o electrão projectado em direcção ao ânodo, passa muito próximo do núcleo do átomo do alvo e é desacelerado e desviado por este. Ao travar, o electrão perde energia e emite um fóton de raios X com energia idêntica aquela que foi perdida. Quanto mais o electrão se aproxima do núcleo mais energético é o fóton de raios X emitido. Se, na interação com o núcleo do átomo do alvo o electrão perder toda a sua energia, é criada radiação X de bremsstrahlung máxima (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

1.1.1.1. Espectro de Radiação X

O espectro da radiação X característica é discreto pois, esta radiação só adquire valores específicos de energia que dependem do material do alvo, da camada do átomo de onde foi removido o electrão e do valor de kVp seleccionado. Por outro lado, o espectro da radiação X de bremsstrahlung é contínuo pois, o fóton emitido pode tomar qualquer valor de energia entre 0 e a energia cinética do electrão que interagiu com o átomo do alvo. O espectro total do feixe de radiação X é contínuo pois, [Gráfico 2]

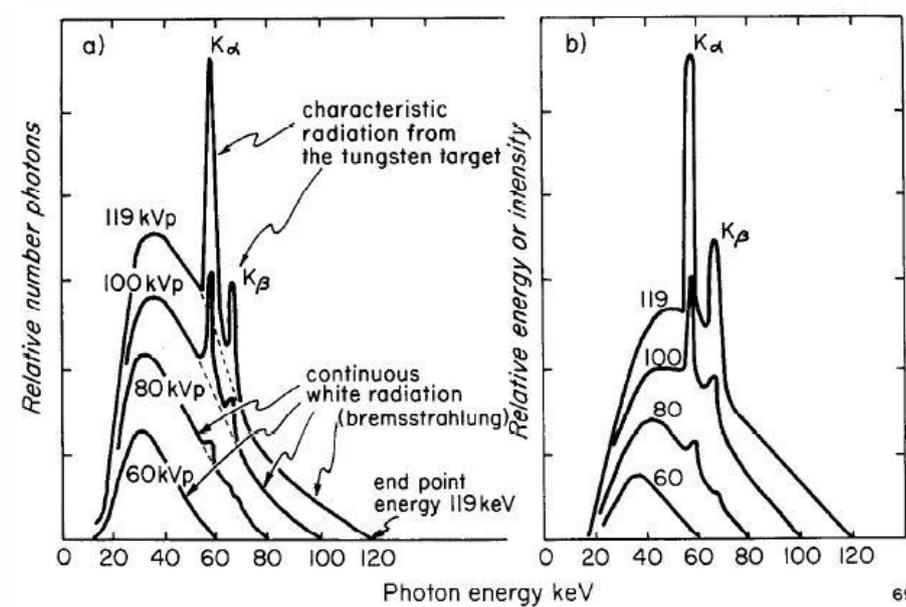


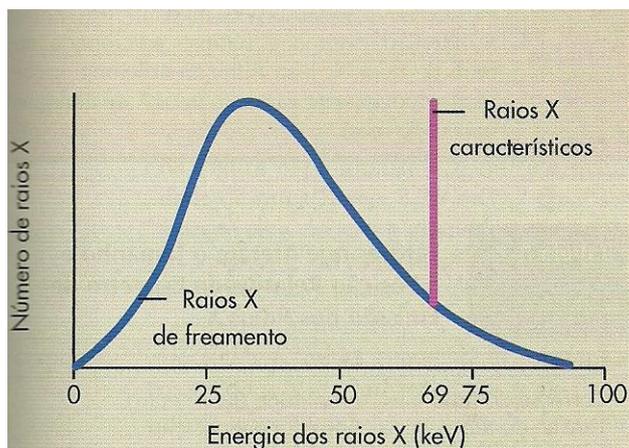
Gráfico 2 Espectro da radiação X, representa o número relativo de fótons em função da sua energia (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

possui fótons com energias que variam entre 0 e o valor da energia cinética do electrão que interagiu com o átomo do alvo. Neste espectro cerca de um terço dos fótons são provenientes de radiação X característica e os restantes de radiação X de bremsstrahlung. A radiação de bremsstrahlung de máxima energia tem muito pouca probabilidade de ocorrer (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

1.1.2. Emissão de Radiação X

A radiação X é descrita por possuir algumas destas propriedades: pode atravessar a matéria e/ou interagir com esta; o feixe é poli-energético e de emissão isotrópica; os fótons são electricamente neutros, não podem ser focados opticamente, deslocam-se à velocidade da luz e afectam o filme fotográfico. Para melhor caracterizar o feixe de raios X e perceber quais os factores que afectam directa ou indirectamente este utilizam-se termos como a quantidade e a qualidade. A quantidade refere-se ao número de fótons que constituem o feixe, a qualidade refere-se à capacidade dos fótons penetrarem na matéria (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Relembrando o espectro total da radiação X [**Gráfico 3**], a área localizada abaixo da curva do espectro representa o número total de fótons, ou seja, a quantidade

Gráfico 3 Espectro da radiação ionizante (Bushong, 2010).

(Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

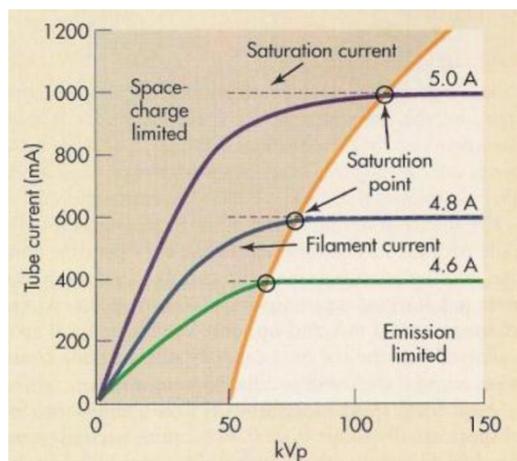
1.1.2.1. Quantidade de Radiação X

O número de fótons presentes no feixe de raios X é influenciado essencialmente pelos factores técnicos seleccionados pelo TR. A quantidade do feixe é assim influenciada por: kVp; mA (Miliampere); t (tempo); tensão de Ripple; DFD (Distância Fonte-Detector); filtragem; material do alvo (Bushong, 2010).

Um aumento no valor de kVp implica a emissão de electrões com energia cinética mais elevada, assim são necessárias mais interações com os átomos do alvo para travar estes electrões, e consequentemente mais fótons X são criados. A quantidade de radiação X varia, aproximadamente, com o quadrado do valor de kVp. Ao aumentar o valor de kVp, a velocidade de dispersão da nuvem de electrões que se forma em torno do filamento do cátodo também aumenta, ou seja, a corrente da ampola é maior e, assim, o filamento é livre de emitir todos os electrões que conseguir porque estes depressa são acelerados em direcção ao alvo. No entanto, este fenómeno só se verifica para valores baixos de kVp [Gráfico 4] (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

do feixe, e a posição do espectro ao longo do eixo dos x's representa a qualidade do feixe. Portanto, podemos concluir que, quanto maior a área abaixo da curva do espectro mais fótons possui o feixe e, por outro lado, quanto mais à direita se encontra o pico do espectro maior é a energia do feixe (Bushong,

Gráfico 4 O gráfico demonstra que, para determinado aumento do valor de kVp existe um aumento da corrente da ampola, contudo existe um valor a partir do qual este fenómeno deixa de se verificar porque é atingida a corrente de saturação (Bushong, 2010).



O número de electrões que são acelerados entre o cátodo e o ânodo correspondem à corrente da ampola, que é medida em miliampere (mA): $1 \text{ mA} = 6,24 \times 10^{15} \text{ electrões/segundo}$. Ou seja, se duplicarmos a corrente da ampola, duplicamos inevitavelmente o número de electrões que interagem com o alvo e, por conseguinte, o número de fotões produzidos. A quantidade de radiação X é directamente proporcional ao valor de mA. (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

A quantidade de radiação X é directamente proporcional ao tempo de exposição. No entanto, o tempo de exposição está acoplado ao valor de mA e se diminuirmos o primeiro è necessário aumentar o segundo para manter o valor de mAs (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

A tensão de Ripple é definida como sendo a diferença entre o valor máximo e mínimo de kVp aplicado entre o cátodo e o ânodo. Dependendo do tipo de gerador, a tensão de Ripple pode tomar valores como 100%, 14%, 4% e <1%. Quanto menor for a tensão de Ripple mais constante é o valor de kVp e assim, maior a dos fotões produzidos (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

A DFD, não afecta a quantidade do feixe de raios X produzido, mas sim a quantidade do feixe que interage com o receptor de imagem. A quantidade do feixe que chega ao receptor de imagem varia com o inverso do quadrado da DFD (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

A filtragem permite eliminar os fotões de baixa energia que, apenas iriam contribuir para a dose recebida pelo doente. Os filtros diminuem o número de fotões presente no feixe (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Quanto maior for o número atómico do material do alvo, maior a probabilidade de ocorrer interações que produzam fotões X (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

10

1.1.2.2. Qualidade de Radiação X

A capacidade dos fotões penetrarem na matéria representa a qualidade do feixe de raios X, e esta é influenciada por: kVp; tensão de Ripple; filtragem (Bushong, 2010).

Aumentando o valor de kVp aumenta-se a energia cinética dos electrões que são acelerados em direcção ao alvo e, quanto maior for a energia dos electrões maior será a energia dos fotões produzidos, aumentando deste form a qualidade do feixe (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Quanto menor for a tensão de Ripple mais constante é o valor de kVp e consequentemente maior a qualidade dos fotões produzidos.

A filtragem ao eliminar os fotões de baixa energia aumenta a energia média do feixe.

1.1.3. Interação da Radiação X com a Matéria

Os fotões produzidos por uma ampola de raios X podem interagir com a matéria de três formas diferentes:

- ☞ O fotão pode ser totalmente absorvido pela matéria ⇒ Efeito Fotoeléctrico;
- ☞ O fotão pode interagir com a matéria e ser difundido ⇒ Efeito de Compton;
- ☞ O fotão pode atravessar toda a matéria, sem interagir com a mesma (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

1.1.3.1. Efeito Fotoeléctrico

O fóton só consegue interagir com os electrões dos átomos que possuem uma energia de ligação inferior à sua energia cinética. Quando o fóton X embate num dos electrões de uma das orbitais mais internas do átomo, este é projectado para fora da sua nuvem electrónica com energia cinética igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do electrão à sua orbital [Figura 3]. Ao abandonar a sua orbital, o electrão, denominado por fotoelectrão, deixou o átomo num estado altamente instável que pode ser corrigido quando um electrão de uma camada mais externa preenche esta lacuna (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

11

A probabilidade de ocorrência de efeito fotoeléctrico é inversamente proporcional à terceira potência da energia do fóton X incidente e directamente proporcional à terceira potência do número atómico do material (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

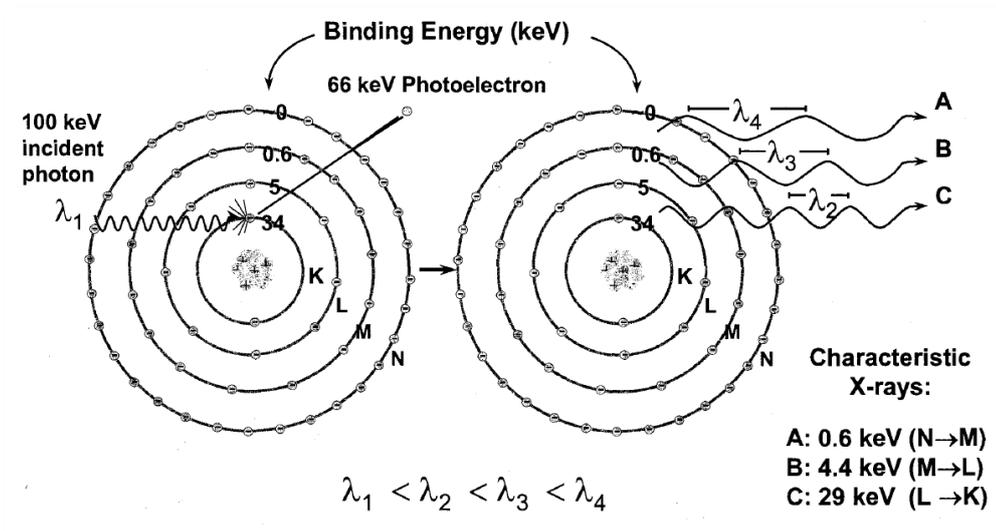


Figura 3 Efeito Fotoeléctrico. À esquerda observa-se o fóton incidente com energia de 100keV a interagir com um electrão da camada K de um átomo de iodo, é então ejetado um fotoelectrão com energia de 66 keV. À direita observamos a emissão de radiação cracterística com as diferentes possibilidades de transição de electrões entre as orbitais (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002)

1.1.3.2. Efeito de Compton

Quando ocorre efeito de Compton [Figura 4], o fóton X incidente interage com o electrão de uma camada mais externa do átomo do material onde, a energia do fóton X é superior à energia de ligação do electrão à sua orbital. Quando o fóton X embate no electrão este é ejectado da sua orbital e o fóton é defletido com energia inferior à sua energia inicial. O electrão ejectado possui energia igual à diferença entre a energia cinética do fóton incidente e a energia cinética do fóton defletido (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

12

A probabilidade de ocorrer efeito de Compton é inversamente proporcional à energia do fóton incidente e independente do número atómico (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

O efeito de Compton contribui directamente para a quantidade de radiação difusa produzida através da interacção da radiação X e o paciente, ou seja, se o número de interacções por efeito de Compton aumentarem a radiação difusa também aumenta o que se traduz numa imagem com mais ruído (Bushong, 2010).

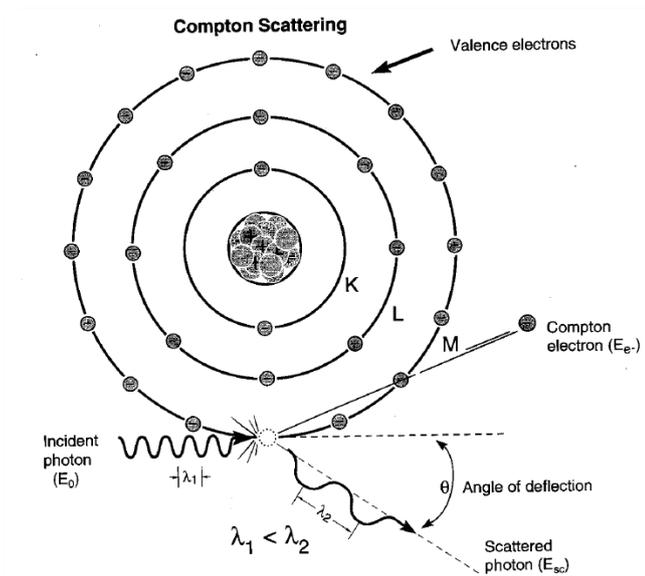


Figura 4 No Efeito de Compton o fóton incidente interage com o átomo da matéria, perde alguma da sua energia e é defletido segundo um ângulo θ (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002)

1.2. Componentes do Sistema Fluoroscopico Biplanar

O conceito de fluoroscopia foi primeiramente desenvolvido por Thomas A. Edison em 1896, e desde então que a utilização da emissão contínua de radiação ionizante é usada em estudos dinâmicos, onde é necessário acompanhar em tempo real o funcionamento da estrutura que está a ser avaliada. Actualmente a fluoroscopia é utilizada não só para a realização de diagnóstico clínico, mas também para a radiologia de intervenção. A fluoroscopia é utilizada para estudo do Sistema Gastrointestinal, em Angiografia e no Bloco Operatório (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

13

Os equipamentos de fluoroscopia tiveram uma evolução considerável ao longo dos anos e sofreram algumas alterações para melhor se adaptarem à técnica para que estavam a ser utilizados assim, os equipamentos utilizados no Bloco Operatório [Figura 5 A] são distintos dos equipamentos de Angiografia [Figura 5 B] e dos equipamentos utilizados para estudo do Sistema Gastrointestinal [Figura 5 C] (Schueler, 2000).

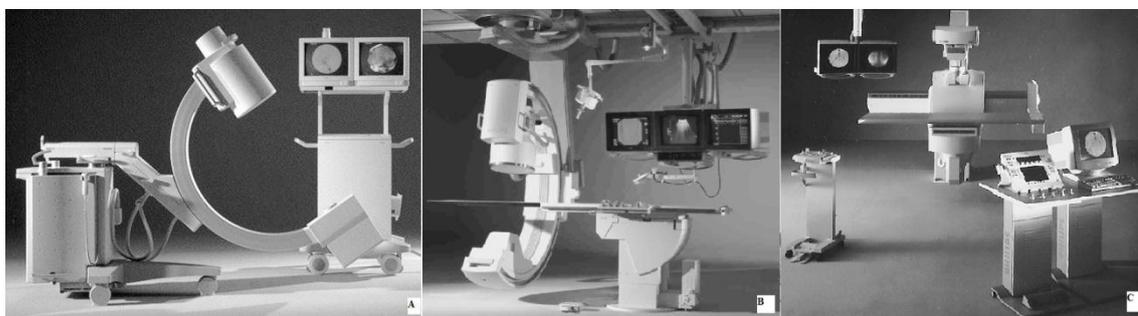


Figura 5 Diferentes equipamentos de Fluoroscopia utilizados em: Bloco Operatório (A); Angiografia (B); Digestivos (C) (Schueler, 2000).

Sistemas fluoroscópicos compostos por dois arcos [Figura 6] começam a ser cada vez mais frequentes. A redução do tempo total de exame e a diminuição do volume de contraste utilizado representam as grandes vantagens destes equipamentos. Ao serem utilizados sistemas biplanares, ou seja, duas cadeias distintas para obter imagens, é possível visualizar duas projecções a diferentes ângulos e em simultâneo, reduzindo inevitavelmente o tempo total de exame. Em angiografia biplanar é possível acompanhar a injeção de contraste em duas projecções, o que é particularmente benéfico porque reduz o volume total de contraste iodado necessário (Schueler, 2000).

