

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

FLÁVIA MESQUITA MARDEGAN

**INTERPRETAÇÃO QUANTITATIVA DOS FATORES ASSOCIADOS À
EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL E DE PACIENTES EM NEURORRADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

**RIO DE JANEIRO
2020**

FLÁVIA MESQUITA MARDEGAN

**INTERPRETAÇÃO QUANTITATIVA DOS FATORES ASSOCIADOS À
EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL E DE PACIENTES EM NEURORRADIOLOGIA
INTERVENCIONISTA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Instituto de Física da
Universidade Federal do Rio de Janeiro,
como requisito parcial para obtenção do
grau de Física Médica.

Orientadora:

Dra. Lucía Viviana Canevaro (DIFME/IRD)

RIO DE JANEIRO
2020

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por, diariamente, me dar forças para seguir em frente e por nunca me abandonar, mostrando-Se presente em todas as circunstâncias.

Aos meus pais, Maria Aparecida e Florentino, por terem me dado o dom da vida. Por dividirem minhas alegrias e dificuldades, mesmo que de longe, e por entenderem minhas ausências tantas vezes. Eles me fizeram acreditar que esse dia chegaria. Às minhas irmãs Karla, Fernanda e Kamily, que por muitas vezes foram meu ombro amigo e tornavam minha rotina mais leve com orações e mensagens carinhosas.

Ao Ministério Universidades Renovadas (MUR), qual faço parte desde 2014, em especial ao Grupo de Oração Universitário Oásis que tem na UFRJ. Vocês foram fundamentais para que eu entendesse que Deus prepara tudo no Seu tempo.

Às minhas amigas de Castelo-ES e de Volta Redonda-RJ, que mesmo distante estavam presentes em minha vida e tornaram essa trajetória mais leve.

Ao meu esposo, Yuri Vaz, que sempre me incentivou a não desistir dos meus sonhos e quando eu estava desanimada era o primeiro a acreditar que no final tudo ia dar certo.

À minha orientadora Lucía V. Canevaro, que confiou em mim, demonstrou dedicação e carinho ao me ensinar e sempre me ajudou.

Aos meus amigos de pesquisa Rafael, Valquíria, Mauro e Bárbara, pela disposição e ajuda, mesmo à distância; vocês foram fundamentais. Agradeço à equipe médica que me acompanhou e me formou durante o período que fiquei no hospital.

Aos meus colegas de graduação Allan, Bruno, Joel e Thamirys, que sempre me ajudaram nas disciplinas e tornaram meus dias mais alegres, meu eterno agradecimento.

A todos os meus professores no decorrer da minha vida, desde a pré escola. Eles foram fundamentais na formação do meu caráter e intelecto.

Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, passaram pela minha vida nessa fase tão importante e difícil. Muitas pessoas nobres me auxiliaram de alguma forma e, sem vocês, eu não teria conquistado mais um degrau dos meus objetivos.

RESUMO

A Radiologia Intervencionista tem um papel fundamental em neurologia, principalmente no diagnóstico e na terapia de aneurismas. A prática consiste numa técnica minimamente invasiva em que o médico utiliza um cateter e um fio guia através de uma incisão femoral para chegar ao local em que se deseja, utilizando radiação ionizante. Muitas vezes, essa prática implica em elevados níveis de doses ocupacionais e em pacientes em função das altas taxas de doses, elevados tempos de exposição, grande número de aquisições digitais e proximidade do profissional a fonte e ao meio espalhador (paciente). Para verificar as taxas de dose e buscar uma maneira de se minimizar os riscos para pacientes e profissionais, este trabalho foi realizado com o equipamento fluoroscópico da marca SIEMENS, com arco em C, instalado no serviço de hemodinâmica de um hospital público de grande porte do Rio de Janeiro, especializado em Neurologia. Foram acompanhados 160 procedimentos de arteriografia cerebral, e os objetivos principais se encerraram em: realizar dosimetria em pacientes e profissionais; avaliar o desempenho do equipamento de raios X; realizar uma análise estatística das informações armazenadas no Banco de Dados (IRaD) e levantamento radiométrico. Foram utilizados o Sistema dosimétrico *RaySafe Solo*® e *Ray Safe i2*®, placas de polimetilmetacrilato (PMMA) para simular o paciente, objeto de *Leeds TOR 18FG* para testar resolução de alto e baixo contrastes. Com a dosimetria de profissionais, foi verificado que o médico operador recebe em média $(22,2 \pm 27,2) \mu\text{Sv}$ por procedimento no tórax e $(154 \pm 146) \mu\text{Sv}$ no joelho esquerdo. Já para pacientes, o P_{KA} total médio foi de $(50,4 \pm 44,3) \text{Gycm}^2$. Ao comparar nossos resultados com os de outros autores encontrados na literatura observa-se que estão na mesma ordem de grandeza e desvio padrão. O desvio padrão é elevado devido à grande variabilidade da amostra. No controle de qualidade foi verificado que o equipamento intervencionista apresentou um bom desempenho (com exceção da exatidão do kVp), de acordo com as recomendações dos protocolos. Uma das maneiras para minimizar doses altas no joelho é a recomendação do uso do saíote plumbífero que se encontra na mesa do procedimento. Além disso, o treinamento sobre a proteção radiológica para toda equipe médica merece destaque, a fim de reduzir os efeitos da radiação. Uma das medidas para minimizar doses em pacientes é que o médico mude as angulações do arco enquanto está tentando acessar a área que será analisada. Isso evita a exposição de um único local do paciente e possíveis efeitos determinísticos.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Equipamento de raios X fluoroscópico digital [25].	20
Figura 2: Tubo de raios X [21].	21
Figura 3: Ponto de referência na entrada do paciente medido no ar a 15 cm do isocentro do equipamento [40].	30
Figura 4: Foto do sistema dosimétrico Ray Safe i2®. Esquerda: Dosímetros ativos. Direita: Monitor.	32
Figura 5: Gráfico do Dose Manager®.	33
Figura 6: Equipamento de fluoroscopia.	36
Figura 7: Arranjo experimental do teste exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X [40].	38
Figura 8: Arranjo experimental do teste da camada semirredutora [40].	39
Figura 9: Arranjo experimental do teste de Rendimento do tubo de raios X [26].	40
Figura 10: Arranjo experimental para os testes de taxa de kerma no ar na superfície de entrada e da imagem. Imagens: L. Canevaro.	41
Figura 11: Imagem do objeto de Leeds utilizado para avaliar a qualidade da imagem [47].	43
Figura 12: Croqui da sala de hemodinâmica, indicando as posições onde ficam os profissionais.	44
Figura 13: Local onde o dosímetro de referência é posicionado.	45
Figura 14: Tela principal do software Dose Manager®.	46
Figura 15: Tela apresentada para Setting - Software Dose Manager®.	46
Figura 16: Tela apresentada pelo software para ativar o dosímetro – Software Dose Manager®.	47

Figura 17: Gráfico elaborado para calcular os valores das CSR obtidas a partir do CQ1 e CQ2.....	55
Figura 18: Gráfico da taxa de kerma no ar na superfície de entrada em função do modo de fluoro (low “L”, normal “N”, high “H”) e da espessura do paciente. (L10,22 = fluoro low, espessura 10 cm PMMA, magnificação 22).....	59
Figura 19: Gráfico com a variação do mA para os diferentes modos de taxa (low “L”, normal “N” e high “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm. (L10 = fluoro low, espessura 10 cm PMMA).	61
Figura 20: Gráfico com a variação do kVp para os diferentes modos de taxa (low “L”, normal “N” e high “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm. (L10 = fluoro low, espessura 10 cm PMMA).	61
Figura 21: Gráfico com os valores obtidos para a resolução de baixo contraste nos diferentes modos de taxa (low “L”, normal “N” e high “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm em ambos CQ. (L10 = fluoro low, espessura 10 cm PMMA). ...	64
Figura 22: Gráfico com os valores obtidos para a resolução espacial nos diferentes modos de taxa (low “L”, normal “N” e high “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm em ambos CQ. (L10 = fluoro low, espessura 10 cm PMMA).....	64
Figura 23: Histograma com as faixas de equivalente de dose por procedimento, medido no tórax do M1 com a utilização de avental plumbífero.....	68
Figura 24: Histograma com as faixas de equivalente de dose por procedimento, medido no joelho esquerdo do M1 sem a proteção do avental plumbífero.	68
Figura 25: Gráfico com a comparação das doses de profissionais M1 com o uso ou não do vidro plumbífero.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de filtração que o equipamento de raios X introduz (em mm de Cu) para diferentes espessuras do paciente (em cm de PMMA).	36
Tabela 2: Características dos pacientes acompanhados.	48
Tabela 3: Valores dos parâmetros medidos nos modos fluoro low, normal e high nos dois controles de qualidade realizados.	52
Tabela 4: Valores dos parâmetros medidos de acordo com a filtração de mmAl.	54
Tabela 5: Parâmetros utilizados para cálculo do rendimento.	56
Tabela 6: Resultados da medição da taxa de kerma no ar na superfície de entrada com seus respectivos parâmetros.	58
Tabela 7: Parâmetros avaliados para qualidade de imagem e as técnicas utilizadas.	63
Tabela 8: Medições realizadas durante o levantamento radiométrico.	66
Tabela 9: Parâmetros estatísticos das medições das doses por procedimento em tórax, joelho do M1 e dosímetro colocado no arco em C.	69
Tabela 10: Cálculo do fator de correção do P_{KA} em ambos os controles de qualidade.	71
Tabela 11: Resultados dos parâmetros medidos durante as angiografias cerebrais acompanhadas. N = 160.	72
Tabela 12: Trabalhos realizados com arteriografias/angiografias cerebrais.	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAE	Controle Automático de Exposição
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPE	Equilíbrio de Partículas Carregadas
CQ	Controle de Qualidade
CSR	Camada Semirredutora
D	Dose absorvida
<i>DFP</i>	<i>Digital Flat Panel</i>
<i>DICOM</i>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ECG	Eletrocardiograma
H _T	Dose equivalente no tecido/órgão
HIS	<i>Hospital Information System</i> (sistema de informação hospitalar)
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> (Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação)
IN	Instrução Normativa
IP	Placas de fósforo
<i>IRaD</i>	<i>Interventional Radiology Database</i> (Banco de Dados de Radiologia Intervencionista)
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
K	Kerma
K _{ar}	Kerma no ar
K _c	Kerma de colisão
M1	Médico operador
M2	Médico auxiliar
OAD	Oblíqua anterior direita
OAE	Oblíqua anterior esquerda
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
P _{ka}	Produto kerma área
PMMA	Polimetilmetacrilato
p/s	Pulsos por segundo

RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
RIS	<i>Radiology Information System</i> (sistemas de informação em radiologia)
TFT	Transistor de película fina
TLD	Dosímetro termoluminescente
W_R	Fator de ponderação de radiação
W_T	Fator de ponderação de tecido/órgão
$\bar{\epsilon}$	Energia média
μ_{tr}	Coeficiente de transferência de energia
ρ	Densidade
Ψ	Fluência

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1.....	11
INTRODUÇÃO	11
1.1 OBJETIVOS	12
CAPÍTULO 2.....	14
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	14
2.1 NEURORRADIOLOGIA.....	14
2.1.1 Principais doenças tratadas pelo neurorradiologista intervencionista.....	15
2.1.2 A neurorradiologia e a exposição aos raios X.....	18
2.2 FLUOROSCOPIA.....	18
2.2.1 O equipamento de fluoroscopia.....	19
2.3 GRANDEZAS RELACIONADAS À EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL E DE PACIENTES.....	25
2.3.1 Grandezas básicas	25
2.3.2 Grandezas de radioproteção	27
2.3.3 Grandezas para profissionais	28
2.3.4 Grandezas para pacientes utilizadas no presente trabalho	28
2.4 SISTEMA DOSIMÉTRICO EM TEMPO REAL	31
2.5 DOSIMETRIA DE PACIENTES E TRABALHADORES EM NEURORRADIOLOGIA	33
CAPÍTULO 3.....	35
MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA.....	35
3.2 MEDIÇÕES	37
3.3 CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X.....	37
3.4 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO	43

3.5 MEDIÇÕES DAS DOSES DOS PROFISSIONAIS	44
3.6 MEDIÇÕES DAS DOSES DOS PACIENTES	47
3.6.1 Cálculo do fator de correção do produto kerma-área	49
CAPÍTULO 4.....	51
RESULTADOS E DISCUSSÃO	51
4.1 CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X.....	51
4.1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X	51
4.1.2 Camada semirredutora (CSR)	53
4.1.3 Rendimento do tubo de raios X	56
4.1.4 Taxa de kerma no ar na superfície de entrada.....	57
4.1.5 Relação entre kVp e mA.....	60
4.1.6 Qualidade da imagem: resolução espacial e de baixo contraste.....	61
4.2 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO	65
4.3 AVALIAÇÃO DE DOSES OCUPACIONAIS	67
4.4 AVALIAÇÃO DE DOSES NOS PACIENTES.....	71
4.4.1 Cálculo do fator de correção do produto kerma-área.....	71
4.4.2 Resultados das medições em pacientes.....	71
4.4.3 Comparação com outros trabalhos	72
CAPÍTULO 5.....	74
CONCLUSÃO	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
ANEXO 1.....	81
Formulário para Dosimetria em Pacientes e Profissionais em Radiologia Intervencionista	81

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O aneurisma cerebral é uma dilatação anormal de uma artéria que irriga o cérebro e pode se manifestar em qualquer idade, todavia é mais frequente a partir dos 40 e 50 anos, atingindo mais as mulheres. Entre crianças e jovens abaixo dos 20 anos casos de aneurisma cerebral são bastante raros [1].

A maioria dos sintomas ocorrem quando há um rompimento das paredes arteriais causando sangramento intracraniano. Com isso, dores de cabeça intensas e súbitas é o principal indicativo desse quadro [2].

Os principais grupos de riscos são os compostos por indivíduos com histórico familiar de aneurisma cerebral, sobretudo parentes de primeiro grau, com idade avançada, tabagistas, hipertensos (sobretudo não controlados), alcoólatras, usuários de cocaína e doentes diagnosticados com placas de aterosclerose [3].

A cirurgia neurológica – clipagem do aneurisma – e o tratamento endovascular (realizado com uso de raios X) – embolização ou fechamento do aneurisma – são muito efetivos, e a escolha do método que será feito depende da forma, tamanho, anatomia e local onde está o aneurisma.

A Radiologia Intervencionista tem um papel fundamental em neurologia, principalmente no diagnóstico e terapia de aneurismas. A prática consiste numa técnica minimamente invasiva em que o médico utiliza um cateter e um fio guia para chegar ao local em que se deseja, utilizando a radiação ionizante, através de uma incisão femoral. Ela é bastante eficaz porque reduz o tempo de internação do paciente, diminui substancialmente o risco de infecções hospitalares e consequentemente os custos hospitalares são minimizados.

Entretanto, muitas vezes essa prática implica elevados níveis de doses ocupacionais e em pacientes. Isso ocorre em função das altas taxas de doses, elevados tempos de exposição, grande número de aquisições digitais e proximidade do profissional a fonte e ao meio espalhador (paciente) [4, 5]. Com o frequente uso da radiologia intervencionista na neurorradiologia, diversos casos de lesões em pacientes e profissionais vêm sendo observados [6, 7] devido à complexidade da

prática e aos longos tempos de exposição empregados para atingir o sucesso da intervenção. Para o médico operador ocorrem efeitos determinísticos, como cataratas precoces, preponderantemente no olho esquerdo, depilação temporária ou permanente na perna, etc.

Quanto ao paciente, o risco está associado aos efeitos estocásticos, que não se manifestam imediatamente após a exposição. No entanto, efeitos determinísticos podem ocorrer.

A implementação de medidas de proteção radiológica e o acompanhamento de parâmetros que influenciam na exposição do paciente e dos profissionais tornam-se de suma importância para otimização da prática [8, 9]. Nesse sentido, torna-se indispensável manter um programa de avaliação do desempenho do equipamento e de quantificação das doses, tanto dos pacientes como dos profissionais envolvidos na prática.

1.1 OBJETIVOS

Pelo exposto acima, o presente trabalho teve como objetivos:

- ✓ Realizar dosimetria em pacientes e profissionais durante procedimentos de arteriografia cerebral em um serviço de neurorradiologia.
- ✓ Aplicar métodos e protocolos desenvolvidos ‘*ad-hoc*’ pelo projeto IAEA/RLA BRA9056 [10], para avaliar o desempenho do equipamento de raios X do serviço.
- ✓ Realizar uma análise estatística das informações armazenadas no Banco de Dados (IRaD) relativas a procedimentos intervencionistas de neurorradiologia. Para o paciente, estudar a influência de parâmetros técnicos utilizados, (kVp, mA) na sua exposição e os valores obtidos das grandezas produto kerma-área, P_{KA} , e kerma no ponto de referência de entrada no paciente, AK.
- ✓ Com os dados dosimétricos dos profissionais, disponibilizados no banco de dados e pelo *software* “*Dose manager*®” do sistema dosimétrico i2 da Ray Safe®, avaliar a contribuição da dose decorrente das etapas de subtração e fluoro em tempo real para a exposição total do profissional.
- ✓ Realizar levantamento radiométrico para conhecer os pontos de maiores exposições dentro da sala de procedimentos.

- ✓ Avaliar a dose na extremidade inferior do médico operador e comparar com sua dose no tórax, visando identificar a possível necessidade de blindagens adicionais, em função da exposição fortemente não homogênea, verificada por diversos trabalhos científicos.
- ✓ Propor soluções para otimização da prática.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 NEURORRADIOLOGIA¹

A neurorradiologia é uma subespecialidade da radiologia médica que une conhecimentos de neurologia e radiologia para identificar e avaliar anormalidades no sistema nervoso, cabeça e pescoço, mediante exames e procedimentos minimamente invasivos de diagnóstico e tratamento.

O sistema nervoso coordena as ações realizadas pelo corpo, conduzindo informações através das células nervosas. Medula espinhal e encéfalo (formado pelo cérebro, cerebelo e tronco encefálico) constituem o sistema nervoso central. Já o sistema nervoso periférico é composto por nervos que se originam no encéfalo (nervos cranianos) e na medula espinhal (nervos raquidianos). Tumores na cabeça, aneurisma cerebral e acidente vascular cerebral (AVC) são algumas patologias registradas e tratadas pela neurorradiologia.

A neurorradiologia pode ser dividida em ***intervencionista terapêutica ou intervencionista diagnóstica***. Aplicada ao *diagnóstico*, a neurorradiologia pode ser utilizada para confirmação de suspeita clínica, investigação ou registro da resposta ao tratamento de doenças. Atualmente, os exames mais realizados na área de neurorradiologia são a tomografia computadorizada e a ressonância magnética.