Nos sistemas biplanares, um dos braços é posicionado no chão e tem a forma em C, enquanto que o outro braço é posicionado no tecto e tem forma em U. Para além dos dois braços, um equipamento de fluoroscopia biplanar é constituído por: uma consola de operação; um gerador de alta tensão; uma mesa; e um conjunto de monitores (Schueler, 2000) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).



Figura 6 Equipamento de Fluoroscopia Biplanar (Schueler, 2000)

14

1.2.1. Gerador de Alta Tensão

Os geradores de alta tensão podem ser de três tipos distintos: monofásico; trifásico; ou de alta-frequência. Os geradores trifásicos e os de alta frequência são os mais utilizados nos equipamentos de Radiologia por conseguirem manter os valores de corrente e tensão com o menor número de flutuações possível (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

Em Angiografia, os geradores são trifásicos de 12 pulsos ou de alta frequência porque possuem uma tensão de Ripple $\leq 4\%$ e podem alcançar níveis de potência ≥ 100 kW (KiloWatt) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

A fluoroscopia pode ser contínua ou pulsada, tudo depende da forma de operação do gerador. Em fluoroscopia contínua a emissão de radiação é constante e as imagens são fornecidas a uma taxa de 30 frames por segundo (fps). Em fluoroscopia pulsada o gerador opera em modo on e off e, durante os períodos on são emitidos pulsos com emissão de radiação X. Em fluoroscopia pulsada a taxa de fps pode variar entre 30, 15, 7,5 entre outros valores (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Em fluoroscopia pulsada o valor de mA aplicado é superior no entanto, o tempo de exposição é inferior. A redução do tempo de aquisição diminui os artefactos de

movimento do paciente, dos órgãos e dos cateteres, tudo isto para valores idênticos de exposição (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Conectado ao gerador de alta tensão encontram-se os circuitos de Controlo de Brilho Automático ou Automatic Brightness Control (ABC). Estes funcionam segundo o princípio dos Controladores Automáticos de Exposição ou Automatic Exposure Control (AEC) mas, em vez de cessarem a exposição quando um determinado nível de densidade óptica (DO) é atingido, os ABC controlam o brilho que os monitores possuem e quando existem alterações a esse nível é enviado um sinal para o gerador de alta tensão que reajusta os factores técnicos para normalizar o brilho do ecrã. Estes ajustes dos factores técnicos ocorrem quando, por exemplo, se passa de uma área de menor espessura para uma área de maior espessura e são necessários mais fotões para manter a qualidade de imagem (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

15

1.2.2. Braço em C / U

É o elemento fundamental do equipamento, onde podemos encontrar a cadeia de formação de imagem. O arco pode ser posicionado ao longo dos três eixos e a diferentes ângulos permitindo assim a des projecção fácil das estruturas adjacentes (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Uma cadeia de formação de imagem analógica é constituída por: a ampola de raios X; o Intensificador de Imagem (II); o Dispositivo de Carga Acoplada ou Charge Coupled Device (CCD); e o Conversor Analógico-Digital [Figura 7]. Actualmente, com o desenvolvimento dos sistemas digitais, vimos a cadeia de formação de imagem reduzida

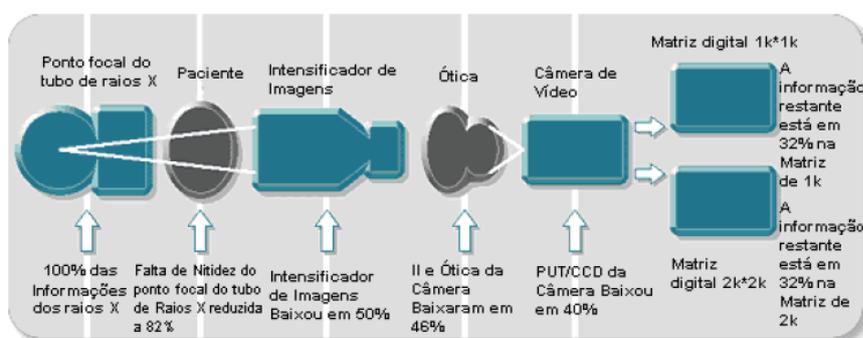
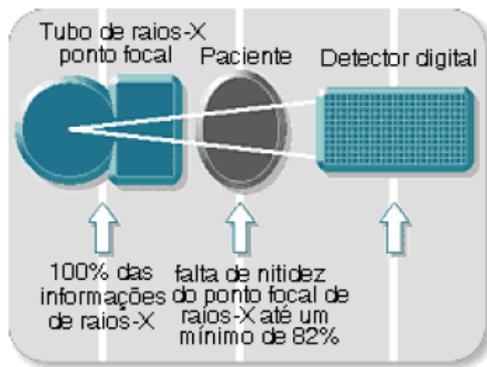


Figura 7 Cadeia de formação de imagem com um II (GE, 2010).



à ampola de raios X e ao Detector Digital Plano ou Digital Flat Panel (DFP) [Figura 8] (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Figura 8 Cadeia de formação de imagem digital (GE, 2010).

16

1.2.2.1. Ampola de Raios X

Uma ampola de raios X [Figura 9] é composta pelos seguintes elementos:

- ∞ Elementos Externos ⇒ estrutura de suporte; estrutura de protecção; invólucro de vidro ou de metal;
- ∞ Elementos Internos ⇒ cátodo; ânodo (Bushong, 2010).

A estrutura de protecção da ampola funciona como suporte mecânico dos elementos internos, como isolante contra possíveis electrocussões e como escudo contra a radiação X. Uma das características dos raios X produzidos é a sua emissão isotrópica, isto é, a radiação ionizante é emitida em todas as direcções com igual intensidade. A radiação utilizada no diagnóstico é chamada de feixe útil que é direccionado ao paciente através da janela do invólucro protector [Figura 10]. Por vezes o chumbo existente no invólucro da ampola não é suficiente para travar a radiação X, dando origem à radiação

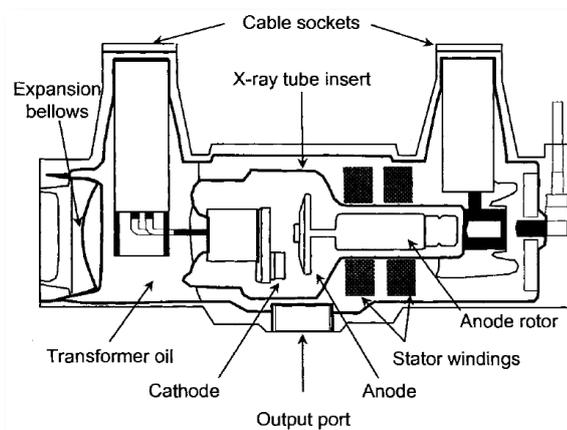


Figura 9 Configuração da ampola de raios X (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

de fuga que contribui para aumentar a dose recebida pelo paciente e pelos profissionais ou acompanhantes que possam estar presentes. Contudo, se o invólucro protector for bem projectado é possível reduzir a radiação de fuga para um limite de dose absorvida de 1mGy/h (MiliGray por hora) a um metro da fonte. Alguns invólucros protectores estão preenchido com óleo, o que permite um maior isolamento eléctrico e térmico (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

O invólucro/ampola pode ser constituído por vidro ou metal e o seu interior está celado a vácuo. As ampolas de vidro são fabricadas em pyrex por ser um material com alto ponto de fusão. No entanto, estas possuem a desvantagem de que com a volatilização do tungsténio este material acumula-se no vidro alterando as propriedades eléctricas da ampola e levando a um mau funcionamento da mesma. As ampolas de metal garantem um potencial eléctrico constante entre os elementos internos, o que se traduz num tempo útil de vida superior (Hsieh, 2009) (Bushong, 2010).

17

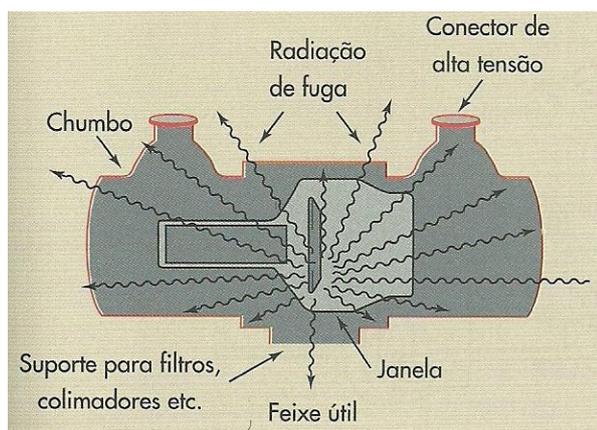


Figura 10 Emissão isotrópica dos raios X e função do invólucro de protecção (Bushong, 2010).

A ampola de raios X [Figura 11] possui um eléctrodo positivo, o ânodo, e um eléctrodo negativo, denominado cátodo, estes são os componentes principais que possibilitam a produção de radiação X (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Hsieh, 2009).

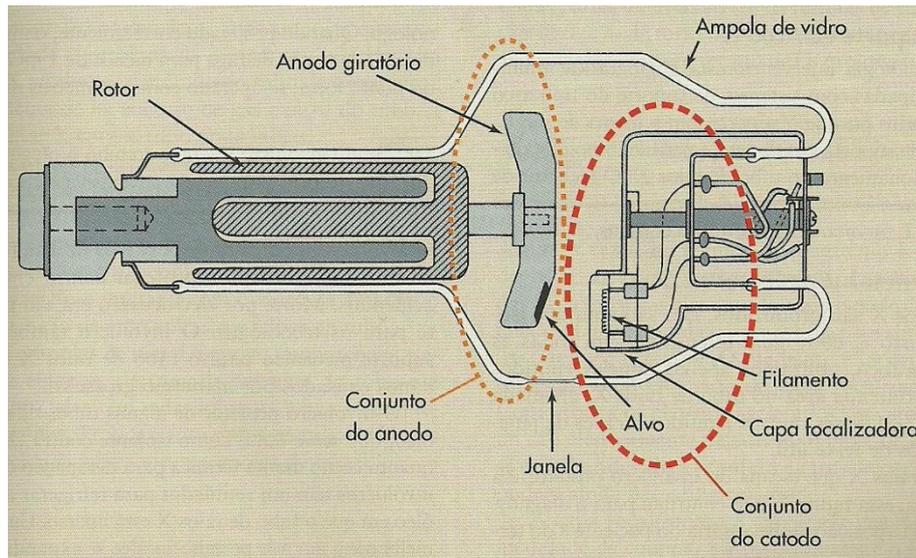


Figura 12 Os principais componentes da ampola de raios X são o cátodo e o ânodo (Bushong, 2010).

O ânodo é normalmente constituído por Molibdénio, Grafite e/ou Cobre uma vez que estes materiais permitem uma elevada dissipação de calor. O ânodo tem como principais funções a dissipação de calor e o suporte do alvo. O alvo pode ser fixo [Figura 12 A] ou rotativo [Figura 12 B], tendo o último maior capacidade de dissipação de calor, menor desgaste e capacidade de produção de feixes mais intensos e energéticos. O alvo é constituído por tungsténio, devido: ao seu elevado número atómico, resultando em raios X mais energéticos e eficientes; à sua elevada capacidade de condução térmica; e ao seu elevado ponto de fusão. Normalmente, o alvo tem na sua

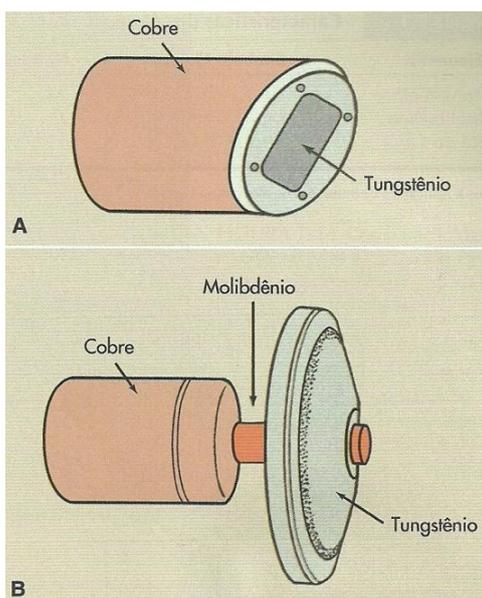


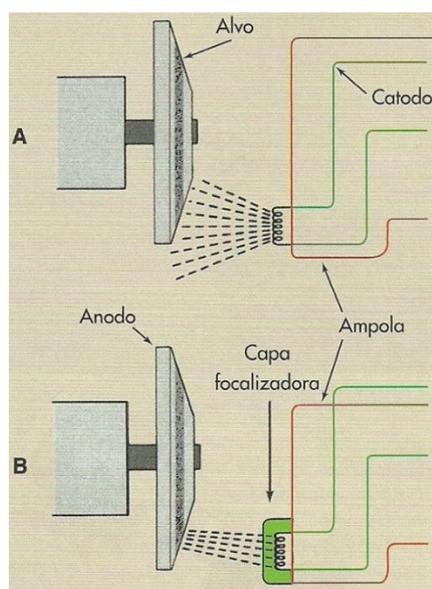
Figura 11 Configuração de um ânodo fixo (A) e de um ânodo giratório (B). O ânodo giratório (B), possui um alvo de tungsténio, um eixo de molibdénio que liga o ânodo giratório ao rotor que é envolto em cobre, todos estes elementos estão celados a vácuo e realizam o movimento giratório. O rotor é, por sua vez, alimentado por um motor de indução electromagnética que possui uma parte exterior, o estator, que está separada da parte interior, o rotor, pela ampola de vidro ou metal (Bushong, 2010).

constituição 90% de Tungsténio e 10% de Rénio, a adição deste último componente permite minimizar a degradação da superfície do alvo. Em Angiografia, o ânodo possui um diâmetro de pelo menos 15 cm e uma espessura de 5 cm, factores estes de elevada importância para a emissão contínua de radiação (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

Dos electrões que atingem o alvo, apenas 1% produzem radiação X, os restantes 99% produzem calor com uma temperatura compreendida entre 2600°C (Graus Celsius) e 2700°C. Para ajudar à dissipação de calor e conservação do material constituinte do alvo, este gira a cerca de 8 000 – 10 000 rpm (rotações por minuto) (Hsieh, 2009).

O cátodo é constituído por uma capa focalizadora na qual está incorporado o filamento que é constituído por Tungsténio e Tório. A adição de Tório facilita o efeito termoiónico e minimiza a possibilidade de volatilização do Tungsténio. O filamento é percorrido por uma corrente de elevada amperagem, >4A, denominada corrente do filamento, o que provoca aquecimento e emissão de electrões por efeito termoiónico. A carga negativa dos electrões, faz com que estes se repelam entre si e se acumulem em torno do cátodo na denominada nuvem electrónica. A capa focalizadora [Figura 13] tem como função minimizar a dispersão dos electrões para que estes atinjam o ânodo na zona do alvo. Tal é possível porque esta peça está carregada negativamente e repele os electrões para o local pretendido. Os electrões produzidos pelo filamento do cátodo são acelerados e focalizados em direcção ao alvo através da aplicação de uma d.d.p. entre os dois eléctrodos da ampola (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Figura 13 Sem a utilização da capa focalizadora (A) os electrões seriam acelerados em direcção ao anodo e, a maioria, não iria atingir o alvo, e outra percentagem nem sequer chegaria a atingir o ânodo. Com a capa focalizadora (B) conseguimos garantir que os electrões interagem com a área que realmente pretendemos (Bushong, 2010).



Hoje em dia, a compreensão detalhada do funcionamento de uma ampola de raios X possibilita uma evolução extremamente positiva que visa uma melhor qualidade de imagem, uma menor dose de radiação para o paciente e um tempo de vida útil superior (Bushong, 2010) (Hsieh, 2009).

Outro componente importante da ampola é a filtragem, que é composta pela filtragem inerente e a filtragem adicional. Assim, é possível reter os fotões de baixa energia diminuindo a quantidade do feixe e aumentando a sua qualidade (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

20

Um elemento importante na ampola que ajuda a diminuir a radiação difusa e a dose de radiação no paciente é o colimador. Este consiste num diafragma de abertura variável constituído por chumbo e/ou alumínio. O diafragma não é um dispositivo de filtragem mas sim um dispositivo de contenção de radiação, assim, podemos garantir que só a área em estudo está a ser irradiada, evitando a irradiação desnecessária de uma área maior do paciente e diminuindo a produção de radiação difusa que vai interagir com o nosso detector de imagem degradando a mesma (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Schueler, 2000).

1.2.2.2. Grelha Anti-Difusora

A grelha anti-difusora é colocada antes do receptor de imagem e tem como objectivo diminuir a radiação difusa proveniente do paciente. Ao serem utilizadas, os factores técnicos tem de ser alterados o que vai aumentar a dose no paciente, como tal, este dispositivo deve ser retirado nos casos em que o paciente irradiado não produz radiação difusa significativa, como são exemplo as crianças (Schueler, 2000)(Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Canevaro, 2009)(Bushong, 2010).

1.2.2.3. Digital Flat Panel

Os DFP são a mais recente geração de detetores de imagem, e produzem uma imagem digital directa através da conversão indirecta ou directa dos fotões X (Bushong, 2010).

Na conversão indirecta é utilizado um material cintilante, o Iodeto de Césio (CsI), que converte os fotões X em luz visível, posteriormente os fotões de luz visível vão interagir com o material detector, o Silício amorfo (a-Si), que os converte em carga eléctrica. Associado ao material detector, encontram-se fotodíodos e uma matriz de TFT que permitem captar e converter o sinal eléctrico numa imagem digital (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (GE, 2010).

Na conversão directa os fotões X são directamente captados pelo material detector, o Selénio amorfo (a-Se), e convertidos em sinal eléctrico (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

21

1.2.3. Mesa

Num equipamento de fluroscopia para Angiografia a mesa pode ser movimentada segundo três eixos. Deve ser constituída por material radiotransparente como é exemplo a fibra de carbono e suportar um peso considerável para os pacientes de maiores dimensões. Almofadas e esponjas radiotransparentes podem ajudar a deixar o paciente mais confortável e estável (Schueler, 2000) (Bushong, 2010).