Já a *neurorradiologia intervencionista* se utiliza das tecnologias percutâneas minimamente invasivas e de cateteres aliadas a técnicas radiológicas (exames de raios X, ultrassonografia ou tomografia computadorizada) e conhecimento neurológico e neurocirúrgico para o tratamento de patologias de cabeça, pescoço, coluna e sistema nervoso central (encéfalo e medula).

A neurorradiologia intervencionista reduz a necessidade de cirurgias em áreas delicadas do corpo, diminuindo riscos e o tempo de recuperação do paciente. O principal objetivo desse campo é promover o tratamento de patologias de forma mais ágil, segura e menos incômoda para o paciente. Os resultados obtidos com

¹ As referências deste tópico se encontram em [11], [12] e [13].

esse tipo de tratamento costumam ser melhores quando comparados aos das cirurgias convencionais. Afinal, as cirurgias envolvem riscos de infecção, complicações devido ao uso de anestesia, são dolorosas e demoradas. Já a maioria dos procedimentos menos invasivos não precisam de anestesia ou internação.

2.1.1 Principais doenças tratadas pelo neurorradiologista intervencionista

Acidente Vascular Cerebral (AVC), estenose dos vasos pré-cerebrais, malformações e fístulas arteriovenosas medulares e cerebrais, edema cerebral, traumatismos, tumores e aneurisma são exemplos de patologias investigadas e tratadas por meio da neurorradiologia.

O **AVC** é causado pela interrupção da circulação sanguínea no cérebro, provocada por trombos (corpos estranhos que se deslocam até os vasos sanguíneos na região), cortando o suprimento de nutrientes e oxigênio para as células. Procedimentos conduzidos pelo neurorradiologista intervencionista, chamados de trombólise intra-arterial, são capazes de dissolver ou retirar o trombo, liberando a circulação do sangue e reduzindo os danos ao cérebro.

Estenose dos vasos pré-cerebrais (carótidas e vertebrais) é o estreitamento anormal dos vasos sanguíneos, causado por obstruções conhecidas como aterosclerose, um desgaste da parede das artérias com depósito de gordura que, aos poucos, vai reduzindo o espaço para a passagem do sangue. Feita com um cateter balão, a angioplastia serve para desobstruir as artérias. Após esse procedimento, é implantada uma prótese (*stent*) para manter os vasos sanguíneos abertos.

Malformações e fístulas arteriovenosas medulares e cerebrais também podem ser tratadas com um procedimento pouco invasivo: a embolização. A embolização consiste no preenchimento de espaços nos vasos sanguíneos. No caso de um aneurisma, por exemplo, essa técnica pode impedir que ele se rompa, preenchendo seu interior e colaborando para a circulação normal do sangue. A embolização também é útil no combate a tumores benignos e câncer, pois proporciona a interrupção no fornecimento de sangue necessário para que o tumor se mantenha e cresça [12, 13].

Edema cerebral é o acúmulo de líquido em uma região ou em todo o cérebro, provocando inchaço e aumento na pressão intracraniana. **Tumores** podem ser malignos (cancerígenos) ou benignos, e surgem pelo crescimento anormal das células. **Traumatismo craniano** é uma lesão na cabeça que pode ser mais ou menos grave, de acordo com as áreas atingidas [12, 13].

A dilatação de uma artéria com parede enfraquecida – causada pelo aumento da pressão normal do cérebro – é conhecida como **aneurisma cerebral**. A maioria dos aneurismas cerebrais pequenos não promovem sintomas (assintomáticos) e são descobertos por acaso em exames de imagem do crânio, como tomografia ou ressonância magnética, nas investigações de alteração de memória, sinusites, enxaqueca, trauma e infecções.

Já no caso de ruptura de aneurisma cerebral, a maioria dos sinais e sintomas é devido o extravasamento agudo de sangue dentro do espaço subaracnóideo. Alguns fatores como hipertensão arterial e o estresse constante podem ser os causadores de ruptura de aneurisma, uma vez que, há um aumento da força do fluxo sanguíneo, particularmente na bifurcação entre as artérias, onde é a localização mais comum dos aneurismas, o que aumenta a sua gravidade, independente do volume do aneurisma [14].

O tratamento dos aneurismas cerebrais, quando indicado, pode ser realizado por meio da cirurgia neurológica, com a clipagem do aneurisma com microcirurgia intracraniana e por meio do tratamento endovascular, que faz a embolização ou fechamento do aneurisma com *stents* ou molas intracranianas. Ambos os métodos terapêuticos são muito efetivos, e depende da morfologia e onde o aneurisma está localizado na artéria [15, 16, 17]. Ao contrário da cirurgia com o uso de clips, a embolização não precisa de cirurgia aberta, pois os neurocirurgiões utilizam raios X em tempo real, usando a visualização fluoroscópica (ou radioscopia), para observar o interior dos vasos sanguíneos [16, 17].

As arteriografias ou angiografias e as embolizações são alguns procedimentos realizados na neurorradiologia intervencionista. A arteriografia ou angiografia usa um cateter e contraste para mostrar a parede de artérias, revelando problemas como malformações e embolias; esse é um tipo de obstrução nos vasos sanguíneos, provocada por um êmbolo (corpo estranho) que é deslocado pela

corrente sanguínea. Durante o procedimento, o cateter é introduzido em uma artéria e conduzido, com a ajuda das imagens geradas por fluoroscopia, até o local a ser examinado. Por meio de raios X, a fluoroscopia fornece imagens dinâmicas, em tempo real, de partes internas do organismo, que podem ser visualizadas em um monitor. Quando o cateter está posicionado no lugar desejado, o médico injeta contraste na artéria do paciente, a fim de obter imagens claras dos vasos sanguíneos. Por fim, são feitos filmes com as imagens mostradas, permitindo o estudo da circulação do sangue [13].

O tratamento de embolização dos aneurismas cerebrais consiste na implantação de molas ou espiras de platina de tamanho pequeno através do cateter e desdobrados no aneurisma, bloqueando desta forma o fluxo sanguíneo para o interior do aneurisma, evitando sua ruptura [16, 17].

Antes de se iniciar a intervenção, é de extrema importância informar ao paciente sobre o procedimento, bem como explicar a sensação que pode ter quando a região inguinal é anestesiada, quando a artéria femoral é puncionada, quando o cateter é manipulado e quando o contraste é injetado. Um paciente informado é mais cooperativo e relaxado [18].

Na prática, dentro do laboratório de hemodinâmica, o procedimento se inicia com o posicionamento adequado do paciente na mesa, e ele é conectado a um equipamento de monitorização contínua do eletrocardiograma (ECG), da saturação de oxigênio e de monitorização intermitente e automática da pressão sanguínea. Estabelece-se após punção uma via venosa com fluxo adequado com cateter de tamanho razoável que vai servir para a administração por via intravenosa de líquidos, sedativos e analgésicos [18].

Em alguns casos, geralmente em pacientes obesos por serem mais difíceis de discernir as referências anatômicas, é importante realizar uma localização fluoroscópica da artéria femoral antes da anestesia. Feito isso, a artéria femoral deve ser puncionada 2 a 3 cm abaixo do ligamento inguinal para evitar aparecimento de hematomas [18].

2.1.2 A neurorradiologia e a exposição aos raios X

Em um procedimento típico, para seu normal desenvolvimento, é necessário a presença de alguns profissionais, tais como o médico operador, médico anestesista, técnico de radiologia e de dois a três enfermeiros. Por se tratar de um procedimento que utiliza radiação ionizante é indispensável, para todos os profissionais que ficam dentro da sala, o uso de equipamentos de proteção individual como, por exemplo, avental plumbífero, protetor de tireóide e óculos plumbíferos.

Pelo fato do médico operador ser o profissional que se encontra na posição de maior exposição, ele deve ser monitorado com o auxílio de um dosímetro pessoal a fim de garantir que sua exposição à radiação ionizante não ultrapasse os limites estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) [19], e conforme o recomendado pela RDC 330/2019 do Ministério da Saúde [20]. Ao assegurar que a dose do profissional mais exposto à radiação ionizante está abaixo dos limites estabelecidos, espera-se que a dose dos demais profissionais também esteja abaixo. De qualquer forma, todos os profissionais da equipe intervencionista devem fazer uso de monitor dosimétrico.

2.2 FLUOROSCOPIA

A fluoroscopia proporciona uma imagem em movimento, em tempo real, permitindo sua aplicação em exames nos quais se deseja obter imagens dinâmicas de estruturas e funções do organismo com o auxílio de meios de contraste a base de iodo ou bário [21].

Equipamentos de fabricação antiga possuem intensificadores de imagem acoplados a sistemas de vídeo digital, já os atuais são fabricados com detectores digitais de tela plana como receptores de imagem [22].

Os sistemas de fluoroscopia digital permitem a gravação de uma sequência em tempo real de imagens digitais que pode ser reproduzida como um loop de filme com arquivamento subsequente no arquivo eletrônico do paciente no Sistema de Arquivamento e Comunicação de Imagens (em inglês representado pela sigla PACS) [22].

PACS é um sistema de arquivamento e comunicação voltado para o diagnóstico por imagem, que permite o pronto acesso às imagens médicas em formato digital em qualquer setor de um hospital [23]. Um aspecto fundamental dentro do fluxo de trabalho em um ambiente radiológico digital (sem filme) é a garantia da consistência da informação que é transmitida componente a componente, dentro da cadeia de eventos presente na dinâmica de processos. Para que a consistência seja garantida, a distribuição da informação é feita segundo uma estrutura hierárquica baseada em uma distribuição *top-down*, ou seja, as informações são propagadas a partir do sistema de informação mais geral (HIS), passando pelo sistema de informação intermediário (RIS), até alcançar o sistema de informação mais específico (PACS). Para que isso seja possível, dois pré-requisitos são necessários: uma estrutura de rede adequada (redundante e balanceada) e padrões de comunicação bem definidos. Na radiologia digital, o padrão de comunicação principal é o DICOM (*digital imaging and communications in medicine*) [24]. O DICOM é o padrão global para transferência de imagens radiológicas e outras informações médicas entre computadores.

2.2.1 O equipamento de fluoroscopia

Na Figura 1 é apresentado um equipamento de raios X fluoroscópico, cujos componentes e suas principais funções são descritas a seguir.

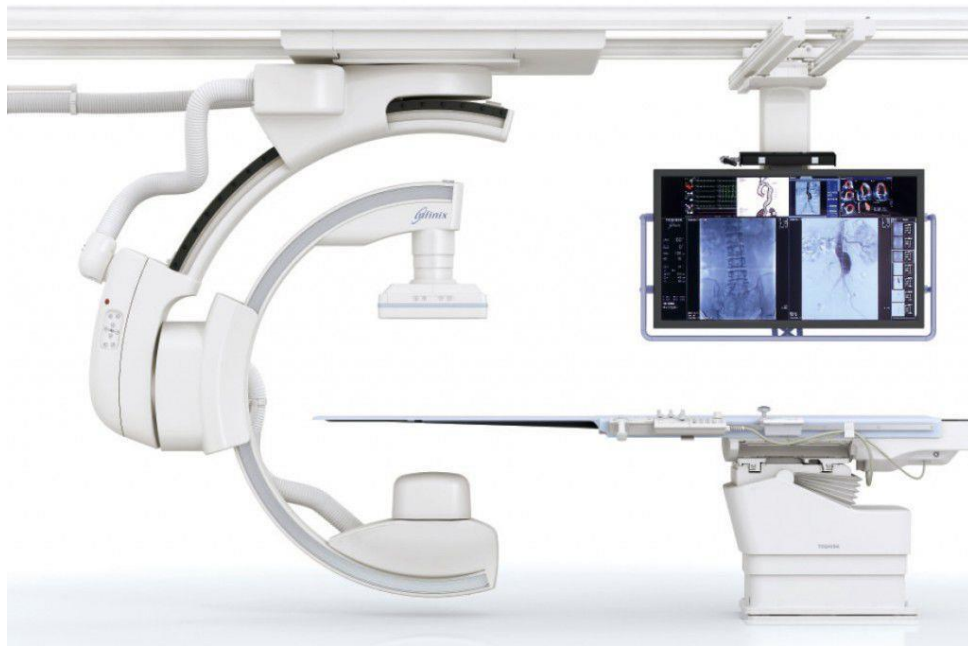


Figura 1: Equipamento de raios X fluoroscópico digital [25].

2.2.1.1 Gerador de raios X

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

2.2.1.2 Tubo de raios X

O tubo ou ampola de raios X (Figura 2) consiste em dois eletrodos metálicos, o catodo e o anodo, contidos dentro de um encapsulamento de vidro a vácuo [21].

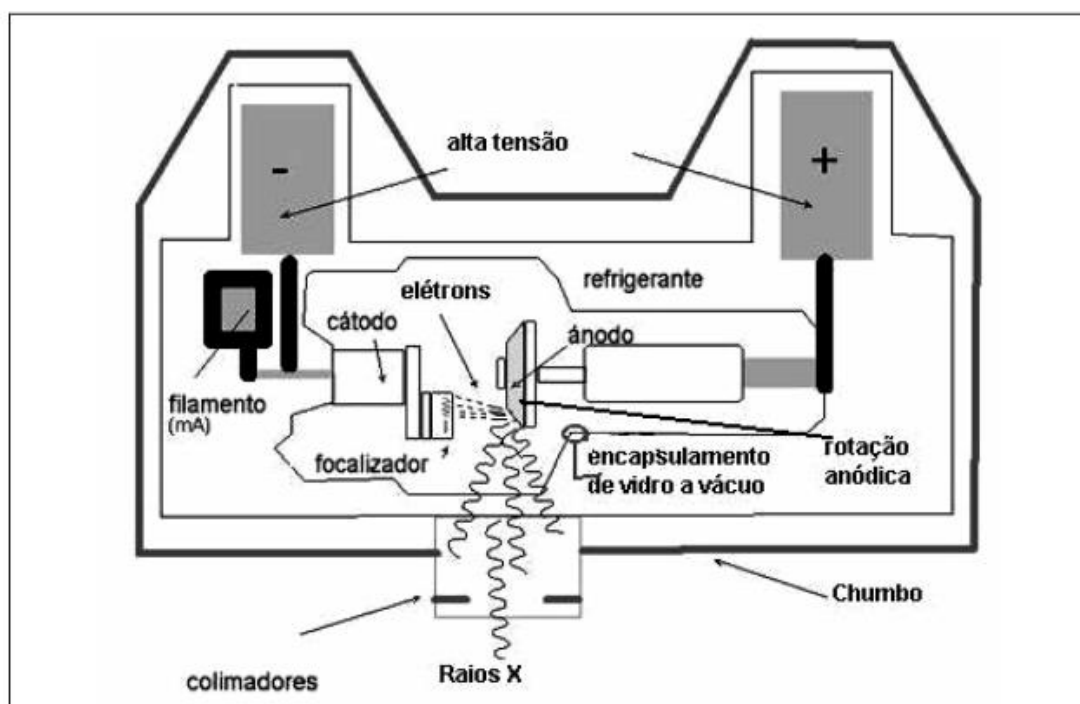


Figura 2: Tubo de raios X [21].

Através da emissão termoiônica - aumento do fluxo de elétrons que saem de um metal, devido ao aumento de temperatura - o catodo emite elétrons e devido a uma diferença de potencial aplicada no tubo, estes são acelerados até o anodo. Quando os elétrons impactam contra o anodo, mais de 95% de suas energias cinéticas são transformadas em calor e, este calor deve ser dissipado rapidamente, para o anodo não ser derretido [26].

Uma pequena fração dos elétrons acelerados fica na proximidade de um núcleo atômico e é influenciada por seu campo elétrico positivo. Outra parte, devido a existência de forças elétricas (culombianas) atraem e desaceleram um elétron e mudam de direção, causando uma perda de energia cinética, que é emitida como um fóton de raios X, ou seja, radiação *bremsstrahlung* [22].

É importante ressaltar que apesar da tensão e da corrente aplicadas ao tubo definirem as características da radiação X produzida, fatores como o número atômico do material alvo e a energia cinética dos elétrons incidentes, afetam a eficiência da produção de raios X. O material alvo mais comum é o tungstênio (W), de número atômico, $Z = 74$. Em geral, de toda radiação produzida, apenas cerca de 1% é radiação X, sendo 99% emitida como calor, o que aquece o alvo.

Quando o tubo de raios X é utilizado para alguma aplicação clínica do tipo procedimentos intervencionistas é importante que ele tenha características adicionais para evitar possíveis falhas devido ao aquecimento, como por exemplo a rotação de anodo de alta velocidade e circulação de água ou dissipador de calor e óleo com ventiladores de resfriamento [21].

Nos equipamentos de fluoroscopia há filtro de alumínio acoplado ao tubo de raios X para filtrar os componentes de baixa energia e causar o ‘endurecimento’ do feixe, uma vez que eles não são necessários para criar a imagem. Com isso é possível reduzir não somente a dose na pele do paciente, mas também a radiação espalhada para o operador. Segundo a Instrução Normativa (IN) nº 53 da norma RDC 330/2019, a recomendação é que a filtração total de um equipamento de radiologia diagnóstica seja de pelo menos equivalente a 2,5 mm de alumínio [27, 28].

2.2.1.3 Grade

A grade tem a finalidade de reduzir a radiação espalhada, aumentando o contraste e, conseqüentemente, a qualidade da imagem. Para manter a qualidade da imagem, o controle automático de brilho é acionado e com isso a corrente do tubo de raios X aumenta, aumentando a exposição do paciente. Por esse fato, a grade pode (e deve) ser retirada nos casos em que o paciente irradiado não produz espalhamento significativo [21].

2.2.1.4 Intensificador de imagem

Nos equipamentos antigos, o tubo intensificador de imagem é considerado um dos componentes mais importantes do equipamento. De forma geral, sua função é transformar fótons de raios X em fótons de luz visível e convertem uma imagem de baixa intensidade em uma imagem minimizada de alta intensidade de brilho [29].

2.2.1.5 Digital *Flat Panel* (DFP)

Nos equipamentos modernos, o intensificador de imagem foi substituído pelo *flat panel*, que consiste em uma matriz de transistores de película

fina (TFT) e produz uma imagem digital através da conversão indireta ou direta dos fótons de raios X [30].

Nos dois tipos de conversão, cada elemento detector possui um capacitor, que acumula e armazena o sinal como carga elétrica, e um transistor que serve como comutador. Na conversão direta, os fótons de raios X são diretamente captados pelo material detector, o Selênio amorfo (a-Se), e convertidos em sinal elétrico. Na conversão indireta, é utilizado um material cintilante, o Iodeto de Césio (CsI), que converte os fótons de raios X em luz visível e, posteriormente, os fótons de luz visível vão interagir com o material detector, o Silício amorfo (a-Si), que os converte em carga elétrica [22, 30].

Atualmente, a maioria das matrizes DFP são sistemas indiretos de estado sólido, o que significa que a energia dos raios X é primeiro convertida em luz e depois em um sinal eletrônico [22, 30].