1.2.4. Monitores

O médico que está a realizar a intervenção necessita de ter, pelo menos, dois monitores à sua disposição. Um onde possa visualizar em tempo real o procedimento que está a realizar e outro que, por norma guarda o último frame da exposição realizada anteriormente. Dentro da sala de comandos existe por norma, pelo menos um monitor onde é possível visualizar a aquisição de imagens em tempo real (Bushong, 2010).

1.3. Angiografia

A Radiologia de Intervenção (RI) engloba uma série de técnicas de diagnóstico e terapêutica [Figura 14], minimamente invasivas, de execução rápida e com resultados diagnósticos e terapêuticos rapidamente alcançados. Devido a estas características, uma das grandes vantagens da RI reside no impacto monetário favorável à economia hospitalar e na qualidade dos cuidados médicos prestados ao paciente (Almeida, Radiologia de Intervenção Extravascular, 2009).

22

A Angiografia consiste numa técnica que utiliza a fluoroscopia para estudo das veias e artérias após a injeção de um produto de contraste. Este, parece um conceito muito simples, contudo a Angiografia engloba uma série de procedimentos que visam não só a caracterização vascular das estruturas mas também a realização de procedimentos terapêuticos a esse nível. Isto é, existem duas áreas distintas na Angiografia, a área Diagnóstica e a área Terapêutica [Figura 14] se bem que, a Angiografia Diagnóstica tem caído em desuso devido à evolução de outros métodos de imagem como são exemplo a TC, a RM e a US que proporcionam diagnósticos fiáveis, possuem um custo reduzido e estão mais disponíveis quando comparado com a Angiografia (Almeida, 2003) (Bontrager & Lampignano, 2006) (Bushong, 2010).

A NRI, é a área da medicina que se ocupa dos procedimentos de diagnóstico e intervenção neurovasculares. Neste contexto, a Angiografia Diagnóstica é realizada no âmbito do diagnóstico da patologia vascular e do controle de procedimentos Angiográficos de Intervenção prévios. Por outro lado, os procedimentos Angiográficos de Intervenção iniciam-se, por norma, com uma Angiografia Diagnóstica, onde a patologia é detectada, caracterizada e estudada, e de seguida dá-se início à intervenção (Campos & Morgado, 2009).

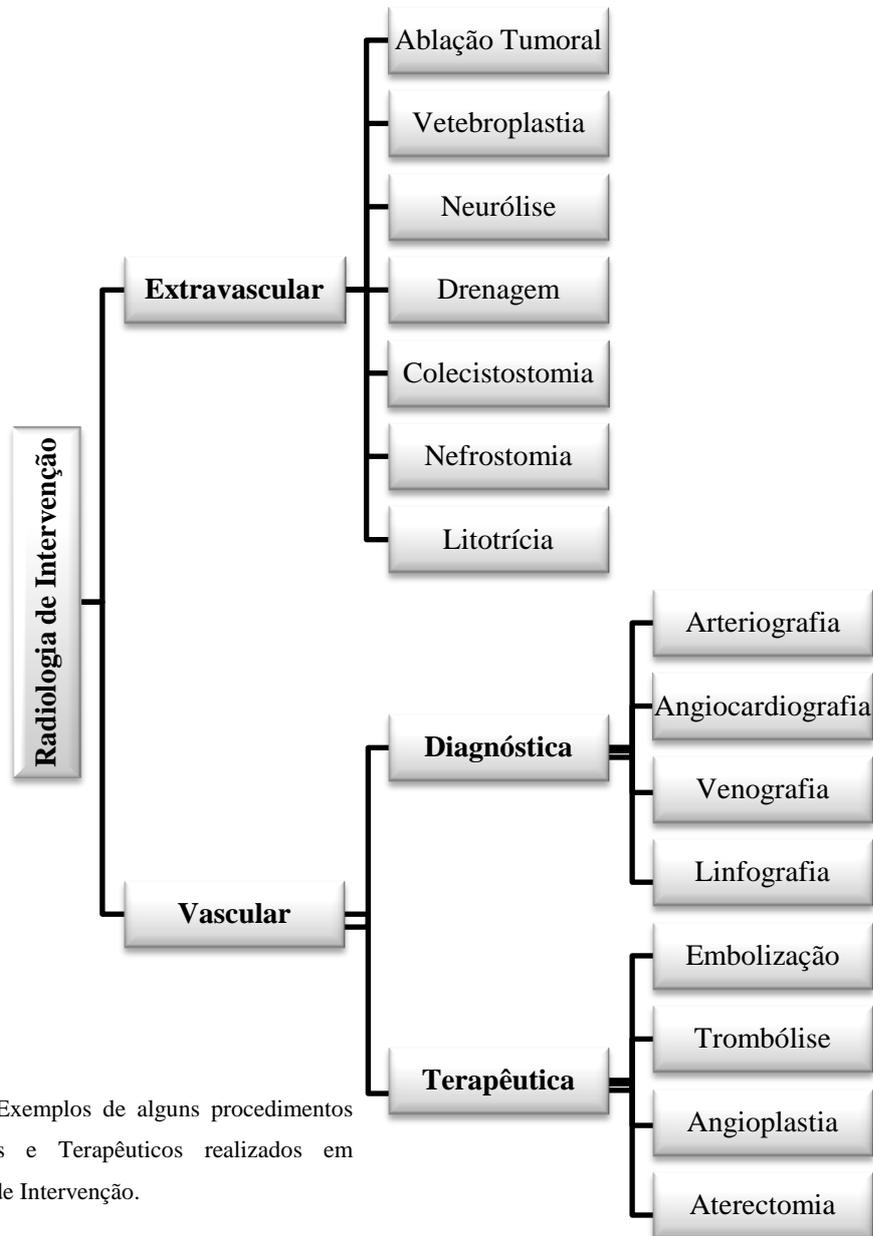


Figura 14 Exemplos de alguns procedimentos Diagnósticos e Terapêuticos realizados em Radiologia de Intervenção.

Os procedimentos endovasculares de intervenção são executados em patologias como: aneurismas cerebrais; malformações vasculares cerebrais; fístulas arteriovenosas; tumores hipervascularizados; doença arterial aterosclerótica intra e extracraniana; entre outros (Almeida, Radiologia de Intervenção Extravascular, 2009).

1.3.1. Factos Históricos

A realização do primeiro procedimento angiográfico remonta ao ano 1896, poucos meses após a descoberta de Wilhelm Röntgen, Haschek e Lindenthal efectuaram a injeção de um produto radiopaco nos vasos de uma mão amputada. Nos

anos que se precederam houve avanços notáveis, tanto a nível da técnica angiográfica como a nível dos productos de contraste (Almeida, 2003) (Rubin & Rofsky, 2009).

Um marco importante na história da medicina em Portugal, foi a criação da Escola Portuguesa de Angiografia que aconteceu depois do procedimento angiográfico realizado por Egas Moniz no ano 1927, no qual após a injeção de um producto de contraste, ao nível das artérias carótidas primitivas, estudou a vascularização cerebral *in vivo*. Reinaldo dos Santos, em 1928 realizou a primeira arteriografia periférica e a primeira aortografia com punção translombar (Almeida, 2003).

24

Em 1953, Sven Seldinger descreveu a técnica percutânea ideal para realização do cateterismo a qual, pode ser utilizada para um acesso arterial ou venoso. Já nos anos 60, Mason Jones foi pioneiro na angiografia coronária selectiva transbraquial. Em 1972 Dotter descreveu a primeira embolização e, em 1977, Andréas Gruentzig realizou a primeira angioplastia percutânea com balão. Estes são alguns dos imensos factos históricos relativos à Angiografia e à sua contínua evolução (Bontrager & Lampignano, 2006) (Bushong, 2010) (Pisco, Angiografia de Intervenção, 2009) (Rubin & Rofsky, 2009).

1.3.2. Sala de Angiografia

A sala de Angiografia contem todo o equipamento de fluoroscopia e ainda, todo o material que é necessário à realização dos procedimentos e, por outro lado, todo o material que pode vir a ser necessário numa situação emergente. Adjacente à sala de intervenção, encontra-se a sala da consola de operação que possui uma passagem directa para a sala de intervenção (Bushong, 2010).

É necessário referir que a sala de Angiografia é um ambiente esterilizado como tal, qualquer profissional que pretende entrar na sala de procedimentos deve vestir roupa adequada exactamente como se estivesse em ambiente de Bloco Operatório (Bontrager & Lampignano, 2006).

1.3.3. Constituição da Equipa

Normalmente a equipa de angiografia é constituída por: um Técnico de Radiologia; um ou dois Médicos Intervencionistas; um Enfermeiro; um Assistente Operacional; e um Médico Anestésista (Bushong, 2010) (Bontrager & Lampignano, 2006).

O número de elementos presentes na sala, e cada uma das suas especialidades, torna esta uma equipa multidisciplinar e, como tal, todos devem estar cientes dos seus deveres e responsabilidades de forma a que sejam evitados lapsos que possam vir a ser prejudiciais para o paciente.

25

1.3.4. Aquisição de Imagem

Nos procedimentos angiográficos neurovasculares existem dois modos de operação ou aquisição de imagem bastante utilizados, entre eles, o Modo de Fluoroscopia (comummente denominado por escopia) e o Modo de Gravação ou Cine (comummente denominado por grafia) (GE, 2010).

O Modo de Fluoroscopia é, normalmente, utilizado para guiar cateteres, fios guia e outros materiais endovasculares até ao local pretendido no interior do paciente. As imagens obtidas neste modo de aquisição não são utilizadas para fins diagnósticos, como tal, não são armazenadas. Devido à sua finalidade, este modo de aquisição utiliza baixas taxas de dose (10 a 80 $\mu\text{Gy}/\text{min}$, no plano do detector), o que se traduz em imagens de baixa qualidade (Morrell, 2006).

O Modo de Gravação, consiste na aquisição e gravação de séries de imagens dinâmicas, onde é possível acompanhar a progressão do contraste com alta definição. As séries obtidas em Modo de Gravação são diagnósticas e, como tal, são obtidas com elevadas taxas de dose (100 a 300 $\mu\text{Gy}/\text{min}$, no plano do detector) assim, é possível reduzir o ruído e aumentar a resolução espacial/detalhe (Morrell, 2006).

1.3.5. Fluoroscopia Digital

Um sistema de Fluoroscopia Digital (FD), é idêntico ao sistema fluoroscópico convencional no entanto, é adicionado hardware que permite converter os dados analógicos em informação digital (Pooley, McKinney, & Miller, 2001) (Canevaro, 2009) (Bushong, 2010).

A aquisição digital permite a aplicação de diversas técnicas de processamento de imagem, tais como: alteração da escala de contraste e brilho; medição do calibre de vasos; medição de volumes; *Last Image Hold* (LIH); *Digital Subtraction Angiography* (DSA); *Road Mapping* (Pooley, McKinney, & Miller, 2001) (Canevaro, 2009) (Bushong, 2010).

As vantagens da FD estão no aumento da velocidade de aquisição de imagem e na possibilidade de realizar pós-processamento das mesmas. Em suma, a FD veio melhorar significativamente a qualidade de imagem fluoroscópica mas, sobretudo, diminuir a exposição à radiação ionizante do paciente e da equipa (Pooley, McKinney, & Miller, 2001) (Bushong, 2010).

1.3.5.1. *Last Image Hold*

Em fluoroscopia convencional apenas é possível observar a imagem radiológica quando ocorre emissão de radiação assim, quando a exposição é terminada a imagem que estava no ecrã desaparece. A técnica LIH, ou fixação da última imagem, utiliza a informação do último frame obtido, a qual fica disponível continuamente, até ser iniciada uma nova aquisição [Figura 15]. A LIH pode ser observada/estudada durante o tempo que for necessário sem que para isso seja necessário emitir radiação (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

Outra grande vantagem da LIH consiste na possibilidade de ajustar os colimadores durante o período em que o equipamento não emite radiação, assim quando há nossa exposição radiográfica o FOV está ajustado, o que diminui a dose no paciente e nos profissionais de saúde (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

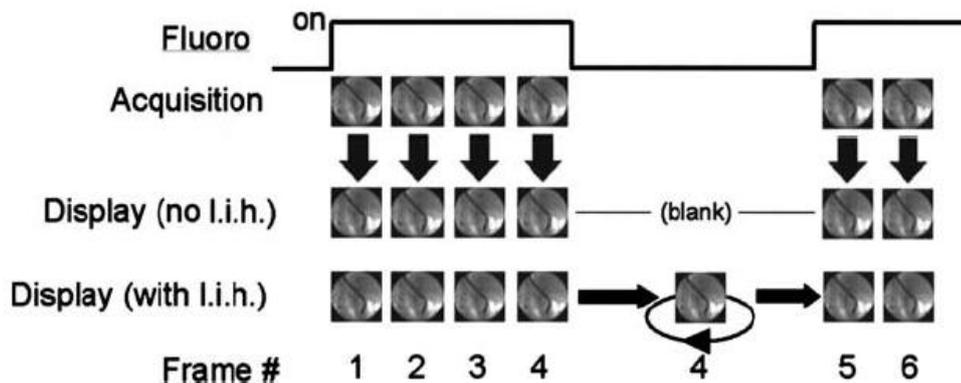


Figura 15 Exemplo de sistemas sem e com LIH (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

1.3.5.2. Angiografia de Subtração Digital

Uma das técnicas de “pós-processamento” imediato que a FD proporciona é a Digital Subtraction Angiography (DSA), que aumenta substancialmente o contraste da imagem (Bushong, 2010).

Em DSA é adquirida uma primeira imagem da estrutura, denominada Máscara, de seguida o produto de contraste é injectado a uma velocidade específica que depende da localização da estrutura que está a ser alvo do estudo e do local do cateterismo (venoso ou arterial), e são então obtidas diversas imagens da progressão do contraste. Depois, às imagens com contraste é subtraída a imagem Máscara que vai permitir eliminar as estruturas que não foram contrastadas, ou seja, vai realçar apenas as estruturas onde existe contraste [Figura 16]. Este processo decorre, praticamente todo, em tempo real e é fundamental que o paciente não se movimente durante este período, pois o movimento voluntário e/ou involuntário vai originar artefactos. As imagens obtidas são todas armazenadas para posterior visualização (Pooley, McKinney, & Miller, 2001) (Bushong, 2010).

A DSA possui diversas vantagens quando comparada com a Angiografia Convencional, entre elas: como já foi referido, o aumento na resolução de contraste; o volume e concentração do produto de contraste é inferior; permite utilizar cateteres de pequeno calibre; custo inferior; diminuição do tempo de exame (Pisco & Branco, Radiologia Vascul, 2009).

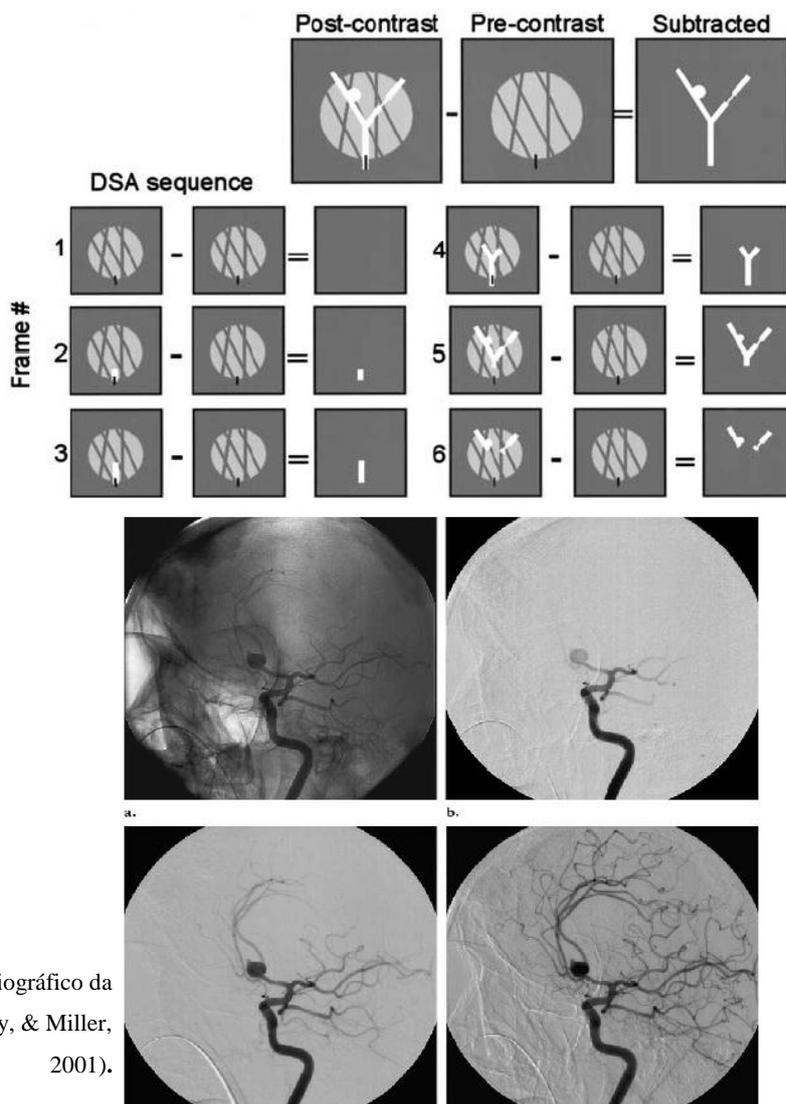


Figura 16 Exemplo gráfico e radiográfico da tecnologia DSA (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

1.3.5.3. Road Mapping

O Mapeamento Vascular é uma técnica útil para a inserção de cateteres e/ou fios guia em vasos de menor calibre e selectivamente difíceis (Pooley, McKinney, & Miller, 2001) (Bushong, 2010).