2.2.1.6 Mesa

Num equipamento de fluoroscopia para angiografia a mesa pode ser movimentada segundo três eixos. Deve ser constituída por material radiotransparente como 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 [30, 31].

2.2.1.7 Monitores

O médico que irá realizar a intervenção necessita ter, pelo menos, dois monitores a sua disposição. Um onde possa visualizar em tempo real o procedimento que está a realizar e outro que guarda o último frame da exposição realizada anteriormente. Dentro da sala de comandos existe pelo menos um monitor onde é possível visualizar a aquisição de imagens em tempo real [30].

2.2.1.8 Controle automático de exposição

O gerador é ligado ao sistema de controle automático de exposição (CAE), que controla os parâmetros operacionais, tensão máxima (kVp) e corrente (mA). Segundo Canevaro (2020), *“Fototemporizadores e subsistemas de controle de brilho automático medem a exposição da radiação incidente no receptor de imagem para gerar instantaneamente um sinal de retorno que permite adequar as densidades das imagens adquiridas ou o brilho da imagem fluoroscópica. O CAE age para manter um nível constante de brilho da imagem observada em um monitor, mesmo quando o intensificador de imagem se movimenta por partes do corpo de diferentes densidades e coeficientes de atenuação. O brilho constante é alcançado ajustando a kVp e a corrente, automaticamente, tanto quanto for necessário para manter o nível de radiação na entrada do intensificador de imagem”* [32].

2.2.1.9 Modo pulsado

Os equipamentos fluoroscópicos geram raios X na forma pulsada a uma frequência tal que não há interferência visível nas imagens adquiridas. Nessa modalidade o emprego de uma corrente mais alta proporciona imagens mais nítidas devido à melhor relação sinal $\times$ ruído da imagem final. O uso de fluoroscopia pulsada é mais um fator importante na radiologia intervencionista para otimizar as doses, visto que estas são muito maiores que em procedimentos de radiologia convencional. Outros fatores como tempo de procedimento, taxas de doses, magnificação, entre outros, contribuem ainda mais para o aumento da dose.

É importante ressaltar que apesar de a frequência de pulsos poder ser modificada de maneira a obter uma redução da dose cumulativa, a fluoroscopia pulsada nem sempre significa que a dose será menor que a da contínua. A taxa de dose depende da dose por pulso (altura e largura do pulso) e do número de pulsos por segundo [21].

2.2.1.10 Modos de taxa de dose [32]

Praticamente todos os equipamentos fluoroscópicos oferecem a possibilidade de diferentes modos de taxa, denominados “low”, “normal” e “high” ou

“baixa taxa” e “alta taxa”, “fluoro” e “fluoro+”. No modo de alta taxa, deve-se acionar um alarme sonoro durante a emissão da radiação. A menos que a alta taxa seja imprescindível (às vezes no caso de pacientes obesos), recomenda-se evitar ou minimizar seu uso, devido às altas doses ministradas aos pacientes e profissionais [32]. Assim, para um mesmo tempo de exposição, o modo *high* deverá fornecer uma dose maior ao paciente do que os modos *normal* e *low* [33].

2.2.1.11 Modos de magnificação da imagem

Uma função importante do equipamento fluoroscópico, tanto aquele com intensificador de imagem como o digital, é a da magnificação. Os modos de magnificação consistem em aplicar a imagem da região que se quer investigar. É importante destacar que quanto menor o modo de magnificação (imagem mais magnificada) maior será a dose ministrada, para possibilitar a obtenção da mesma qualidade de imagem [33].

Esta característica não se cumpre necessariamente em equipamentos com *flat panel*, devido à possibilidade de pós-processamento da imagem. É muito importante medir a taxa de dose para os diferentes modos de magnificação com o objetivo de avaliar as possíveis variações entre um modo e outro.

2.3 GRANDEZAS RELACIONADAS À EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL E DE PACIENTES

2.3.1 Grandezas básicas

2.3.1.1 Fluência

A energia transportada pelos fótons em um feixe de raios X pode ser especificada em termos da fluência de energia que é o quociente ‘dR’ dividido por ‘da’, onde ‘dR’ é a energia radiante incidente em uma esfera da área transversal ‘da’. A fluência pode ser expressa pela Equação 1 [34, 35].

$$\Psi = \frac{dR}{da}; \text{ unidade: J/m}^2 \quad (\text{Equação 1})$$

2.3.1.2 Dose absorvida [34]

Quando há interação da radiação com a matéria um dos efeitos que podem acontecer é a transferência de energia. Esta, porém, pode ser absorvida totalmente ou parcialmente dependendo do modo de interação e da natureza do material. Uma quantidade da energia transferida, por exemplo, pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento (raios X), cujos fótons podem escapar do material. A fração absorvida da energia transferida corresponde às ionizações dos átomos, quebra de ligações químicas dos compostos e incremento da energia cinética das partículas (correspondente à conversão em calor) [34].

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza dose absorvida. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse (Equação 2) [34].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} ; (J.Kg^{-1} = Gy) \quad \text{(Equação 2)}$$

Onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa 'dm' [34].

2.3.1.3 Kerma no ar

Kerma é definido em um ponto e diz respeito à transferência inicial de energia cinética por partículas não carregadas para partículas carregadas. Para partículas não carregadas de uma única energia, kerma está relacionado à fluência de energia pelo coeficiente de transferência de energia em massa, μ_{tr}/ρ , do material para essas partículas (Equação 3) [36] .

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) ; (Gy) \quad \text{(Equação 3)}$$

2.3.1.4 Relação entre Kerma (K) e Dose Absorvida (D)

A diferença entre kerma e dose absorvida, é que a dose absorvida depende da energia média absorvida na região de interação (local), já o kerma depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização. Para se estabelecer uma relação entre kerma e dose absorvida é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas (CPE) que ocorre quando:

- a: A composição atômica do meio é homogênea;
- b: A densidade do meio é homogênea;
- c: Existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante;
- d: Não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

Nestas condições, o kerma de colisão ' K_c ' é igual à dose absorvida ' D ', ou seja, $D = K_c$

2.3.2 Grandezas de radioproteção

2.3.2.1 Dose em órgão ou tecido

A distribuição de doses nos órgãos e tecidos relevantes do corpo não podem ser obtidos através de medidas diretas em pacientes. Rigorosamente, a dose absorvida média em um órgão ou tecido tem sido definida como a Equação 4, onde m_T é a massa do tecido ou órgão especificado, D é a dose absorvida no elemento de massa dm [37].

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm \quad ; \text{ (Gy)} \quad \text{(Equação 4)}$$

2.3.2.2 Dose equivalente

A probabilidade de eventos estocásticos depende não apenas da dose absorvida, mas também do tipo e energia da radiação que deposita a dose [38]. A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on*

Radiological Protection, ICRP), portanto, recomendou que, para fins de proteção radiológica, a dose do órgão fosse ponderada por um fator de ponderação da radiação, w_R . Os valores de w_R foram selecionados pelo ICRP para representar a eficácia biológica relativa de tipos e energias especificados de radiação incidente na superfície do corpo na indução de efeitos estocásticos em doses baixas [36, 38].

2.3.2.3 Dose efetiva

É a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos (Equação 5),

$$E = \sum_T w_T H_T \quad ; \text{ (Sv)} \quad \text{(Equação 5)}$$

onde ' H_T ' é a dose equivalente no tecido ou órgão e ' w_T ' é o fator de ponderação de órgão ou tecido. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv) [19].

2.3.3 Grandezas para profissionais

2.3.3.1 Equivalente de dose pessoal ($H_p(d)$)

É a dose equivalente em um ponto a uma profundidade ' d ' do corpo no tecido mole, sendo utilizado $d = 10$ mm para dose profunda (tórax por exemplo), $d = 0,07$ mm para pele e $d = 3$ mm para cristalino [19].

2.3.4 Grandezas para pacientes utilizadas no presente trabalho

2.3.4.1 Kerma no ar incidente (ou livre no ar)

O kerma no ar incidente, K_i , é o kerma no ar medido no eixo central do feixe de raios X na posição em que o feixe de raios X entra no paciente ou simulador. Na medição está incluída somente a contribuição da radiação incidente **sem considerar a radiação retroespalhada**. Unidade: J/kg (Gy).

2.3.4.2 Kerma no ar na superfície de entrada

O kerma no ar na superfície de entrada é o kerma no ar no eixo central do feixe de raios X no ponto em que o feixe de raios X entra no paciente. A contribuição da **radiação retroespalhada está incluída**. O fator de retroespalhamento depende do espectro de raios X, do tamanho do campo de raios X e da espessura do paciente.

O termo “livre no ar” significa que a avaliação da grandeza de interesse, geralmente por meio de uma medição apropriada, é realizada em um ambiente livre de outros materiais perturbadores, como o paciente, simuladores ou outros materiais espalhadores. A medição do kerma no ar livre no ar pode ser feita usando uma câmara de ionização equivalente a ar, colocada no ponto de interesse no ar, sem nenhum outro material que possa influenciar a medida.

Por outro lado, se estamos interessados na dose no tecido mole de um indivíduo, por exemplo, pode-se colocar uma câmara de ionização ou um dispositivo medidor em um ponto da superfície de um simulador tecido-equivalente; assim a resposta do medidor será afetada tanto pela radiação direta quanto pela radiação retro-espalhada pelo simulador [39].

As grandezas kerma no ar, taxa de kerma no ar, kerma no ar incidente e kerma de entrada na superfície são utilizadas em dosimetria de pacientes para estimar efeitos tissulares (efeitos determinísticos). Em particular, o máximo valor da grandeza kerma de entrada na superfície medida em um paciente, após ter sido submetido a um procedimento, é de fundamental importância [40].

2.3.4.3 Kerma no ar no ponto de referência na entrada do paciente

Outra grandeza importante é o **kerma no ar no ponto de referência na entrada do paciente**. Este é um conceito que foi definido como uma forma de estimar a dose acumulada na pele, ou seja, a dose que o paciente receberia na pele se o feixe de raios X não se movimentasse e irradiasse sempre a mesma área da pele [40].

O ponto de referência na entrada do paciente é medido no ar e se encontra a 15 cm do isocentro do equipamento de raios X no sentido do foco de raios X, que se supõe próximo à superfície de entrada (Figura 3).

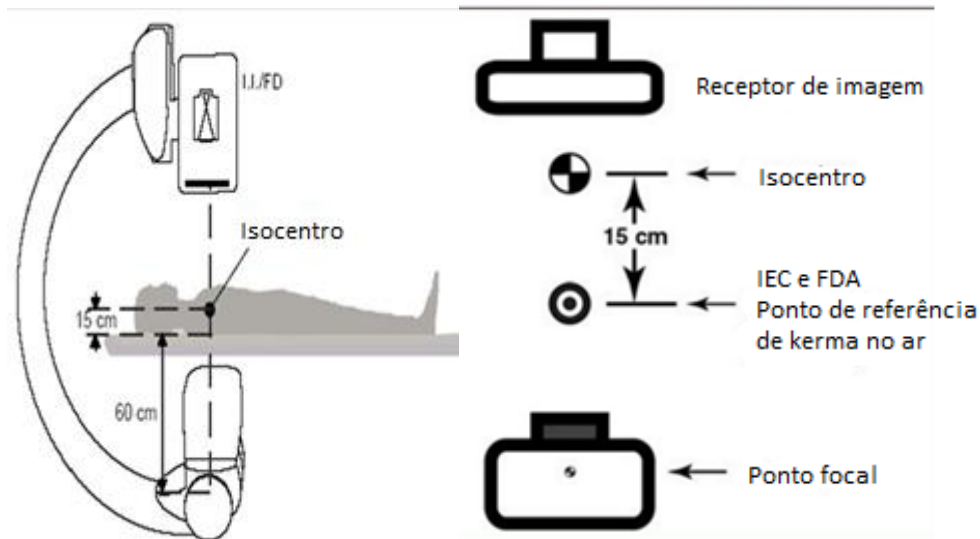


Figura 3: Ponto de referência na entrada do paciente medido no ar a 15 cm do isocentro do equipamento [40].

2.3.4.4 Produto kerma área ou dose área

O produto kerma-área define-se como (Equação 6):

$$P_{K,A} = \int_A K_{ar}(A) dA \quad ; \text{ (Gy.cm}^2\text{)} \quad \text{(Equação 6)}$$

Onde K_{ar} é o kerma no ar medido sobre um elemento de superfície de área 'dA'. Se $K(A)$ é constante e 'A' é área pequena, pode-se assumir que $P_{KA} = K_{ar} \cdot A$.

O produto kerma-área é importante no controle de efeitos estocásticos. Uma câmara de ionização de grande área intercepta inteiramente o feixe, independente da colimação, então sua resposta é proporcional à área do feixe e à exposição (Gy.cm^2). Isto possibilita uma medida mais completa da exposição total do paciente e, assim, está mais intimamente relacionado ao risco produzido pela radiação, que depende da extensão do volume irradiado do paciente assim como da exposição no centro do feixe de raios X. Além disso, há uma vantagem prática na flexibilidade permitida no posicionamento da câmara, devido à invariância do produto da

exposição pela área para todos os planos perpendiculares ao feixe central de raios X e o paciente [6, 21, 36].

2.3.4.5 Rendimento

O rendimento (Equação 7) é definido como a quantidade de radiação (K_{ar} , em mGy) medida em um ponto no ar no centro do feixe de raios X a uma distância de 1 m do ponto focal para cada mAs de elétrons que atravessam o tubo [41].

$$R = K_{ar} / \text{mAs} \quad (\text{Equação 7})$$

O rendimento expressa a habilidade do tubo de raios X para converter energia eletrônica em raios X; proporciona informações sobre a calibração do equipamento, condição do tubo de raios X e qualquer mudança na filtração do feixe [32]. Esta grandeza também permite estimar a dose recebida pelo paciente. O kerma no ar livre no ar, por exemplo, pode ser obtido a partir do valor do rendimento [32]. É útil também para quantificar as diferenças entre os diversos equipamentos que realizam as mesmas operações. O rendimento do tubo depende de vários fatores, incluindo kVp, forma de onda, material do anodo, filtração, envelhecimento do tubo e danos na superfície do anodo.

Baixos valores do rendimento indicam um desgaste do tubo de raios X ou do sistema como um todo. Por outro lado, altos valores no rendimento do equipamento sugerem erros na calibração do gerador de raios X tanto por alto valor da tensão quanto corrente ou devido a remoção da filtração do tubo, o que pode levar à administração de altas doses de radiação ao paciente [32].

2.4 SISTEMA DOSIMÉTRICO EM TEMPO REAL²

Os sistemas de dosimetria em tempo real têm um importante papel na construção de um ambiente de trabalho mais seguro. Em particular, o sistema dosimétrico *RaySafe I2*® contém os seguintes componentes: dosímetros, monitor

² A referência deste tópico se encontra em [42].

para apresentar as doses em tempo real, base (estação utilizada para conectar os dosímetros a um computador), o *software Dose Viewer®* para apresentação das doses em tempo real e o *software Dose Manager®* para fazer a gestão das doses.

O dosímetro mede e registra em todo momento a exposição aos raios X do profissional, e transfere os dados de forma *wireless*, através de ondas de rádio, para o monitor em tempo real (Figura 4 (Esquerda)).

Este monitor apresenta as doses de, no máximo oito dosímetros simultaneamente, medidas nos profissionais que estão sendo expostos (Figura 4 (Direita)). No mesmo monitor é possível visualizar indicadores de cor (verde, amarelo e vermelho) que representam a taxa de exposição recebida em tempo real. A dose acumulada por indivíduo aparece junto aos indicadores de cor. Para identificar a taxa de dose acumulada referente a um certo profissional monitorado, basta olhar a cor do dosímetro utilizado por ele e olhar a mesma cor no símbolo que aparece na tela.



Figura 4: Foto do sistema dosimétrico *Ray Safe i2®*. Esquerda: Dosímetros ativos. Direita: Monitor.

É

possível transferir informação mais detalhada sobre o histórico de exposição destes dosímetros através da base conectada ao computador; esta informação pode ser vista utilizando os *softwares* instalados no computador (*Dose Viewer®* e *Dose Manager®*).

O *software Dose Viewer®* também é utilizado para administrar os dosímetros, trocar os nomes e cores dos dosímetros, e restabelecer o histórico de doses. O *software Dose Manager®* é um programa avançado para análise,

elaboração de relatórios e arquivo da informação sobre as doses. Este *software* permite recuperar as informações das doses de vários monitores instalados em diferentes salas da rede hospitalar o mediante uma unidade de armazenamento USB.

No *software Dose Manager®* todas as doses referentes a cada dosímetro ficam registradas de acordo com a data, podendo ser acessadas a qualquer momento. Essa ferramenta o torna de extrema importância, uma vez que é possível verificar quais foram os pontos mais altos de dose em um determinado procedimento na forma de um gráfico (Figura 5).



Figura 5: Gráfico do *Dose Manager®*.

Por ser de tamanho compacto e ter resposta rápida ele pode ficar dentro da sala possibilitando que a equipe médica mude seu comportamento quando necessário evitando exposições desnecessárias.

2.5 DOSIMETRIA DE PACIENTES E TRABALHADORES EM NEURORRADIOLOGIA

Com o crescimento da radiologia intervencionista, a importância de conhecer os níveis de radiação do paciente, através da dosimetria de pacientes, tem se tornado cada vez mais necessário a fim de se evitar danos como os do estudo de Mooney *et al.* (2000), que descreve o caso de dois pacientes que tiveram perda de

cabelo após serem submetidos a embolizações de malformações arteriovenosas [43].

Assim como os pacientes, os médicos que realizam procedimentos intervencionistas estão entre os profissionais que recebem as maiores doses de radiação registradas entre os serviços hospitalares. Nas condições normais de trabalho, a dispersão da radiação ao redor do paciente é elevada e, se não forem tomadas medidas de proteção individual, o médico fica sujeito a um nível de radiação que, dependendo da carga de trabalho, pode acarretar lesões nos olhos depois de alguns anos [44, 45].

Um trabalho realizado por Lunelli *et al.* (2013), mediu doses em pacientes e profissionais com dosímetros termoluminescentes (TLDs.). Para os profissionais, os TLDs foram colocados em como por exemplo o tórax, tireoide, face, mãos e pés. Já para os pacientes, os TLDs foram posicionados na face e na tireoide [45]. Os resultados obtidos por Lunelli *et al.* (2013) foram comparados com os de outros autores que realizaram medições similares e de forma geral foram obtidos valores da mesma ordem de grandeza. No capítulo “Resultados” são apresentados os valores medidos pelos trabalhos consultados.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado em um hospital público de grande porte do Rio de Janeiro, especializado em neurologia, onde foram acompanhados procedimentos de arteriografia cerebral.

A equipe que ficava na sala, geralmente, era composta por um médico operador, um anestesista, um técnico de radiologia e dois enfermeiros, realizando diariamente em torno de 5 procedimentos intervencionistas. Após um período de observação da rotatividade dos profissionais dentro da sala e da metodologia seguida para realizar os procedimentos de arteriografias nos pacientes, deu-se início à monitoração dos profissionais que estavam mais expostos à radiação, assim como à medição das doses dos pacientes.