Para adquirir o road map, inicialmente é necessário adquirir uma sequência DSA que vai conter o vaso com opacificação máxima, esta vai ser a máscara à qual se vai subtrair as imagens fluoroscópicas subsequentes. Assim, é possível visualizar uma estimativa da anatomia vascular estática enquanto, através das imagens em tempo real, o intervencionista progride o material no lúmen do vaso [Figura 17] (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

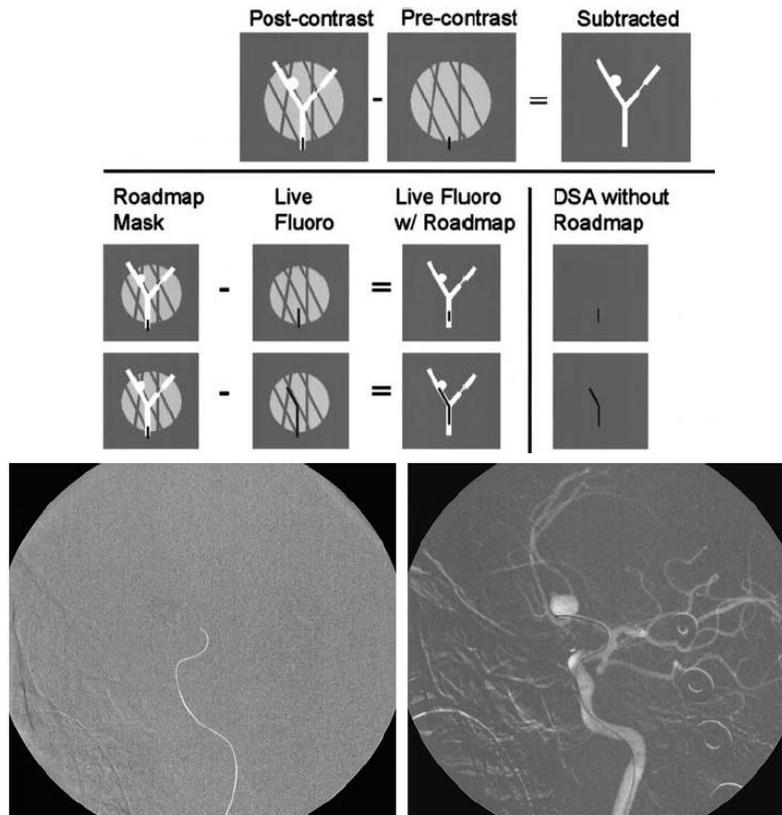


Figura 17 Exemplo gráfico e radiográfico da tecnologia Road Mapping (Pooley, McKinney, & Miller, 2001).

1.4. Protecção e Segurança Radiológica

A radiação ionizante está presente, não só na realização de exames em Radiologia e Medicina Nuclear, mas também em toda a natureza, inclusivé, no próprio corpo humano. Como tal, as fontes de radiação podem ser classificadas como:

☞ Fontes de Radiação Natural:

- Radiação Cósmica;
- Radiação Terrestre;
- Radiação Interna;
- Inalação de Radão.

☞ Fontes de Radiação Artificial:

- Exames Médicos de Diagnóstico e Terapêutica;
- Navios Nucleares;
- Aceleradores de Partículas;
- Centrais Nucleares;
- Entre outros (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Desde sempre, a população mundial convive com fontes de radiação natural contudo, foi logo após a descoberta de Röntgen que todos tomaram consciência dos verdadeiros perigos a que estavam a ser expostos.

Röntgen descobriu a radiação X a 8 de Novembro de 1895, menos de um mês depois foi publicada a primeira radiografia de uma estrutura anatómica, a mão de Bertha Röntgen e, em 1896 realizou-se a primeira radiografia de aplicação clínica dos raios X. Em poucos meses, a descoberta de Röntgen alastrou-se a todo o mundo e desencadeou uma histeria inicial que, culmina, numa série de situações que hoje consideramos, no mínimo, caricatas. Depois da euforia generalizada, o regresso à realidade foi acompanhado de uma nova descoberta relativa aos raios de Röntgen, estes não eram inócuos. Os médicos e cientistas que trabalhavam horas sucessivas com a emissão de Raios X, começaram a desenvolver alopecia, radiodermites severas, a sofrer amputações e, muitos deles, acabavam por falecer (Bushong, 2010) (Brogdon, 1998).

Clarence Dally, assistente do conhecido cientista Thomas A. Edison, foi uma das primeiras vítimas mortais por exposição aos Raios X. Dally prontificou-se a ajudar Edison nas suas pesquisas acerca dos Raios-X, cedendo os seus braços a diversas e prolongadas exposições, sofrendo assim graves queimaduras que mais tarde levaram à amputação de ambos os braços. O assistente e amigo de longa data de Edison acabou por falecer em 1904, sendo considerada a primeira morte por exposição aos Raios X nos EUA. Depois deste trágico acontecimento, Edison abandonou as suas experiências com os Raios X (Edison Fears Hidden Perils Of The X-Rays, 1903) (Bushong, 2010).

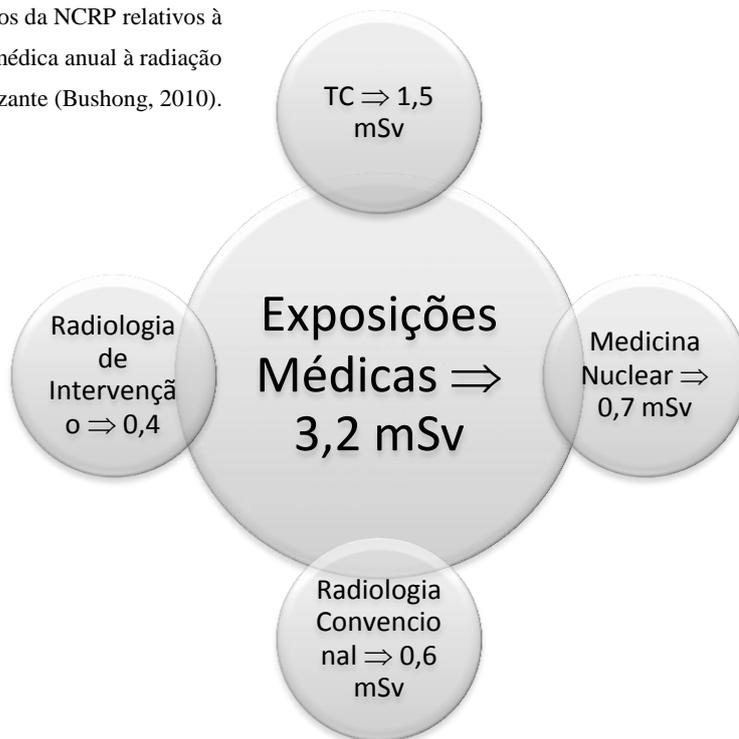
31

Em 1932 a U.S. Committee on X-Ray and Radium Protection (actualmente denominada NCRP, National Council on Radiation Protection Measurements) publicou os primeiros limites de dose, dando assim início a um legado que actualmente é aprimorado por diversas organizações que estipulam limites de dose e princípios fundamentais para protecção radiológica (Bushong, 2010).

Se, nos anos 90, os relatórios da NCRP, apontavam para uma exposição anual a fontes naturais de radiação de 3 mSv e, de 0,53 mSv resultantes de exposições diagnósticas, actualmente, os valores de exposição anual para exames médicos de diagnóstico sextuplicou, enquanto que os valores de exposição a fontes naturais manteve-se inalterável [Figura 18]. Este aumento deve-se aos avanços tecnológicos alcançados nestes últimos 20 anos, sobretudo na área da Tomografia Computorizada (TC) e também devido ao acesso cada vez maior, da população aos exames de radiodiagnóstico (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Com estes aumentos drásticos é necessário garantir uma consciencialização generalizada da população alvo e dos profissionais de saúde: é imperativo que os prescritores de exames só o façam quando é realmente imprescindível; os utentes devem ter consciência do risco-benefício da radiação ionizante; e, por fim, as normas de protecção radiológica devem ser seguidas e aplicadas sempre, salvo raras excepções (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Figura 18 Dados da NCRP relativos à exposição médica anual à radiação ionizante (Bushong, 2010).



32

1.4.1. Princípios de Protecção Radiológica

A utilização de radiação ionizante em diagnóstico e terapêutica trouxe diversas vantagens à prática clínica contudo, com o passar dos anos, as desvantagens começaram a surgir e foi claro que era preciso controlar afincadamente todos os parâmetros relativos à realização destes exames. Como tal, a realização de um exame de diagnóstico utilizando radiação ionizante comporta um risco que terá de ser sempre inferior ao benefício que advém do exame. É importante que o médico que requisita o exame, o paciente, e o Técnico de Radiologia tenham sempre esta afirmação em mente (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

A utilização de radiação ionizante deve ser controlada e regida pelos seguintes princípios:

- ☞ Princípio da Justificação \Rightarrow nenhum exame deve ser realizado se, dele não resultar um claro benefício para o paciente;
- ☞ Princípio da Limitação de Dose \Rightarrow a exposição de um profissional de saúde deve ser sujeita a limites de dose estabelecidos;

∞ Princípio da Optimização (ALARA – As Low as Reasonably achievable) ⇒ todas as exposições às radiações e o número de individuos expostos devem ser mantidos a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (EURATOM, 1995-2012).

1.4.2. Factores de Protecção Radiológica

A base da protecção radiológica do paciente durante realização de um exame com radiação ionizante, incide em ferramentas básicas como é exemplo a comunicação. Uma comunicação efectiva com o paciente onde explicamos o que vai acontecer e como este deve proceder evita o prolongamento do tempo de exame: “*Paciente esclarecido, paciente colaborante*”. O posicionamento correcto do paciente, a colimação adequada, a selecção dos factores técnicos apropriados à estrutura anatómica que está a ser alvo do estudo, a diminuição do tempo de emissão de radiação, a utilização de filtros à saída da ampola e, por fim, a utilização de dispositivos de blindagem possibilitam uma redução eficaz da dose (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

33

1.4.2.1. Tempo

Em radiologia convencional o tempo de emissão de radiação corresponde a milésimos de segundo, desta forma o tempo de exposição do paciente é reduzido eficazmente e, o TR pode ausentar-se da sala durante esse período. Por outro lado, em fluroscopia existe emissão de radiação contínua e descontínua e para além do paciente e do TR existem outros profissinais de saúde que estão a ser expostos. Nesta situação, a emissão de radiação contínua deve ser diminuída ao máximo, isto porque a exposição dos profissinais de saúde e a intensidade de radiação recebida pelo paciente é directamente proporcional ao tempo (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

1.4.2.2. Distância

Com o aumento da distância à fonte de radiação os níveis de exposição diminuem substancialmente isto porque, a intensidade da radiação é inversamente proporcional ao quadrado da distância à fonte [Figura 19] (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

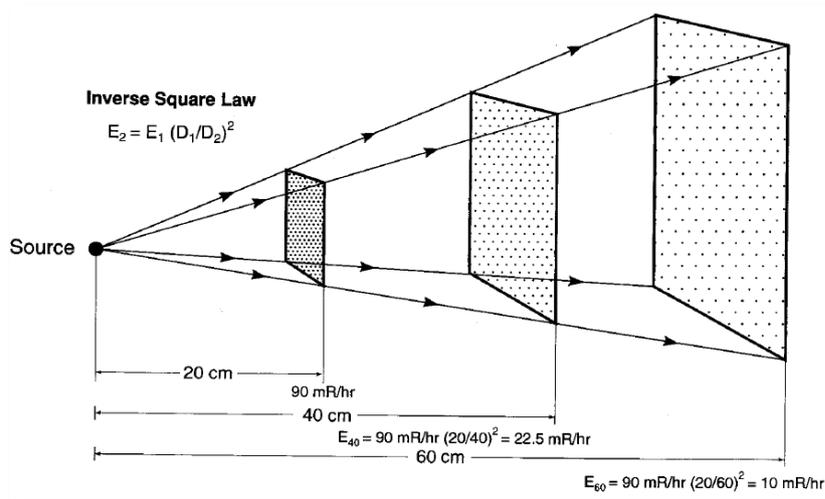


Figura 19 Lei do Inverso do Quadrado (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

1.4.2.3. Blindagem

A blindagem é utilizada para reduzir a exposição dos profissionais de saúde e dos pacientes contra: o feixe útil; a radiação de fuga da ampola. A configuração da blindagem (tamanho, espessura, material) vai depender do tipo de radiação a que se está exposto e da distância a que estamos da fonte de radiação (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

A blindagem utilizada pode ser classificada como primária se o seu intuito for proporcionar protecção contra o feixe útil, ou secundária, se o seu intuito for proteger contra a radiação difusa. Estas barreiras físicas podem ser constituídas por chumbo, alumínio, betão, vidro, entre outros mas o que realmente importa é a espessura que os dispositivos apresentam (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

O HVL (Half Value Layer) é definido como a espessura de material necessária para reduzir a intensidade da radiação ionizante para metade do seu valor inicial, este parâmetro é de extrema importância para adequar as protecções físicas à energia de radiação a que se está exposto (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

Os dispositivos de blindagem pessoal são:

- ☞ Avental ou Colete e Saia ⇒ é o elemento mais utilizado na protecção contra a radiação X. Se a sua função for proteger contra a radiação difusa este deve ser constituído por 0,25 mm de chumbo, se for proteger contra o feixe útil deve possuir 0,5 mm de chumbo;
- ☞ Luvas ⇒ devem ser utilizadas quando as mãos estão muito próximas ou “dentro” do feixe primário e devem proporcionar uma protecção equivalente a 0,25 mm de chumbo;
- ☞ Colar para a Tiróide ⇒ deve ser sempre utilizado, uma vez que a tiróide é um dos órgãos mais sensíveis à radiação;
- ☞ Óculos ⇒ devem fornecer uma protecção equivalente a 0,75 mm de chumbo;
- ☞ Barreiras Amovíveis ⇒ devem ser colocadas em pontos estratégicos para proteger do feixe primário ou secundário (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bontrager & Lampignano, 2006).

1.4.3. Protecção Radiológica em Angiografia

As doses recebidas pelos profissionais que realizam procedimentos fluoroscópicos estão directamente relacionadas com as doses recebidas pelos pacientes. Estes, são a principal fonte de radiação difusa, sendo esta a maior responsável pelas doses recebidas pelos trabalhadores expostos (Bushong, 2010) (Baptista, 2011).

O tempo de duração total dos procedimentos e/ou o total de dose a que o paciente é exposto depende essencialmente da colaboração do próprio, da complexidade do procedimento e da perícia do intervencionista e da restante equipa. Se a dose recebida pelo paciente for mantida num valor reduzido, consequentemente, a dose recebida pela equipa de intervenção também vai ser menor. Sendo assim, para melhor

salvaguardar a equipa, o alvo de protecção principal vai ser o paciente pois, é da interação da radiação ionizante com este que resulta a maior parte da radiação recebida pelos profissionais de saúde.

Os factores que influenciam a dose recebida pelo paciente são:

- ∞ Tamanho do paciente → quanto maior for o Índice de Massa Corporal (IMC) do paciente, maior é a atenuação do feixe, sendo por isso necessário aumentar a tensão e a intensidade da corrente, aumentando consequentemente dose do paciente;
- ∞ Complexidade do procedimento;
- ∞ Geometria receptor de imagem-paciente → para minimizar a dose do paciente, a distância entre a ampola de raios X e o paciente deve ser máxima, enquanto que a distância receptor-paciente deve ser mínima [Figura 20];
- ∞ Projecções → nas projecções oblíquas, a distância entre a ampola e o paciente é menor do que nas projecções PA, e por esse motivo a dose na pele dos pacientes é maior;
- ∞ Fluoroscopia pulsada;
- ∞ Intensidade da corrente da ampola;
- ∞ Energia do feixe de radiação X;

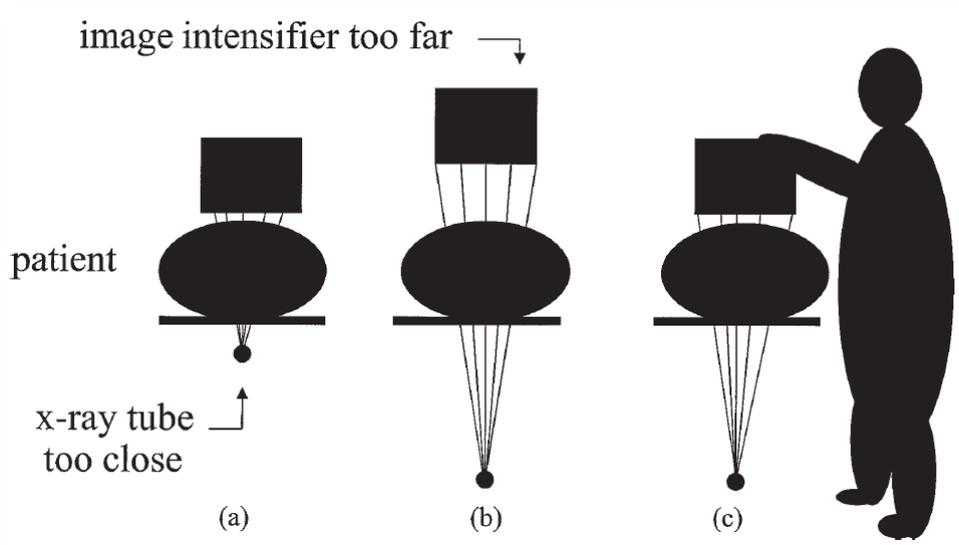


Figura 20 A disposição mais correta é a (c) porque é a que permite diminuir a dose no paciente sem alterar a qualidade de imagem (Brateman, 1999).

- ∞ Colimação → 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 a qualidade das imagens obtidas;
- ∞ Filtros (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010) (Baptista, 2011) (Canevaro, 2009).

Os factores que influenciam a dose recebida pelos profissionais de saúde são:

37

- ∞ Distância à fonte de radiação;
- ∞ Geometria do braço em C;
- ∞ Tempo de exposição;
- ∞ Blindagem → inclui as barreiras de protecção amovíveis e os equipamentos de protecção individual:
 - Protecção de tecto suspensa;
 - Protecção lateral da mesa de pacientes
 - Avental ou colete e saia;
 - Colar para a tiróide;
 - Luvas plumbíferas;
 - Óculos plumbíferos.
- ∞ Acesso Arterial/Venoso;

A geometria do braço em C, isto é, a localização da ampola e do receptor de imagem, é um factor que influencia bastante a dose recebida pela equipa. Por norma a ampola encontra-se localizada debaixo da mesa onde se encontra o paciente, a pelo menos 30 centímetros deste, e o receptor de imagem encontra-se o mais próximo possível da estrutura a ser estudada [Figura 21 (1)]. Esta disposição da ampola não é comum por mero acaso pois, permite que a radiação difusa tenha uma propagação menos prejudicial para os intervencionistas. As emissões de radiação com o braço angulado [Figura 21 (3)] devem ser reduzidas ao máximo, pois a radiação difusa recebida no pescoço e na face quadruplica. A inversão da localização da ampola e do receptor de imagem [Figura 21 (2)] não é aconselhada porque a radiação difusa que incide no cristalino é 100 vezes maior. Com o braço horizontalizado a 90° [Figura 21

(4)], temos uma maior presença de radiação no lado da ampola do que no lado do receptor de imagem (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bontrager & Lampignano, 2006) (Brateman, 1999).

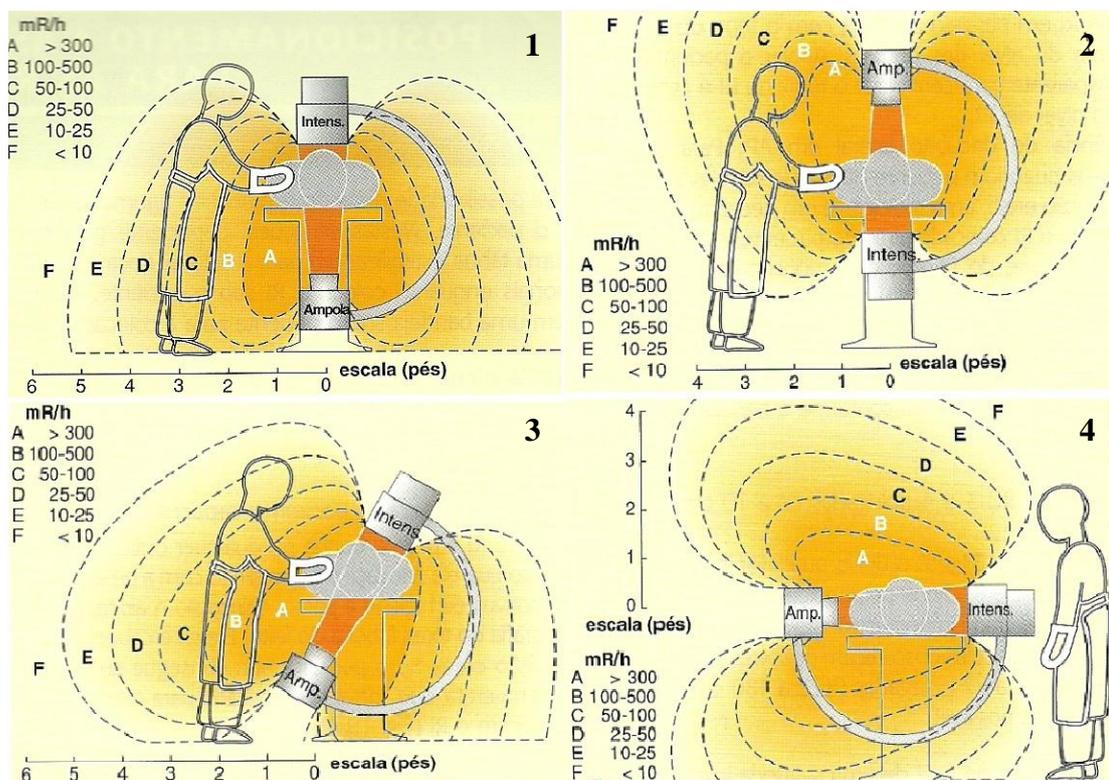


Figura 21 A posição ideal do braço em C é com o receptor de imagem localizado na porção superior e a Ampola na porção inferior, assim é possível reduzir a intensidade da radiação difusão em zonas radiosensíveis como são o pescoço e a face (Bontrager & Lampignano, 2006).

Outro factor que influencia a dose recebida pelos intervencionistas é o FOV, não só o seu tamanho como também a sua localização. Quanto maior for o FOV, maior é a quantidade de radiação difusa produzida o que, não só aumenta a dose nos profissionais de saúde, como também degrada a imagem. Se o FOV estiver localizado mais próximo da linha média do paciente, a intensidade da radiação difusa produzida é inferior, o contrário sucede se o FOV estiver localizado numa extremidade [Figura 22] (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Brateman, 1999).

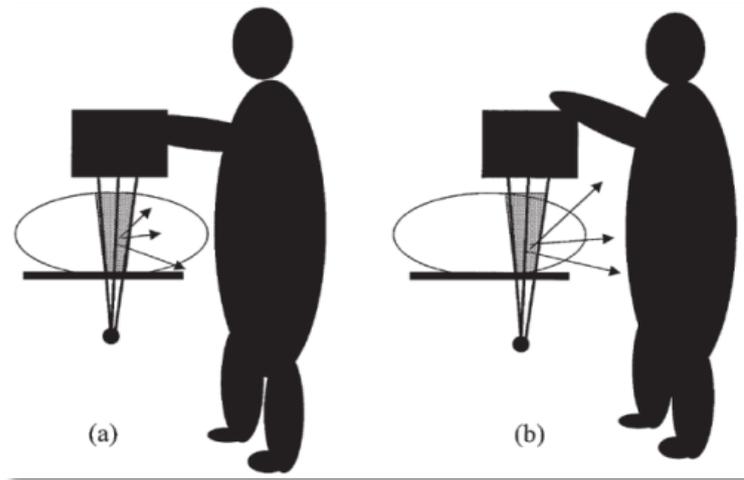


Figura 22 Em (a) o FOV está localizado perto do isocentro do paciente e a radiação difusa produzida possui menor intensidade, o contrário acontece em (b) (Brateman, 1999).

1.5. Radiobiologia

Hoje em dia, é do conhecimento geral que a radiação ionizante pode causar mutações genéticas, infertilidade, queimaduras, cataratas, cancro e morte. Assim, existe uma área dedicada ao estudo da forma como a radiação ionizante actua nos tecidos biológicos e nos seres vivos e quais os seus efeitos, a Radiobiologia (Bushong, 2010).

Os efeitos da radiação ionizante nas estruturas biológicas podem ser classificados segundo duas vertentes:

40

- ☞ Efeitos Estocásticos \Rightarrow são efeitos cuja probabilidade de ocorrência aumenta com a dose a que se é exposto mantendo-se, no entanto, improváveis. São exemplos os efeitos hereditários e carcinogénicos da radiação;
- ☞ Efeitos Determinísticos \Rightarrow são efeitos que sucedem garantidamente para certos níveis de dose (elevados), contudo para doses baixas nenhum efeito é induzido. São exemplos a indução de cataratas, danos na pele e a indução de infertilidade [Tabela 1] (Secca, 2009) (Bushong, 2010) (Bontrager & Lampignano, 2006).

Os efeitos estocásticos são independentes dos efeitos determinísticos e vice versa, isto porque: se uma pessoa receber uma dose de radiação muito elevada, esta certamente vai desencadear o aparecimento de um efeito determinístico sem que, no entanto, haja lugar ao aparecimento de qualquer efeito estocástico; pelo contrário, uma pessoa pode ser sujeita a uma dose mínima na pele, a qual não desencadeia qualquer efeito determinístico mas pode despoletar o aparecimento de um efeito estocástico. O objectivo da protecção radiológica é evitar a ocorrência de efeitos determinísticos e minimizar a ocorrência de efeitos estocásticos (Bontrager & Lampignano, 2006) (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Quando a radiação interage com as estruturas biológicas, dependendo da sua intensidade e tendo sempre em conta os efeitos determinísticos e estocásticos, podem ocorrer efeitos imediatos ou retardados. Consideram-se efeitos imediatos resultante da exposição a doses elevadas de radiação aqueles que se manifestam após periodos que variam entre os minutos e as semanas. Os efeitos retardados referem-se a efeitos que se manifestam meses, anos ou mesmo décadas após a irradiação (Bushong, 2010).

Efeito	Limiar de Dose (Gy)	Primeiros Sintomas
Eritema Transitório	2	~2 – 24 horas
Eritema Principal	6	~10 dias
Depilação Temporária	3	~3 semanas
Depilação Permanente	7	~3 semanas
Descamação Seca	14	~4 semanas
Descamação Húmida	18	~4 semanas
Ulceração Secundária	24	>6 semanas
Eritema Tardio	15	8 – 10 semanas
Necrose Isquémica da Derme	18	>10 semanas
Atrofia Dérmica (1. ^a Fase)	10	>12 semanas
Atrofia Dérmica (2. ^a Fase)	10	>1 ano
Telangiectasia	10	>1 ano
Necrose Dérmica (Fase Final)	>12?	>1 ano

41

Tabela 1 Limites de dose necessários para que determinado efeito seja observado e o tempo que decorre entre a irradiação e o surgimento da lesão (IAEA, 2010).

1.6. Dosimetria

Para avaliar as doses de exposição à radiação ionizante, foram desenvolvidos conceitos e grandezas dosimétricas específicas para descrever e quantificar a energia depositada por um feixe de radiação num determinado meio (Bushong, 2010) (Baptista, 2011).

Segundo as recomendações da ICRP, as grandezas dosimétricas estão divididas em três categorias distintas:

42

∞ Grandezas Físicas:

- Fluência - Φ
- Kerma - K
- Dose Absorvida - D

∞ Grandezas de Protecção:

- Dose Absorvida Média- D_T
- Dose Equivalente - H_T
- Dose Efectiva - E

∞ Grandezas Operacionais:

- Equivalente de Dose Ambiental - $H^*(d)$
- Equivalente de Dose Direccional - $H^*(d, \Omega)$
- Equivalente de Dose Individual - $H_p(d)$ (Bushong, 2010) (Baptista, 2011).

São imensas, as grandezas dosimétricas que nos ajudam a caracterizar e medir a radiação ionizante contudo, as mais relevantes são:

◆ *KERMA, K*

Corresponde à energia média transferida pelos fotões ou neutrões para os electrões dos átomos do material. Esta grandeza é medida em Gy (Gray) (Bushong, 2010).

◆ *Dose Absorvida, D*

É a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante num meio através de ionizações e excitações. Esta grandeza é medida em Gy (Bushong, 2010).

◆ *Dose Equivalente [H_T]*

Esta permite quantificar a dose recebida num determinado órgão ou tecido, T, no caso de um campo de irradiação misto. Esta grandeza é medida em Sv (Sievert).

43

◆ *Dose Efectiva [E]*

É obtida multiplicando a H_T em cada órgão por um factor característico de cada órgão, isto porque existem tecidos que são mais radiosensíveis do que outros, como é o caso da medula, das gónadas e do cristalino. Esta grandeza é medida em Sv (Bushong, 2010).

◆ *Equivalente de Dose Individual [$H_p(d)$]*

Corresponde ao equivalente de dose no tecido mole, a uma profundidade de d milímetros, no corpo humano. Para radiação pouco penetrante (baixa energia), é utilizada a profundidade de 0.07 mm $H_p(0,07)$, para obter uma estimativa da Dose Equivalente na pele. Para radiação fortemente penetrante (elevada energia), o equivalente de dose individual deve ser determinado à profundidade de 10 mm $H_p(10)$, de forma a se estimar a Dose Efectiva na pele.

Para melhor determinar a dose recebida pelo paciente, não basta utilizar a H_T e a E e, como tal, existem cinco formas de aprimorar esses resultados, entre elas:

☞ Dose na Pele [Skin Dose, SD] \Rightarrow esta é uma medida relativamente fácil de calcular, basta utilizar detectores termo-luminescentes ou Thermoluminescent Dosimeter (TLD) sobre a pele do paciente; a SD representa a dose máxima que qualquer tecido pode receber durante a exposição;

- ☞ Exposição de Entrada na Pele [Entrance Skin Exposure, ESE] \Rightarrow é um valor estimado que contabiliza as características técnicas e geométricas do exame; Existem factores de conversão entre a SD e a ESE;
- ☞ Dose em Profundidade [Depth Dose, DP] \Rightarrow mede a percentagem de SD encontrada a determinada profundidade do paciente;
- ☞ Dose no Órgão [Organ Dose, OD] \Rightarrow é a dose recebida por um órgão em particular;
- ☞ Dose Integral [Integral Dose, ID] \Rightarrow refere-se à quantidade total de energia absorvida por unidade de massa do paciente ou de uma determinada região (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

44

1.6.1. Dosimetria Pessoal

Em Angiografia, é de elevada importância não ignorar qualquer princípio de protecção radiológica pois, este exame representa uma grande fatia da dose recebida pelos profissionais de saúde. Nestes exames os profissionais estão expostos a diversos tipos de radiação: à radiação de fuga da ampola; à radiação primária; e à radiação difusa, resultante da interacção da radiação com o paciente, a mesa e os dispositivos de blindagem. Como tal, os profissionais de saúde devem ser constantemente monitorizados para poderem controlar os níveis de radiação a que estão expostos (Bushong, 2010) (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002).

Os principais dispositivos de detecção da radiação utilizados são: os filmes; os TLD's; os DOL's (Dosímetros Luminescentes Opticamente Sensíveis); e as Câmaras de Ionização de bolso (Bushong, 2010).

A 13 de Maio de 1996 a EURATOM disponibilizou os valores de referência de dose para os profissionais de saúde, estudantes e público em geral. A legislação afirma que o limite de dose efectiva para os trabalhadores expostos é fixado em 100 mSv por cinco anos, contudo o limite de 50 mSv por ano não deve ser ultrapassado. A dose equivalente registada ao nível do cristalino não deve ser superior a 150 mSv/ano, na pele não deve ser superior a 500 mSv/ano e nas extremidades não deve ser superior a

500 mSv/ano. Em relação à população em geral o limite de dose efectiva é fixado em 1 mSv/ano. A dose equivalente registada ao nível do cristalino não deve ser superior a 15 mSv/ano e na pele não deve ser superior a 50 mSv/ano (EURATOM, 1995-2012).

1.6.2. Dose do Paciente em Procedimentos Angiográficos

Existem diversas grandezas e parâmetros de dose que ajudam a estimar a dose nos procedimentos fluoroscópicos [Figura 23]. Geralmente, os métodos utilizados para estimar a dose do paciente são classificados como directos ou indirectos (Balter, et al., 2002).

45

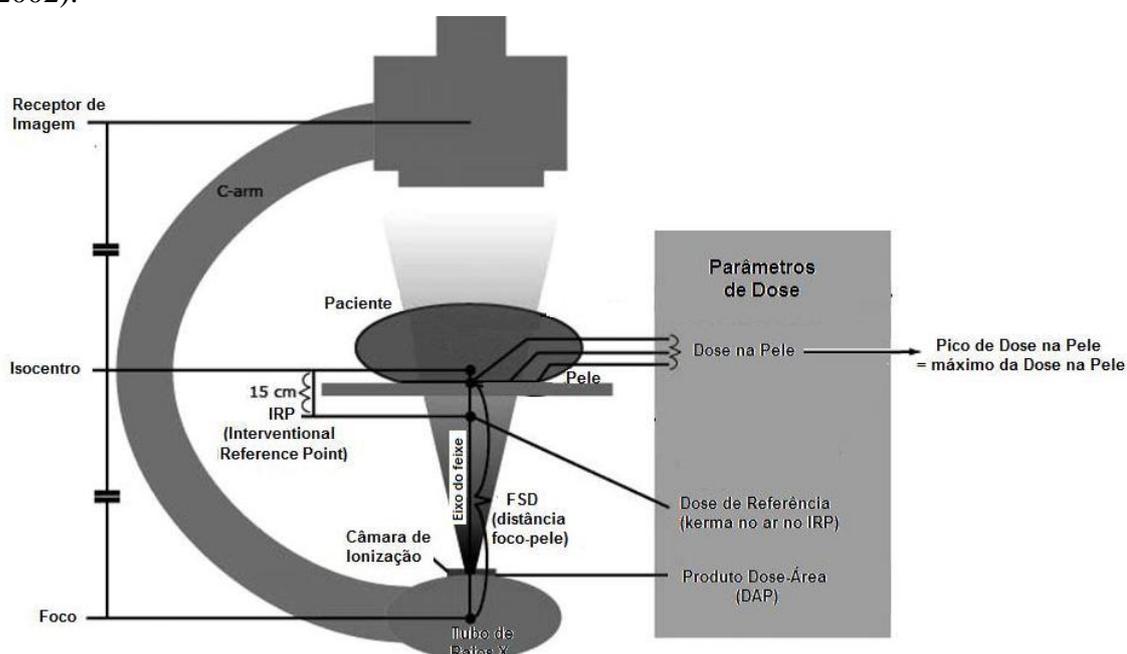


Figura 23 Locais onde se realizam as medições dos parâmetros de dose relevantes para os procedimentos intervencionistas (Baptista, 2011).

Os métodos directos utilizam formas de medir a dose directamente ou muito perto da pele do paciente. Os métodos indirectos ou calculados proporcionam uma estimativa da dose, no ponto de referência de intervenção (IRP - Interventional Reference Point), ou noutra local com base em medições directas, ou através de cálculos com base nos parâmetros de operação do equipamento e da geometria, combinados com dados de calibração adequados (Balter, et al., 2002).

Os TLD's, os filmes e os detectores de cintilação são exemplos de métodos de quantificação directa da dose no paciente (Balter, et al., 2002).

O Dose Area Product (DAP), a Taxa de Dose e a Dose Cumulativa são exemplos de métodos indirectos da quantificação da dose no paciente.

1.6.2.1. Dose Area Product

O Dose Area Product (DAP) é uma estimativa do valor da intensidade da radiação que vai interagir com um determinado volume do paciente. Como dispositivo de leitura é utilizada uma câmara de ionização, radiotransparente, que fica localizada à saída da ampola, mais propriamente entre os colimadores e o paciente (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

46

O DAP representa uma grandeza utilizada para estimar a dose recebida pelo paciente em fluoroscopia, que é expressa em $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ou $\text{R}\cdot\text{cm}^2$ (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Bonne, 2002) (Bushong, 2010).

O valor de DAP não depende da distância entre o foco da ampola e a pele do paciente, pois embora a dose diminua com o aumento desta distância, a área do feixe aumenta [Figura 24] (GE, 2010).