3.1 EQUIPAMENTO DE FLUOROSCOPIA

Este trabalho foi realizado em um equipamento fluoroscópico (Figura 6) da marca SIEMENS, com arco em C, *flat panel* de 48 cm, instalado no serviço de hemodinâmica do hospital. O equipamento dispõe de modos de fluoroscopia *low* (7,5 p/s), *normal* (10 p/s) e *high* (15 p/s); modos de magnificação (também chamados de lentes ou zoom) de 11,16, 22, 32, 42 e 48 cm, sendo os mais usados na rotina os de 11 cm, 22 cm e 32 cm; frequências de 0,5 p/s, 1 p/s, 2 p/s, 3 p/s, 4 p/s, 7,5 p/s, 10 p/s, 15 p/s e 30 p/s para aquisição digital da imagem, sendo os mais usados na rotina os de 4 p/s e 10 p/s.

Os modos de fluoroscopia determinam as taxas de dose proporcionadas pelo feixe de raios X. Assim, para um mesmo tempo de exposição, o modo *high* deverá fornecer uma dose maior ao paciente do que os modos *normal* e *low*. Por outro lado, os modos de magnificação permitem ampliação do tamanho da imagem da região que se quer investigar.

O equipamento introduz automaticamente uma filtração adicional em milímetros de cobre (mmCu) de acordo com a espessura do paciente. Essa filtração se mantém a mesma para as magnificações de 22 cm e 32 cm. A Tabela 1 mostra a

variação dos filtros conforme os modos de fluoroscopia e a espessura do paciente, simulada utilizando diferentes espessuras de placas de polimetilmetacrilato (PMMA).



Figura 6: Equipamento de fluoroscopia.

Tabela 1: Valores de filtração que o equipamento de raios X introduz (em mm de Cu) para diferentes espessuras do paciente (em cm de PMMA).

Espessura (cm de PMMA)	Modo		
	<i>Low</i>	<i>Normal</i>	<i>High</i>
10	0,9	0,6	0,3
20	0,9	0,6	0,2
30	0,9	0,2	0,2

Fonte: [46].

3.2 MEDIÇÕES

O banco de dados IRaD (*Interventional Radiology Database*), desenvolvido pelo Grupo de Pesquisa em Fluoroscopia do Serviço de Física Médica do IRD/CNEN e que armazena dados sobre procedimentos intervencionistas, foi utilizado para inserir todas as informações dos procedimentos de neurorradiologia que foram acompanhados neste trabalho.

Em cada procedimento, foi preenchido um formulário (ANEXO 1, p. 81) com as seguintes informações: dados referentes ao paciente (sexo, idade, peso e altura), ao procedimento (tipo, tempo total de irradiação, projeções do arco em C, técnicas radiográficas, etc) e ao profissional (nome e função, identificação e posição do dosímetro ativo, etc). Após a coleta das informações ao final de cada procedimento, estas foram repassadas para o banco de dados IRaD.

3.3 CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X

Para realizar o diagnóstico de desempenho do equipamento de fluoroscopia, foi seguida a metodologia descrita no “Guia para a caracterização de equipamentos radiológicos utilizados em Cardiologia Intervencionista e avaliação da exposição de pacientes e profissionais – [BRA 9056]” [10]. Foram utilizadas nove planilhas para anotar e organizar os dados para a caracterização.

Os testes de constância, imprescindíveis para a caracterização do aparelho, verificam os parâmetros de funcionamento do equipamento no decorrer da sua utilização e seus resultados devem ser comparados com os testes de aceitação.

A frequência dos testes deve ser definida por um físico médico. Ele levará em consideração muitos aspectos, como: condições de instalação do equipamento de fluoroscopia, o tempo de uso, os procedimentos que são realizados mensalmente, o grau de treinamento da equipe, a manutenção e sua periodicidade e o bom senso do físico responsável pelo equipamento de intervencionismo [10].

Durante este trabalho foram realizados dois controles de qualidade (CQ_i) no equipamento intervencionista, um em 2017 (CQ1) e outro em 2018 (CQ2).

Foram realizados os seguintes testes:

- Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X [10]

A Figura 7 ilustra o arranjo experimental do teste que consiste em colocar o medidor de kVp sobre a mesa diretamente voltado para o feixe e ajustar a distância de acordo com o sugerido no manual do instrumento. É importante ajustar o tamanho do campo de modo a cobrir a área sensível do medidor de kVp e inserir um filtro de alumínio ou cobre, entre o medidor e o intensificador de imagem.

Em cada exposição se deve anotar os valores medidos e os valores indicados.

Repetir o procedimento com diferentes espessuras de atenuador, enquanto a tensão estiver dentro da faixa útil de 70 a 110 kVp e calcular a média das leituras obtidas ($kVp_{médio}$) para cada valor de tensão selecionado. Utilizando a Equação 8, determinar para cada valor de tensão selecionado, o desvio percentual entre os valores nominais e os valores médios. A exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$.

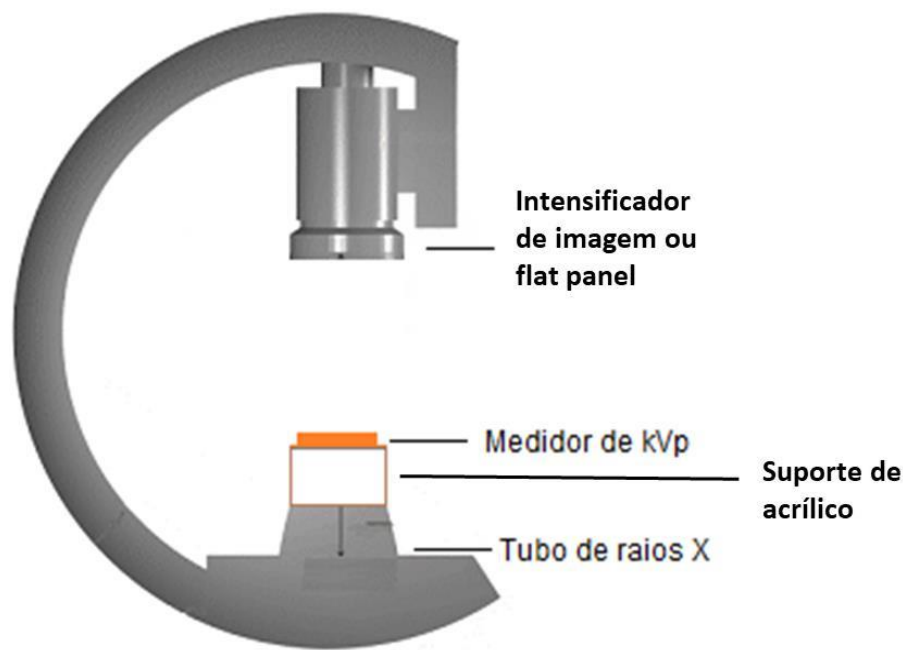


Figura 7: Arranjo experimental do teste exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X [40].

$$d(\%) = 100 \times \frac{kVp_{nom} - kVp_{médio}}{kVp_{nom}} \quad (\text{Equação 8})$$

- Camada semirredutora [10]

A Figura 8 mostra o arranjo experimental da camada semirredutora e para garantir que a manutenção dos valores da tensão e corrente sejam constantes é

necessário colocar todas as lâminas de alumínio que serão utilizadas na entrada do *flat panel* (ou receptor de imagem).

É importante registrar o valor da taxa de kerma no ar com todas as lâminas de alumínio colocadas na entrada do *flat panel* (ou intensificador), que será denominado L_0 , assim como a tensão (~ 60 kV) e a corrente para a técnica fluoro normal, magnificação 17 cm e 15 fps. Deslocar uma a uma as placas de Al para a saída do tubo de raios X e medir o valor da taxa de kerma no ar, até que se obtenham medições com valores abaixo do valor de L_0 .

Adicionalmente, registrar as taxas de kerma no ar obtidas e as espessuras de alumínio correspondentes presentes na entrada do tubo de raios X.

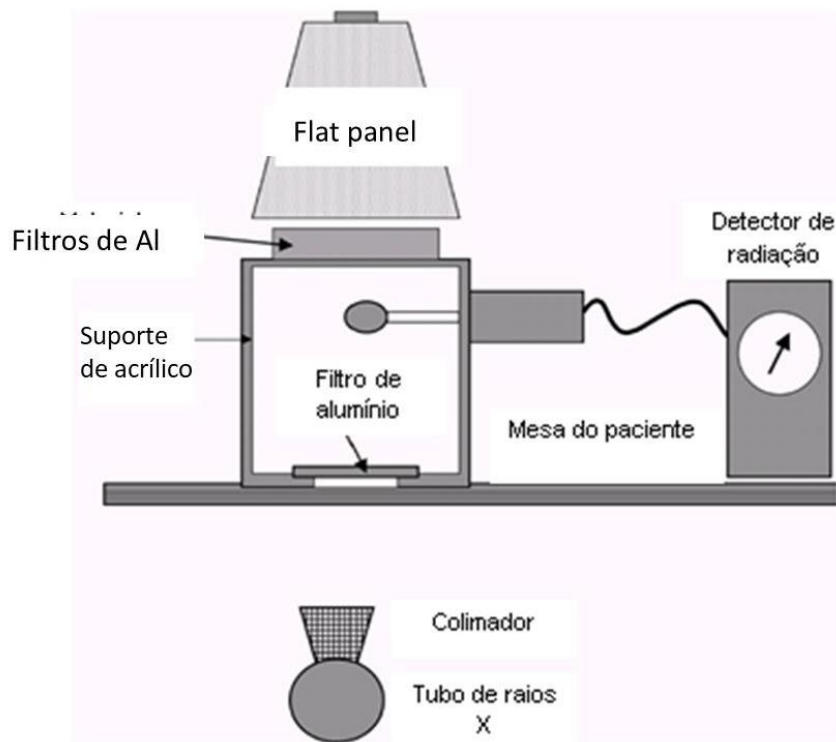


Figura 8: Arranjo experimental do teste da camada semirredutora [40].