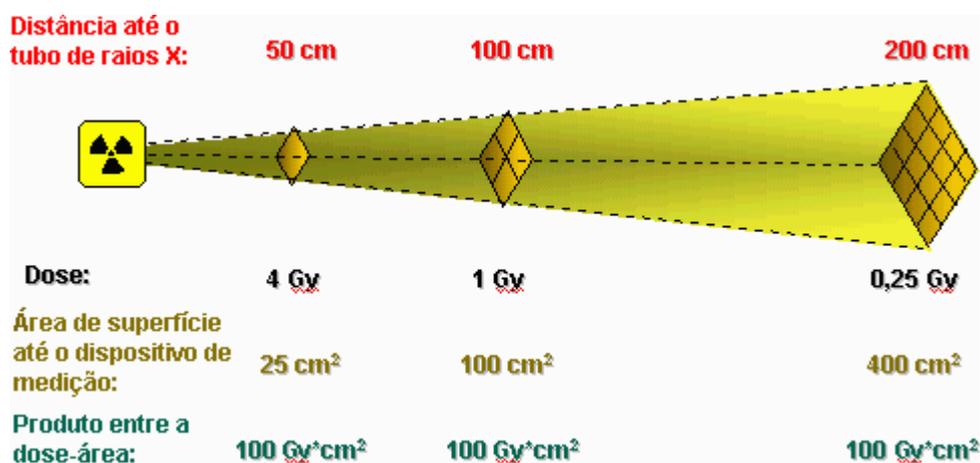


Figura 24 Relação do DAP com a distância e a dose: o DAP mantém-se contante pois a dose diminui com o aumento da distância mas a área da secção transversa do feixe de radiação aumenta (GE, 2010).

1.6.2.2. Dose Cumulativa

Em fluoroscopia, o termo “dose” é, normalmente, associado ao Kerma no ar, isto é, à energia do feixe de radiação X, por unidade de massa, num determinado volume (Balter, et al., 2002) (Canevaro, 2009) (Baptista, 2011).

A Dose, ou Dose Acumulada, ou Kerma no ar Acumulado, ou Dose de Referência, é medida em Gy, no IRP durante o procedimento (Balter, et al., 2002) (Canevaro, 2009) (GE, 2010) (Baptista, 2011).

47

A International Electrotechnical Commission (IEC) localiza o IRP no eixo do feixe de radiação, a 15cm do isocentro do lado da ampola de raios X (Balter, et al., 2002) (Baptista, 2011).

Capítulo II

Metodologia

A realização deste trabalho compreendeu 3 fases. Na primeira fase, foi necessário perceber fatores intrínsecos à equipa multidisciplinar que exerce as suas funções na Angiografia Biplanar. Na segunda fase, foi realizada uma leitura preliminar de doses no médico intervencionista. Por fim, na terceira fase foi realizada uma série de 24 leituras de doses.

Metodologicamente, este projecto é caracterizado por ser um estudo observacional, retrospectivo, transversal, do tipo quantitativo.

48

2.1. Descrição da Sala/Dinâmica da Equipa de Angiografia

Esta fase decorreu entre 14 e 25 de Maio e baseou-se no método observacional. Durante estas duas semanas, foi possível caracterizar a sala de Angiografia globalmente, tendo em conta a disposição dos equipamentos, dos materiais e das estações de trabalho. Foram retiradas ilações importantes relativas ao número de profissionais de saúde presentes durante os procedimentos angiográficos, ao seu posicionamento na sala e às protecções que utilizam.

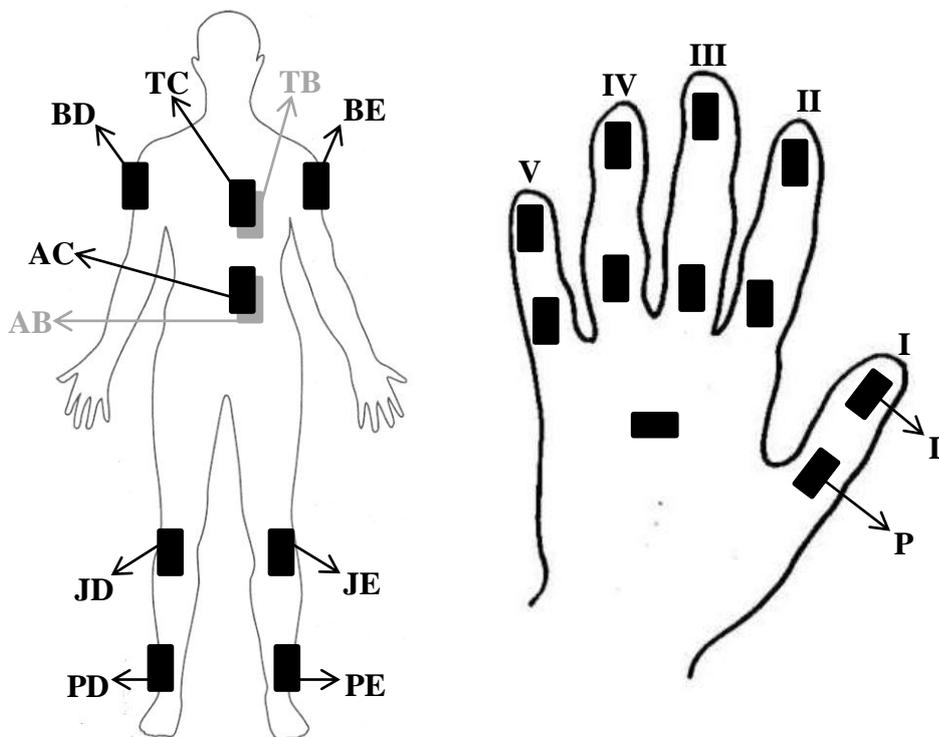
Neste mesmo período realizou-se uma leitura preliminar da dose no Médico Neurrorradiologista, com dosímetros de corpo inteiro.

2.2. Medições de dose no Intervencionista

As medições foram realizadas sempre no mesmo Médico, o Neurrorradiologista Dr. Tiago Baptista, durante vários procedimentos angiográficos da sua especialidade, tanto diagnósticos como terapêuticos.

Para medir as doses recebidas pelo intervencionista em cada procedimento foram utilizados dosímetros de corpo inteiro e de extremidades, os quais foram colocados nos seguintes pontos estratégicos: tórax; abdómen; joelhos; pés; e mãos [Figura 25]. Os dosímetros de corpo inteiro foram colocados sob e sobre a protecção de chumbo, possibilitando assim duas leituras na mesma observação. Estas duas leituras na mesma região anatómica permitem ter a percepção do valor de radiação incidente no intervencionista e, por outro lado, da eficiência da protecção física. Os dosímetros de

extremidades foram colocados na porção posterior da mão, nas falanges proximal e distal de cada dedo, e na porção anterior da mão, na área do terceiro/quarto metacarpo.



49

Figura 25 Localização dos dosímetros. (TB) Tórax Baixo; (TC) Tórax Cima; (AB) Abdómen Baixo; (AC) Abdómen Cima; (BE) Braço Esquerdo; (BD) Braço Direito; (JE) Joelho Esquerdo; (JD) Joelho Direito; (PE) Pé Esquerdo; (PD) Pé Direito; (P) Proximal; (D) Distal; I°, II°, III°, IV° e V° Dedos.

A saia/colete e protecção da tiróide utilizadas pelo Médico Neurrorradiologista possuíam um equivalente a 0,25 mm de chumbo, sendo que a porção anterior do corpo possuía dupla protecção devido à configuração das protecções. Os dosímetros de tórax e abdómen localizados sob o colete de chumbo possuíam dupla protecção, os restantes foram localizados sem qualquer material atenuante à frente. Houve especial atenção com os dosímetros localizados nos joelhos, estes foram fixados 5 cm abaixo da saia de chumbo.

Uma vez que a dose recebida pelo intervencionista depende de vários factores, foram anotados, para cada procedimento, os valores dos factores técnicos utilizados pelo TR e os factores que caracterizam a constituição física do paciente (peso, altura, IMC).

2.3. População Alvo e Amostragem

Neste projecto, a população é composta pelos procedimentos realizados na Angiografia Biplanar do CHLC, EPE: HSJ, sendo a amostra constituída apenas pelos procedimentos de Neurroradiologia presenciados pelo Médico Neurrorradiologista Dr. Tiago Baptista.

A amostra total é constituída por 25 procedimentos, caracterizados individualmente segundo: os factores técnicos utilizados; e os parâmetros que caracterizam fisicamente o paciente.

50

2.4. Análise Estatística

Foi elaborada uma análise estatística descritiva dos dados obtidos, sendo estes organizados segundo os valores máximo e mínimo, a média e o desvio padrão.

Capítulo III

Resultados

3.1. Descrição da Sala/Dinâmica da Equipa de Angiografia

A sala de Angiografia do HSJ, é constituída por um equipamento biplanar, com um braço frontal e um braço lateral, constituídos pela ampola e pelo detector digital, pela mesa do paciente, e por um conjunto de 8 monitores onde é possível acompanhar as imagens em tempo real, guardar imagens/séries e efectuar comparações, realizar pós-processamento de imagem, tudo em tempo útil de exame.

51

Procedimentos - Fevereiro	
Tipo	Quantidade
Angiografia	81
Dacriocistografia	5
Vertebroplastia	23
Infiltração Facetária	38
Bloqueio Ganglionar	5
Biopsia	2

Tabela 2 Estatísticas do mês de Fevereiro da Angiografia Biplanar do CHLC, EPE: HSJ.

O equipamento Biplanar de fluoroscopia foi instalado no HJS em Janeiro de 2012 e é utilizado na sua maioria para procedimentos de Neurorradiologia. A **Tabela 2** representa a quantidade de procedimentos de Neurorradiologia realizados durante o mês de Fevereiro.

Durante este mês foram realizados 81 procedimentos angiográficos sendo que, o Serviço contabiliza os procedimentos de intervenção a dobrar porque, uma angiografia terapêutica pressupõe sempre a realização de uma angiografia diagnóstica. Sendo estes os procedimentos mais frequentes, as leituras de doses foram efectuadas apenas para procedimentos neurovasculares.

Muito resumidamente, um procedimento neurovascular de angiografia inicia-se com a punção da artéria femoral, através da técnica de Seldinger. Segue-se a primeira intervenção do TR no procedimento, que localiza a articulação coxo-femoral com

fluoroscopia e, com um FOV que abrange toda a artéria ilíaca comum do lado puncionado, adquire a primeira série de imagens em modo de gravação DSA. Estas primeiras imagens permitem perceber se a punção foi bem sucedida, através da avaliação da localização da bainha introdutora e da progressão do contraste. De seguida, o TR acompanha a progressão do catéter com fluoroscopia, desde a artéria ilíaca comum, até à aorta e à selecção dos vasos arteriais supra-aórticos. Por vezes existe necessidade de visualizar imagem em *roadmap* para melhor se conseguir seleccionar as artérias. Para o estudo das artérias carótidas, da circulação cerebral anterior e da circulação cerebral posterior/vertebral são adquiridas séries em incidências PA, perfil e oblíquas a 30-45°, no entanto os protocolos variam de paciente para paciente e de patologia para patologia.

52

A **Figura 26** representa um esquema de como está organizada a sala de Angiografia e como os profissionais de saúde se dispõem.

O material que normalmente é utilizado nos procedimentos ou que pode vir a ser necessário, está organizado e disponível em diversas secções da sala [**Figura 26**]. No interior da sala existe uma estação de trabalho (*WorkStation*, *WS*) que é utilizada pelos profissionais de Enfermagem durante ou entre procedimentos.

O conjunto de objectos/materiais que constituem o equipamento utilizado pelos profissionais da Anestesia encontram-se localizados atrás dos monitores [**vêr Figura 26**], o mais perto possível do paciente, mas de forma a que não impeça os movimentos dos braços do equipamento de angiografia.

Por norma existem três profissionais de Enfermagem que dão apoio à sala de Angiografia. A sua presença não é constante, no entanto, sempre que entram na sala no decorrer de um exame utilizam os materiais de radioprotecção que tem à sua disposição, desde saias/coletes ou aventais e protecções para a tiróide. No interior da sala de exames, os enfermeiros circulam sobretudo pelas áreas dos materiais, pela área da anestesia, pela área da sua *WS* e, por vezes, necessitam de se posicionar na cabeceira ou na lateral esquerda do paciente.

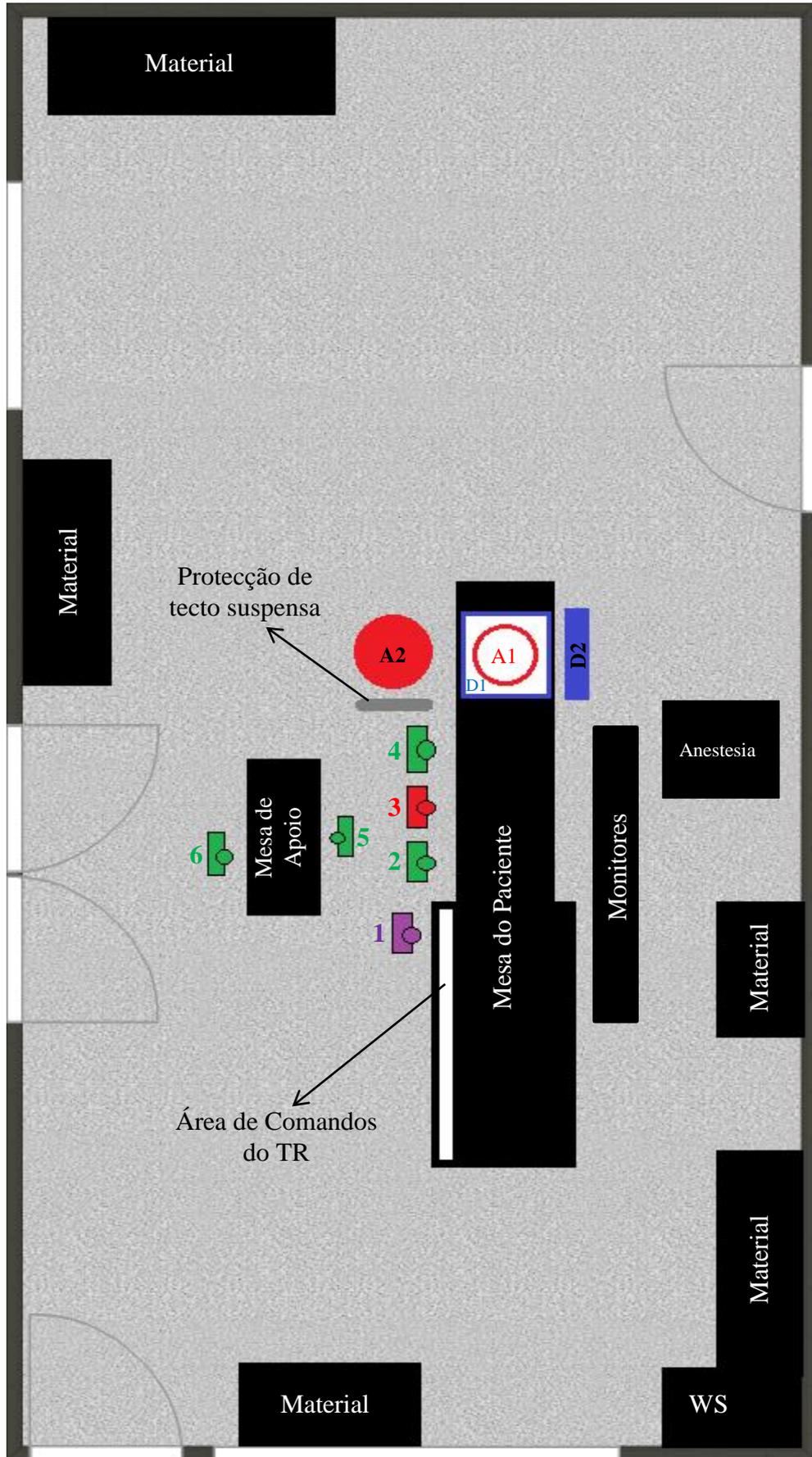


Figura 26 Esquema representativo da organização da sala de Angiografia, desde a localização dos materiais e equipamentos, até à posição dos profissionais de saúde. (A1) Ampola frontal, localizada por baixo da mesa do paciente; (D1) Detector frontal, localizado por cima do paciente; (A2) Ampola Lateral, localizado à direita do paciente; (D2) Detector lateral, localizado à esquerda do paciente; (1) Posição do TR; (2-6) Posição dos Médicos.

Os profissionais da Anestesia, por norma, encontram-se na área da estação de trabalho do TR, fora da sala de exames, onde possuem um ecrã através do qual podem monitorizar o paciente. Quando existe necessidade de entrar na sala, circulam pela zona dos pés da mesa do paciente até à área do seu equipamento e, por vezes, necessitam de se posicionar na cabeceira ou na lateral esquerda do paciente. Quando entram na sala de exames, estes profissionais fazem-se sempre acompanhar do material de radioprotecção.

54

O TR encontra-se sempre posicionado no mesmo local e utiliza protecção contra a radiação, desde saia/colete ou avental, protecção da tiróide e, alguns utilizam óculos plumbíferos.

Por norma, estão presentes na sala de exames três a quatro médicos, sendo as posições 2, 3, 4 e 5 as que ficam preenchidas. Na maioria das situações, o médico que se encontra na posição 5 está somente a observar. Por vezes, estiveram presentes na sala Internos de Medicina, que observavam os procedimentos atrás da mesa de apoio ou ao lado do TR. O Médico Neurorradiologista que está a efectuar o procedimento encontra-se na posição 3 [Figura 26], na posição 2 encontra-se o médico que auxilia o primeiro. O médico que se encontra na posição 2, pode variar de localização para a posição 5, para preparar material e transportá-lo para a mesa do paciente. A posição 6 não é muito comum mas, por vezes um dos médicos encontra-se nesse lado da mesa de apoio a preparar o material para o procedimento. Na posição 4 encontra-se o médico que intervém fisicamente ou oralmente no apoio ao médico que está efectuar o procedimento.

Na maioria dos procedimentos efectuados, os médicos que estavam presentes, isto é, o que estava a efectuar o procedimento (posição 3), e os que estavam a auxiliá-lo (posição 2 e 4) trocavam de posições entre si. Ou seja, o médico que iniciava o exame como médico principal raramente era o médico que o terminava.

Nos procedimentos Neurovasculares o médico que está a realizar o procedimento nunca é exposto ao feixe primário/directo, salvo raras excepções (por descuido e não por necessidade). De resto, os médicos estão exposto apenas ao feixe secundário/radiação difusa e à radiação de fuga das ampolas.

Todos os profissionais Médicos utilizam protecções contra a radiação, desde saia/colete ou avental, protecção para a tiróide e óculos plumbíferos. No interior da sala existe apenas uma barreira amovível de protecção que se encontra suspensa no tecto. A sua localização é ajustada pelos médicos, variando entre uma posição mais próxima do paciente e uma posição adjacente à ampola lateral.

55

Os Médicos e o TR que se encontram a realizar o procedimento, nunca abandonam a sala, excepto para a aquisição de imagens em 3D. Nesta situação é utilizado o injector automático e um *delay* seleccionado pelo TR.

Actualmente, os equipamentos de radiologia funcionam todos na base da exposimetria automática, de forma a serem seleccionadas as condições mais adequadas e que proporcionam doses mais baixas para os pacientes. O Sistema de Imagiologia Cardiovascular Biplano Innova® 3131-IQ funciona segundo esse mesmo princípio, o TR pode apenas seleccionar modos de operação que vão corresponder a determinados intervalos de energia. Existem quatro modos de operação disponíveis, sendo o Image Quality (IQ) Standard aquele que está sempre seleccionado e que permite obter uma melhor qualidade de imagem com uma dose reduzida. O equipamento possui ainda duas estratégias de redução de dose, por defeito, o Balanceamento IQ está sempre seleccionado. No modo de gravação podem ser adquiridas imagens de quatro formas, contudo as mais utilizadas são a DSA e o 3D. No modo de fluoroscopia é possível obter imagens em modo normal, subtraído e *roadmap*. Tanto no modo de gravação como no modo de fluoroscopia é possível seleccionar o número de frames por segundo (fps) e o detalhe. Nos procedimentos neurovasculares, no modo de gravação em DSA, adquire-se a 4 fps com detalhe normal, no modo de fluoroscopia, adquire-se a 15 fps com detalhe baixo.

3.2. Medições de Dose no Intervencionista

Os valores de dose medidos com os dosímetros de corpo inteiro e de extremidades no Médico Intervencionista para cada procedimento encontram-se na **Tabela 3**.

A dose recebida pelo Médico Intervencionista em todos os procedimentos por região anatómica é caracterizada através da mediana das doses dos vários procedimentos (Med), desvio padrão das doses (SD), dose mínima (Min.), dose máxima (Máx.) e dose total (Soma) [ver **Tabela 4**].

56

Nas **Tabelas 5 e 6** esta caracterização é feita separando os procedimentos em procedimentos de diagnóstico [**Tabela 5**] e de terapêutica [**Tabela 6**].

Na **Tabela 7** estão indicados os valores de dose medidos nas mãos do Médico Intervencionista nas localizações representadas na **Figura 25**.

Como a recolha de dados/amostra é representativa dos procedimentos neurovasculares realizados durante o período de um mês na Angiografia Biplanar, é possível estimar a Dose Equivalente nas extremidades e a Dose Efectiva no Médico Intervencionista para os 11 meses de trabalho. Estes valores estão indicados na **Tabela 8**.

Para uma análise mais correcta dos valores de dose medidos no Médico Intervencionista nos vários procedimentos, foi efectuado um levantamento exaustivo dos factores que caracterizam a constituição física do paciente (peso, altura, IMC) em cada procedimento, assim como, dos factores técnicos utilizados pelo TR.

Na **Tabela 9** é apresentada uma descrição dos utentes que participaram nos procedimentos onde foram realizadas as medições de dose do Médico Intervencionista

A **Tabela 10** inclui uma análise estatística descritiva dos utentes, de acordo com o tipo de procedimento realizado (Diagnóstico ou Intervenção).

Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiograficos de Neurorradiologia

Licenciatura em Radiologia

n	Dosímetros																			
	Tórax Baixo		Tórax Cima		Abdómen Baixo		Abdómen Cima		Braço Esquerdo		Braço Direito		Joelho Esquerdo		Joelho Direito		Pé Esquerdo		Pé Direito	
	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)	Hp (10)	Hp (0,07)
3	0,033	0,033	0,088	0,110	0,033	0,033	0,165	0,220	0,198	0,209	0,033	0,044	0,560	0,620	0,040	0,050	0,460	0,570	0,110	0,120
5	0,033	0,033	0,099	0,132	0,033	0,044	0,154	0,165	0,143	0,165	0,033	0,044	0,610	0,620	0,070	0,090	0,340	0,300	0,300	0,280
8	0,033	0,033	0,033	0,033	0,033	0,033	0,033	0,044	0,033	0,044	0,033	0,033	0,050	0,050	0,040	0,030	0,040	0,050	0,050	0,050
16	0,033	0,033	0,187	0,165	0,033	0,033	0,297	0,352	0,275	0,308	0,044	0,033	0,130	0,170	0,040	0,050	0,420	0,400	0,060	0,070
17	0,033	0,066	0,044	0,055	0,033	0,033	0,044	0,044	0,044	0,044	0,033	0,033	0,040	0,040	0,030	0,030	0,040	0,030	0,040	0,030
19	0,033	0,033	0,044	0,066	0,022	0,022	0,044	0,055	0,044	0,044	0,044	0,044	0,090	0,110	0,030	0,030	0,080	0,090	0,070	0,070
20	0,033	0,022	0,033	0,044	0,033	0,033	0,033	0,044	0,022	0,033	0,033	0,033	0,040	0,040	0,030	0,030	0,060	0,060	0,040	0,050
21	0,022	0,033	0,055	0,055	0,022	0,055	0,055	0,066	0,044	0,055	0,033	0,022	0,130	0,150	0,030	0,030	0,130	0,150	0,060	0,070
1	0,033	0,044	0,088	0,099	0,044	0,044	0,242	0,297	0,11	0,121	0,055	0,055	0,160	0,430	0,040	0,050	0,410	0,400	0,270	0,230
2	0,044	0,044	0,187	0,154	0,044	0,044	0,132	0,165	0,209	0,231	0,055	0,055	0,070	0,070	0,100	0,050	0,320	0,350	0,110	0,120
4	0,033	0,044	0,088	0,110	0,033	0,033	0,077	0,088	0,077	0,088	0,088	0,077	0,140	0,180	0,040	0,050	0,210	0,260	0,150	0,140
6	0,033	0,033	0,077	0,088	0,044	0,044	0,088	0,099	0,11	0,143	0,033	0,033	0,290	0,310	0,040	0,040	0,170	0,160	0,090	0,100
7	0,033	0,033	0,066	0,077	0,022	0,066	0,077	0,110	0,099	0,132	0,044	0,033	0,280	0,270	0,030	0,030	0,200	0,210	0,110	0,120
9	0,022	0,022	0,066	0,066	0,033	0,033	0,066	0,077	0,066	0,077	0,044	0,033	0,200	0,280	0,030	0,040	0,210	0,180	0,080	0,050
10	0,033	0,022	0,154	0,165	0,022	0,033	0,088	0,099	0,033	0,033	0,22	0,275	0,270	0,3900	0,040	0,040	0,270	0,270	0,190	0,220
11	0,033	0,033	0,077	0,099	0,033	0,033	0,077	0,110	0,077	0,088	0,121	0,044	0,180	0,240	0,030	0,030	0,230	0,260	0,090	0,070
12	0,033	0,033	0,066	0,088	0,044	0,044	0,275	0,308	0,099	0,132	0,044	0,044	0,350	0,400	0,040	0,040	0,340	0,290	0,080	0,090
13	0,033	0,033	0,044	0,044	0,033	0,022	0,077	0,044	0,055	0,066	0,055	0,055	0,070	0,080	0,060	0,070	0,110	0,120	0,130	0,120
14	0,033	0,033	0,088	0,088	0,022	0,055	0,121	0,154	0,11	0,121	0,044	0,033	0,350	0,360	0,030	0,030	0,240	0,220	0,160	0,170
15	0,033	0,033	0,033	0,033	0,022	0,033	0,033	0,044	0,033	0,033	0,022	0,033	0,030	0,040	0,030	0,030	0,030	0,040	0,040	0,040
18	0,033	0,022	0,033	0,033	0,022	0,022	0,033	0,044	0,055	0,044	0,033	0,033	0,050	0,050	0,040	0,040	0,040	0,050	0,040	0,030
22	0,022	0,022	0,066	0,055	0,022	0,022	0,110	0,110	0,066	0,066	0,033	0,022	0,200	0,180	0,020	0,030	0,160	0,150	0,040	0,050
23	0,022	0,044	0,066	0,088	0,022	0,022	0,066	0,066	0,11	0,11	0,022	0,022	0,080	0,160	0,030	0,030	0,200	0,200	0,090	0,090
24	0,022	0,022	0,033	0,033	0,022	0,022	0,033	0,033	0,044	0,033	0,022	0,022	0,050	0,030	0,030	0,020	0,060	0,070	0,030	0,030
25	0,022	0,033	0,066	0,077	0,022	0,022	0,066	0,088	0,066	0,077	0,143	0,033	0,190	0,260	0,030	0,030	0,200	0,240	0,090	0,070

Tabela 3 Leituras obtidas com os dosímetros de corpo inteiro e extremidades para cada procedimento. Nas oito primeiras linhas encontram-se os procedimentos diagnósticos nas restantes os procedimentos terapêuticos.

TOTAL					
Localização	Hp(10)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
TB	0,031	0,006	0,022	0,044	0,770
TC	0,075	0,043	0,033	0,187	1,881
AB	0,030	0,008	0,022	0,044	0,748
AC	0,099	0,075	0,033	0,297	2,486
BE	0,089	0,062	0,022	0,275	2,222
BD	0,055	0,045	0,022	0,220	1,364
Localização	Hp(0,07)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
JE	0,221	0,173	0,030	0,620	5,530
JD	0,040	0,015	0,020	0,090	0,990
PE	0,205	0,134	0,030	0,570	5,120
PD	0,099	0,066	0,030	0,280	2,480

58

Tabela 4 Caracterização das doses recebidas pelo Médico em todos os procedimentos. **(TB)** Tórax Baixo; **(TC)** Tórax Cima; **(AB)** Abdómen Baixo; **(AC)** Abdómen Cima; **(BE)** Braço Esquerdo; **(BD)** Braço Direito; **(JE)** Joelho Esquerdo; **(JD)** Joelho Direito; **(PE)** Pé Esquerdo; **(PD)** Pé Direito.

DIAGNÓSTICO					
Localização	Hp(10)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
TB	0,032	0,004	0,022	0,033	0,253
TC	0,073	0,052	0,033	0,187	0,583
AB	0,030	0,005	0,022	0,033	0,242
AC	0,103	0,095	0,033	0,297	0,825
BE	0,100	0,094	0,022	0,275	0,803
BD	0,036	0,005	0,033	0,044	0,286
Localização	Hp(0,07)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
JE	0,225	0,249	0,040	0,620	1,800
JD	0,043	0,021	0,030	0,090	0,340
PE	0,206	0,197	0,030	0,570	1,650
PD	0,093	0,080	0,030	0,280	0,740

Tabela 5 Caracterização das doses recebidas pelo Médico nos procedimentos diagnósticos.

TERAPÊUTICA					
Localização	Hp(10)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
TB	0,030	0,006	0,022	0,044	0,517
TC	0,076	0,040	0,033	0,187	1,298
AB	0,030	0,009	0,022	0,044	0,506
AC	0,098	0,067	0,033	0,275	1,661
BE	0,083	0,042	0,033	0,209	1,419
BD	0,063	0,053	0,022	0,220	0,143
Localização	Hp(0,07)				
	Med	SD	Min.	Máx.	Soma
JE	0,219	0,134	0,030	0,430	3,730
JD	0,038	0,012	0,020	0,070	0,650
PE	0,204	0,100	0,040	0,400	3,470
PD	0,102	0,061	0,030	0,230	1,740

Tabela 6 Caracterização das doses recebidas pelo Médico nos procedimentos terapêuticos.

n	Mão	Localização	Hp (0,07)
9	Direita	I°	0,06
		II° P	0,05
		II° D	0,06
		III°	0,05
		IV°	0,05
		V°	0,05
		Meio	0,06
	Esquerda	I°	0,05
		II° P	0,07
		II° D	0,05
		III°	0,05
		IV°	0,06
		V°	0,07
		Meio	0,06
10	Direita	I°	0,05
		II° P	0,05
		II° D	0,07
		III°	0,06
		IV°	0,06
		V°	0,04
		Meio	-
	Esquerda	I°	0,06
		II° P	0,06
		II° D	-
		III°	0,08
		IV°	0,06
		V°	0,06
		Meio	0,06

Tabela 7 Doses recebidas pelo Médico nas mãos. (P) Proximal; (D) Distal; I°, II°, III°, IV° e V° Dedos.

Estimativa da Dose Equivalente - Hp(0,07)		Estimativa da Dose Efectiva - Hp(10)	
1 Mês	11 Meses	1 Mês	11 Meses
14,120 mSv	155,32 mSv	0,583 mSv	6,413 mSv
Dose Equivalente nas Extremidade < 500 mSv/ano		Dose Efectiva possui um valor médio anual de 20 mSv	

Tabelas 8 Estimativa da Dose Equivalente nas extremidades e da Dose Efectiva Anuais, para o Médico Neurorradiologista

n	Género	Idade	Altura (m)	Peso (Kg)	IMC	Classificação do IMC
1	F	65	1,71	80,00	27,36	Excesso de Peso
2	M	72	1,79	77,50	24,19	Normal
3	M	56	1,69	78,00	27,31	Excesso de Peso
4	F	38	1,63	54,00	20,32	Normal
5	M	51	1,81	104,00	31,75	Obeso Grau I
6	M	49	1,70	64,00	22,15	Normal
7	M	73	1,74	86,00	28,41	Excesso de Peso
8	F	35	1,74	71,00	23,45	Normal
9	M	58	1,78	80,00	25,25	Excesso de Peso
10	M	50	1,75	74,00	24,16	Normal
11	M	63	1,65	79,00	29,02	Excesso de Peso
12	M	53	1,76	85,00	27,44	Excesso de Peso
13	M	61	1,64	76,00	28,26	Excesso de Peso
14	M	82	1,58	55,00	22,03	Normal
15	M	43	1,77	79,00	25,22	Excesso de Peso
16	M	32	1,86	72,00	20,81	Normal
17	M	54	1,73	57,00	19,05	Normal
18	M	76	1,65	82,00	30,12	Obeso Grau I
19	F	32	1,64	63,00	23,42	Normal
20	F	69	1,58	69,00	27,64	Excesso de Peso
21	F	48	1,62	64,00	24,39	Normal
22	F	54	1,60	57,00	22,27	Normal
23	M	85	1,65	85,00	31,22	Obeso Grau I
24	F	34	1,73	79,00	26,40	Excesso de Peso
25	M	51	1,63	90,00	33,87	Obeso Grau I

Tabela 9 Caracterização dos Utentes. (F) Feminino; (M) Masculino; (IMC) Índice de Massa Corporal.

Tipo de Procedimento	Género	n	Idade Média (SD)	Altura Média (SD)	Peso Média (SD)	IMC	
						Média (SD)	Classificação
Diagnóstico	Feminino	4	46 (16,83)	1,65 (0,07)	66,75 (3,86)	24,73 (1,99)	Normal
	Masculino	4	48,25 (11,03)	1,77 (0,08)	77,75 (19,60)	24,73 (5,87)	Normal
	Total	8	47,13 (13,23)	1,71 (0,10)	72,25 (14,34)	24,73 (4,06)	Normal
Intervenção	Feminino	4	47,75 (14,38)	1,67 (0,06)	67,50 (13,92)	24,09 (3,34)	Normal
	Masculino	13	62,77 (13,64)	1,70 (0,07)	77,88 (9,46)	27,03 (3,57)	Excesso de Peso
	Total	17	59,24 (14,88)	1,69 (0,07)	75,4 (11,14)	26,33 (3,65)	Excesso de Peso
TOTAL	Feminino	8	46,88 (14,53)	1,66 (0,06)	67,13 (9,46)	24,41 (2,57)	Normal
	Masculino	17	59,35 (14,23)	1,72 (0,08)	77,85 (11,79)	26,48 (4,13)	Excesso de Peso
	Total	25	55,36 (15,23)	1,70 (0,08)	74,42 (12,04)	25,82 (3,78)	Excesso de Peso

Tabela 10 Caracterização dos pacientes segundo o tipo de procedimento.

A **Tabela 11** inclui os factores técnicos utilizados pelo TR nos vários procedimentos, assim como os valores de Dose Total e de DAP Total para os pacientes. Estes valores foram indicados pelo aparelho.

Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiograficos de Neurorradiologia

Licenciatura em Radiologia

n	Procedimento	Modo de Gravação						Modo Fluoroscópico				Tempo Total de Exposição (min.)	Dose Total (mGy)	DAP Total (cGy.cm ²)
		kV		mA		N.º de Sequências	N.º de Frames	kV		mA				
		Mín.	Máx.	Mín.	Máx.			Mín.	Máx.	Mín.	Máx.			
3	Diagnóstico	82,00	91,00	153,00	326,90	24	456	76,00	120,00	3,10	24,90	24,68	1102,00	13058,00
5	Diagnóstico	83,00	105,00	236,20	313,20	19	472	81,00	100,00	2,00	15,00	9,17	960,00	12843,00
8	Diagnóstico	83,00	95,00	284,80	324,50	5	63	75,00	81,00	1,00	10,50	3,00	153,00	1251,00
16	Diagnóstico	75,00	95,00	162,60	326,90	59	1048	77,00	82,00	0,30	7,00	61,77	2315,00	27621,00
17	Diagnóstico	83,00	93,00	158,60	324,50	19	366	75,00	82,00	1,00	6,00	15,38	607,00	5234,00
19	Diagnóstico	80,00	101,00	155,90	328,10	20	302	75,00	81,00	0,60	11,80	16,43	583,00	4679,00
20	Diagnóstico	83,00	99,00	163,10	302,60	5	91	76,00	82,00	1,40	10,40	3,30	246,00	2165,00
21	Diagnóstico	77,00	95,00	151,40	320,30	22	413	76,00	82,00	0,50	6,20	21,83	725,00	6368,00
1	Intervenção	83,00	116,00	217,00	329,00	19	388	77,00	83,00	1,80	12,80	36,23	1729,00	15627,00
2	Intervenção	86,00	96,00	141,70	308,40	66	1089	78,00	109,00	0,20	18,70	134,53	3487,00	39743,00
4	Intervenção	81,00	91,00	165,50	302,80	36	430	75,00	81,00	0,60	7,90	148,78	3529,00	18952,00
6	Intervenção	75,00	96,00	165,10	314,50	27	446	78,00	82,00	0,30	15,60	30,08	968,00	8735,00
7	Intervenção	83,00	102,00	139,10	325,40	19	343	77,00	86,00	1,60	15,70	17,12	1062,00	8736,00
9	Intervenção	80,00	91,00	131,50	267,50	49	807	78,00	81,00	0,60	8,00	90,48	1846,00	22134,00
10	Intervenção	80,00	112,00	153,90	325,30	31	653	75,00	82,00	1,00	11,00	61,45	2061,00	18532,00
11	Intervenção	82,00	98,00	271,60	326,30	44	690	78,00	81,00	2,00	7,30	71,67	2294,00	18493,00
12	Intervenção	82,00	99,00	162,60	329,30	26	663	78,00	81,00	0,30	12,00	43,80	2090,00	24180,00
13	Intervenção	82,00	120,00	152,10	324,10	26	585	78,00	81,00	1,00	7,60	33,38	1357,00	12634,00
14	Intervenção	74,00	96,00	147,30	329,20	17	324	75,00	82,00	0,30	8,10	70,07	894,00	8164,00
15	Intervenção	81,00	94,00	163,90	303,50	5	79	78,00	82,00	1,00	8,40	4,47	180,00	2196,00
18	Intervenção	80,00	103,00	160,20	319,20	23	425	76,00	93,00	1,30	18,10	66,92	1481,00	9968,00
22	Intervenção	78,00	97,00	148,30	327,40	41	840	75,00	82,00	0,20	8,60	83,25	2529,00	20778,00
23	Intervenção	82,00	102,00	275,00	326,40	16	322	76,00	120,00	1,10	19,40	64,38	844,00	7761,00
24	Intervenção	81,00	106,00	242,60	325,50	21	521	78,00	82,00	0,80	11,50	43,13	1507,00	14145,00
25	Intervenção	83,00	109,00	266,70	324,80	22	505	76,00	98,00	2,00	13,00	54,05	2180,00	16403,00

Tabela 11 Caracterização dos factores técnicos de cada procedimento.

Capítulo IV

Análise e Discussão

O presente Projecto de Investigação, desenvolvido no âmbito da unidade curricular de Investigação Aplicada, decorreu no Centro Hospitalar de Lisboa Central (CHLC), EPE: Hospital de S.José (HSJ), na Angiografia Biplanar no Serviço de Radiologia Central.

Todas as medições foram realizadas na sala do Sistema de Imagiologia Cardiovascular Biplano Innova® 3131-IQ, e sempre no mesmo Médico Neurorradiologista.

63

Por norma, estão presentes na sala de exames três a quatro médicos, sendo as posições 2, 3, 4 e 5 as que ficam preenchidas. Na maioria das situações, o médico que se encontra na posição 5 está somente a observar. Por vezes, estiveram presentes na sala Internos de Medicina, que observavam os procedimentos atrás da mesa de apoio ou ao lado do TR.

Estas medições foram realizadas por procedimento, com dosímetros de corpo inteiro TLD-100 e detectores de extremidades. Os dosímetros utilizados durante o desenvolvimento deste projecto foram cedidos pelo ITN, colaboração essencial durante todo o processo.

Durante a aquisição de dados foram realizadas leituras no Médico Intervencionista em vinte e oito procedimentos. Contudo, como três desses procedimentos foram realizados em menores de idade, estes foram excluídos desta análise restando vinte e cinco procedimentos.

A **Tabela 3** possui os resultados das doses equivalentes medidas à profundidade de 10 mm ($H_p(10)$) e de 0,07 mm ($H_p(0,07)$). As **Tabelas 4, 5 e 6** incluem uma análise estatística descritiva de todas as medições, sendo a primeira uma apreciação geral e as duas últimas uma divisão entre procedimentos diagnósticos e terapêuticos.

É possível perceber que os procedimentos diagnósticos, apesar de representarem uma pequena porção da amostra, contribuem activamente para os valores registados ao nível das extremidades inferiores esquerdas (joelho e pé). Ao nível do joelho esquerdo, os procedimentos diagnósticos possuem um valor $H_p(0,07)$ que varia entre 0,04 e 0,62

mSv, enquanto que o pé esquerdo regista variações entre 0,03 e 0,57 mSv. Nos procedimentos terapêuticos, o joelho esquerdo registou uma variação de Hp(0,07) entre 0,03 e 0,43, e o pé esquerdo entre 0,04 e 0,40 mSv. Por outro lado, o pé direito regista um valor de Hp(0,07) com variações quase idênticas, para procedimentos diagnósticos ,0,03-0,57 mSv, e para procedimentos terapêuticos,0,04-0,40 mSv.

As doses equivalentes à profundidade de 10 mm, medidas ao nível do tórax e do abdómen por cima do avental de chumbo podem ser elevadas (máx. de 0,297 mSv), no entanto, o facto do médico utilizar sempre as protecções de chumbo diminui substancialmente o valor que o vai realmente afectar (0,022 – 0,044 mSv). Estes resultados permitem constatar que a radioprotecção utilizada está a ser eficaz, visto que os valores obtidos por baixo da protecção são considerados desprezáveis.

64

A média dos valores de Hp(10) medidos no braço direito foi de 0,055 mSv (+/- 0,045 mSv), um valor reduzido. Contudo, no ensaio 10 registou-se um valor de 0,22 mSv o qual é difícil de explicar uma vez que, não existe correlação com os valores registados para as outras regiões anatómicas do lado direito do corpo, e no braço contralateral, que teoricamente está mais exposto à radiação, o valor de dose medido é praticamente nulo (0.033 mSv).

As doses equivalentes à profundidade de 10 mm medidas ao nível do braço esquerdo variam entre 0,02 – 0,25 mSv, e não se correlacionam com os valores registados por cima da protecção ao nível do tórax.

Os joelhos e os pés foram aqueles que registaram valores de dose mais elevados, muito devido à falta de uma protecção lateral na mesa do paciente. As doses equivalentes à profundidade de 0,07 mm medidas ao nível dos joelhos e pés podem ser elevadas (0.02 – 0.62 mSv) e parecem correlacionar-se (joelho e pé direito e/ou joelho e pé esquerdo).

Inicialmente, foram desenvolvidas e implementadas neste projecto luvas com dosímetros de extremidades [Figura 25] que foram utilizadas no procedimento 2. Como os valores obtidos nalgumas localizações foram nulos, optou-se por eliminar os dosímetros destas localizações nas medições seguintes e manter apenas aqueles cujas

leituras foram diferentes de zero. Desta forma, as luvas ficaram com apenas 7 detectores localizados na falange proximal de todos os dedos, na falange distal do IIº dedo e na área do IIº-IVº metacarpo. Com esta nova configuração das luvas foram realizadas mais duas leituras, nos procedimentos 9 e 10. A **Tabela 7** demonstra os resultados obtidos. Os valores de dose equivalente à profundidade de 0,07 mm são bastante reduzidos ou mesmo coincidentes com os valores dos dosímetros de trânsito, logo são considerados pouco significativos.

65

A partir das **Tabelas 8** foi possível constatar que as estimativas obtidas para a Dose Equivalente nas extremidades e a Dose Efectiva no Médico Intervencionista para os 11 meses de trabalho são todas inferiores aos limites recomendados pela legislação. A legislação afirma que o limite de dose efectiva para os trabalhadores expostos é fixado em 100 mSv por cinco anos, com o limite médio anual de 20 mSv. A Dose Equivalente nas Extremidade não deve ultrapassar os 500 mSv/ano.

As **Tabelas 9 e 10** possuem uma caracterização dos pacientes que foram sujeitos a procedimentos neurovasculares durante as medições de dose no Médico Neurorradiologista. Podemos constatar que houve uma prevalência significativa de pacientes do sexo masculino que realizaram procedimentos terapêuticos, com uma idade média de 63 anos (+/- 14 anos) e com um IMC sugestivo de excesso de peso. Nos procedimentos diagnósticos houve uma igualdade de representantes de ambos os sexos, sendo a média de idades de 47 anos (+/-13 anos) e o IMC normal. Houve uma prevalência elevada dos procedimentos de intervenção (17) relativamente aos procedimentos diagnósticos (8), isto justifica-se devido à existência de diversos meios diagnósticos que podem substituir os procedimentos angiográficos. Por norma, os pacientes que realizam angiografia terapêutica, já possuem indicação prévia através de outro meio completar de diagnóstico.

A **Tabela 11** possui todos os dados recolhidos durante cada procedimento. O registo dos valores de kV e mA foi efectuado em tempo real. Foi necessário gravar a variação destes parâmetros durante todo o procedimento e, mais tarde, introduzir os dados nos documentos. Devido à elevada variação que estes parâmetros adquirem de procedimento para procedimento, de paciente para paciente, de modo de operação para

modo de operação, optou-se por demonstrar a variação (mín. e máx.) de tensão e de corrente para o modo de gravação e para o modo fluoroscópico. No modo de gravação registou-se também o número de sequência e de frames obtidos. O tempo total de exposição foi calculado, uma vez que, no relatório final o equipamento só fornece o valor do tempo de exposição do modo de fluoroscopia. Antes de se encerrar o exame na WS, foi possível visualizar e anotar o tempo total de exposição. Os valores de dose e de DAP são estimados e fornecidos pelo equipamento, no relatório de dose final. O registo destes parâmetros foi efectuado com o intuito de encontrar uma correlação entres estes, e os valores de dose registados no Médico Neurorradiologista. A tentativa de correlacionar estes dados foi infrutífera, devido à elevada variação de todos os parâmetros técnicos, da morfologia do paciente e da constante movimentação posicional do médico.

66

Conclusão

A NRI, é uma especialidade médica devidamente estabelecida e com diversas aplicações vantajosas em comparação com os procedimentos cirúrgicos neurovasculares. Presentemente, os procedimentos neurovasculares guiados por fluoroscopia aumentaram, muito devido a essas vantagens, e aos sucessivos desenvolvimentos tecnológicos.

A RI representa uma fatia aveludada da dose recebida pelos profissionais de saúde expostos, como tal, a constante monitorização destes e o cumprimento das normas de protecção radiológica, não devem ser descuidados.

Ao longo dos dois meses que este projecto levou a ser concretizado foi possível, verificar os hábitos de trabalho dos profissionais de saúde e medir as doses por procedimento num dos Médicos Neurorradiologista, da Angiografia Biplanar do Hospital de S.José.

Pode concluir-se que os profissionais de saúde presentes nos procedimentos angiográficos, estão consciencializados relativamente aos malefícios da radiação ionizante a que são diariamente expostos. Sem excepções, todos os profissionais utilizam blindagem apropriada e completa. No entanto, o posicionamento dos profissionais é, por vezes, desadequado a uma eficaz protecção. A distância é um dos imperativos da protecção radiológica mais eficaz e simples de cumprir, como tal, os profissionais que estão somente em observação e que não se queiram ausentar da sala, devem permanecer o mais longe possível das ampolas e do paciente.

Em suma, concluiu-se que os hábitos ocupacionais dos profissionais de saúde são razoavelmente adequados e, tentam seguir todas as normas de protecção radiológica.

A caracterização da sala de Angiografia, em função da disposição dos materiais e equipamentos, permitiu um melhor entendimento das deslocações que os profissionais realizam dentro da sala durante os procedimentos.

Relativamente aos resultados das doses medidas por procedimento, podemos concluir que: as Hp(0,07) nas mãos não são significativas, muito reduzidas ou perto dos valores de trânsito; as Hp(10) medidas por cima do colete de chumbo podem ser elevadas, no entanto os valores captados pelos dosímetros em baixo são muito reduzidos, logo desprezáveis; as Hp(0,07) medidas nos joelhos e nos pés parecem correlacionar-se (joelho e pé direito e/ou joelho e pé esquerdo) por procedimento.

É difícil, ou quase impossível, obter uma correlação entre a dose de corpo inteiro e as doses nos joelhos e pés, devido à grande heterogeneidade dos campos de radiação e, às diferentes posições relativas do médico e dos respectivos órgãos monitorizados, relativamente ao doente e ao campo de radiação.

68

Realizando uma estimativa dos valores de Dose Efectiva e Dose Equivalente a que o Médico Neurorradiologista é exposto ao longo de 11 meses de trabalho, conclui-se que, os resultados extrapolados são todos inferiores aos níveis recomendados por lei.

Os joelhos e os pés foram aqueles que registaram valores de dose mais elevados, muito devido à falta de uma protecção lateral na mesa do paciente. Estes valores podem ser eficazmente reduzidos com a colocação deste material de protecção radiologica.

No decorrer dos procedimentos angiográficos raramente é utilizado o injector automático. Se o hábito de utilização deste equipamento fosse implementado durante a aquisição no modo de gravação, e se os profissionais de distanciassem do paciente nesse momento, as doses de exposição ocupacional seriam bastante reduzidas.

Bibliografia

Edison Fears Hidden Perils Of The X-Rays. (3 de Agosto de 1903). Obtido em 7 de Outubro de 2011, de New York World:

http://home.gwi.net/~dnb/read/edison/edison_xrays.htm

Adam, A., & Dixon, A. K. (2008). *Diagnostic Radiology - A Textbook of Medical Imaging*. Philadelphia: Elsevier.

xix

Alexander, M. D., Oliff, M. C., Olorunsola, O. G., Brus-Ramer, M., Nickoloff, E. L., & Meyers, P. M. (2009). Patient Radiation Exposure During Diagnostic and Therapeutic Intervencional Neuroradiology Procedures. *Journal of Neurointervental Surgery*, 6-10.

Almeida, P. (2003). Angiografia e Intervenção. In F. d. Gaivão, *Imagiologia Clínica, Princípios e Técnicas* (pp. 205-220). Coimbra: Serviço de Imagiologia - Hospitais da Universidade de Coimbra.

Almeida, P. (2009). Radiologia de Intervenção Extravascular. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 89-93). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.

Balter, S., Fletcher, D. W., Kuan, H. M., Miller, D., Richter, D., Seissl, H., et al. (July de 2002). Techniques to estimate radiation dose to skin during fluoroscopically guided procedures. *The American Association of Physicists in Medicine*.

Baptista, M. I. (Setembro de 2011). Avaliação da exposição à radiação ionizante de profissionais e pacientes em procedimentos de Cardiologia de Intervenção. *Faculdade de Ciências e Tecnologia Faculdade Nova de Lisboa*.

Bontrager, K. L., & Lampignano, J. P. (2006). *Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada*. Rio de Janeiro: Elsevier Editora.

Bor, D., Çekirge, S., Türkay, T., Turan, O., Gülay, M., Önal, E., et al. (2005). Patient and Staff Doses in Intervencional Neuroradiology. *Radiation Protection Dosimetry - Oxford Journals*, 62-68.

- Brateman, L. (1999). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents - Radiation Safety Considerations for Diagnostic Radiology Personnel. *RadioGraphics*, 1037-1055.
- Brogdon, B. G. (1998). *Forensic Radiology*. CRC Press LLC.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics Of Medical Imaging*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bushong, S. C. (2010). *Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Protecção*. Elsevier Editora.
- Campos, J. G., & Morgado, C. (2009). Angiografia Terapêutica Neurorradiológica. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 491-496). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.
- Canevaro, L. (2009). Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista. *Revista Brasileira de Física Médica*, 101-115.
- EURATOM. (1995-2012). *EURATOM*. Obtido em 12 de Janeiro de 2012, de European Union: <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31996L0029:PT:HTML>
- G. H. (2010). *Sistema de Imagiologia Cardiovascular Biplano Innova® 2121-IQ/3131-IQ - Manual do Utilizador*. France: General Electric Company.
- Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*. Washington: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.
- IAEA. (2010). *Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures - Final report of a coordinated research project*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Kemerink, G. J., Frantzen, M. J., Oei, K., Sluzewski, M., van Rooij, W. J., Wilmink, J., et al. (2002). Patient and Occupational Dose in Neurointerventional Procedures. *Neuroradiology*, 522-528.

- Morrell, R. E. (2006). Dosimetry and Optimisation in High Dose Fluoroscopic and Fluorographic Procedures. *PhD thesis - University of Nottingham*.
- Pisco, J. M. (2009). Angiografia de Intervenção Vascular. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 61-93). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.
- Pisco, J. M., & Branco, J. C. (2009). Radiologia Vascular. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 43-60). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.
- Pooley, R. A., McKinney, J. M., & Miller, D. A. (2001). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Digital Fluoroscopy. *RadioGraphics*, 521–534.
- Ramos, I. M., & Madureira, A. J. (2009). Meios de Contraste. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 11-15). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.
- Rubin, G. D., & Rofsky, N. M. (2009). *CT and MR Angiography: Comprehensive Vascular Assessment*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Schueler, B. A. (2000). The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents - General Overview of Fluoroscopic Imaging. *RadioGraphics*, 1115-1126.
- Secca, M. F. (2009). Bases Físicas das Diferentes Técnicas. In J. M. Pisco, *Imagiologia Básica* (pp. 3-9). Lousã: Lidel - Edições Técnicas, Lda.
- Tecelão, S. (2010). Aulas de Protecção e Segurança Radiológica. *Licenciatura em Radiologia*. Barcarena: Universidade Atlântica.
- Tecelão, S. (2011). Aulas de Controlo de Qualidade em Radiologia. *Licenciatura em Radiologia*. Barcarena: Universidade Atlântica.