- Rendimento do tubo de raios X [10]

Para o teste do rendimento se deve manter a geometria do arco a 90° ou a 0° , contanto que a mesa seja retirada da frente do feixe de raios X (Figura 9). Apoiar a câmara de ionização sobre a mesa, acima de um suporte padrão de pelo menos 30 cm de altura, para diminuição do espalhamento (recomenda-se a construção de

um suporte padrão para realização deste teste). O detector deve ficar a uma distância do receptor de imagem.

É importante posicionar a câmara de ionização, que está sobre o suporte padrão apoiado na mesa, a uma distância de 100 cm do ponto focal, se não for possível, anotar a distância utilizada. Colocar atenuadores de Cu (ou outro material) na entrada do *flat panel* (ou receptor de imagem).

O objetivo dos atenuadores é possibilitar que se atinja o valor de tensão desejado para realizar a medição.

Por fim, colimar o feixe de raios X de forma que o tamanho de campo cubra a área sensível do detector (magnificação de 17 cm ou valor próximo) e realizar este procedimento para espessura de atenuador de Cu (ou outro material) que forneça o valor mais próximo de 80 kVp tanto para o modo fluoroscopia (*normal* com 15 f/s) quanto para cine (com 15 f/s).

Registrar os valores de tensão e corrente obtidos, juntamente com a respectiva taxa de kerma ($\mu\text{Gy/s}$) e calcular o rendimento (R) dividindo a taxa de kerma pela corrente fornecida pelo equipamento.

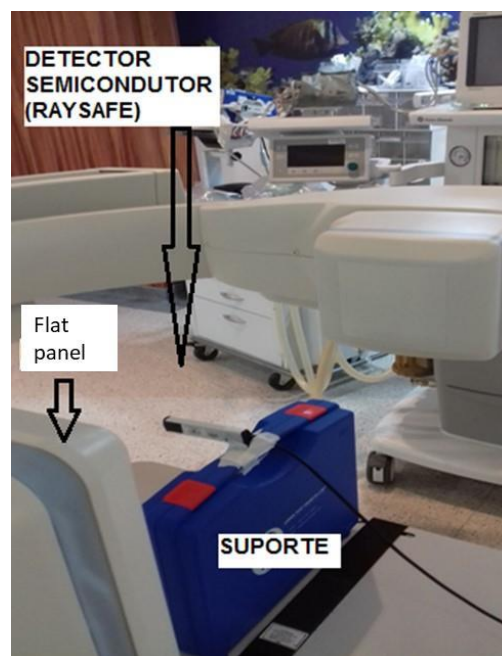


Figura 9: Arranjo experimental do teste de Rendimento do tubo de raios X [26].

- Taxa de kerma no ar na superfície de entrada [10]
- Qualidade da imagem: resolução espacial e de baixo contraste [10]

Para os testes de taxa de kerma no ar na superfície de entrada e qualidade da imagem é utilizado o mesmo arranjo experimental conforme mostra a Figura 10.



Figura 10: Arranjo experimental para os testes de taxa de kerma no ar na superfície de entrada e da imagem. Imagens: L. Canevaro.

Posicionar o objeto de teste utilizado para avaliação das resoluções de alto e baixo contraste entre duas placas de PMMA (de 5 cm de espessura cada uma) sobre a mesa com o arco em C do equipamento de raios X a 0°.

Colocar espaçadores entre as lâminas de acrílico que terão entre elas o objeto de teste, a fim de evitar danificação do dispositivo pelo peso do acrílico. Posicionar a câmara de ionização de 60 cm³ colada à face inferior do conjunto de acrílicos + objeto de teste.

Posicionar o objeto de teste sempre no isocentro do sistema, reposicionando o sistema toda vez que placas de acrílico são acrescentadas e manter a distância do receptor de imagem à superfície de saída do paciente sempre em 5 cm e a distância do ponto focal à entrada do paciente em 60 cm para o conjunto de PMMA que simula o paciente de 10 cm de espessura.

Selecionar a menor magnificação (17 cm ou valor próximo) utilizando uma frequência de 15 f/s, caso o equipamento possibilite esta escolha e irradie o arranjo (10cm de PMMA + objeto de teste) primeiro para os modos de fluoroscopia *low*, *normal* e *high* e por último para cine (com frequência de 30 f/s). Para o modo fluoro *normal*, repetir o procedimento escolhendo mais uma magnificação, caso seja possível.

Para cada irradiação registrar os seguintes parâmetros: tensão, corrente, espessura do atenuador (PMMA).

Para a taxa de kerma no ar na superfície de entrada, registrar o valor obtido da taxa de kerma no ar (mGy/min) fornecido pela câmara de ionização e repetir o procedimento de medição com uma espessura de 20 cm de PMMA (acrescentando 5 cm acima do objeto de teste e 5 cm abaixo deste) e depois para 30 cm, tendo o cuidado de manter o objeto de teste no isocentro do sistema de raios X. Anotar os mesmos parâmetros que para 10 cm de espessura de PMMA.

Para a qualidade da imagem, avaliar as imagens produzidas nos monitores situados dentro e fora da sala de procedimentos em posições clínicas normalmente utilizadas. Essa avaliação deve ser feita em condições de luz ambiente utilizadas durante o procedimento clínico.

Para o teste de resolução de alto contraste, contar quantos grupos de pares de linhas consegue-se observar. Já para o teste de resolução de baixo contraste, contar quantos círculos ao redor dos grupos de pares de linhas são visualizados até que não seja mais possível diferenciar o contraste entre o círculo e seu fundo.

A avaliação da qualidade da imagem deve ser realizada nas imagens obtidas ao irradiar as diferentes espessuras de PMMA (10, 20 e 30 cm), em todas as situações como descritas anteriormente.

Foram utilizados os seguintes materiais para a realização destes testes:

- Sistema dosimétrico *RaySafe Solo*® (unidade básica + detector de estado sólido), números de série 195792 (base) e 184739 (detector).
- Placas de PMMA de dimensões 30cmx30cmx5cm, compondo diferentes espessuras (10,20 e 30 cm) para simular pacientes de diferentes tamanhos.

- Objeto de *Leeds* TOR 18FG [47] para testar resolução de alto e baixo contraste (Figura 11).
- Placas de Al e Cu.
- Trena e fita adesiva.

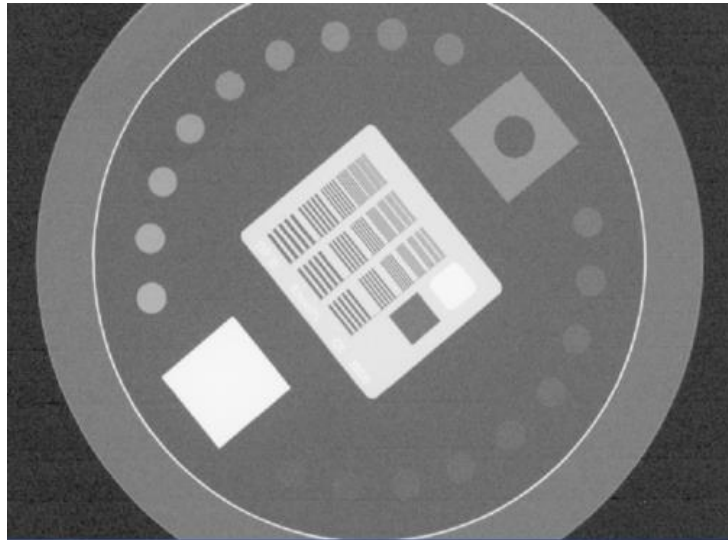


Figura 11: Imagem do objeto de Leeds utilizado para avaliar a qualidade da imagem [47].

3.4 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO

Para verificar os pontos de maior exposição dos profissionais dentro da sala, foi realizado um levantamento radiométrico. A movimentação dos profissionais dentro da sala na hora do procedimento foi acompanhada, a fim de se conhecer as posições mais frequentes dos mesmos. Essas posições foram tomadas como pontos estratégicos em relação à exposição aos raios X.

Com o auxílio de fita métrica foi medida a distância dessa posição em relação ao ponto focal do equipamento de fluoroscopia. Todas essas distâncias foram anotadas e identificadas de acordo com o profissional (médico, anestesta, técnico de radiologia e enfermagem) que permanece na sala durante o procedimento.

Para fazer as medições, foram selecionados os parâmetros mais utilizados no equipamento de fluoroscopia nos procedimentos realizados, são eles:

- Modo: fluoro e subtração;
- Magnificação: 22 e 32 cm;

- Posições do arco: OAD (-30°) e OAE ($+30^\circ$).

Com a câmara de ionização RadCal de 1800 cc, (modelo: 9660A, número de série 01-3130) e o eletrômetro *Accu-Dose* (modelo 2186, número de série 27-0435), foram realizadas medições em uma posição para o médico operador, uma para o médico anestesista e uma para o técnico de radiologia. Já para a equipe de enfermagem foram realizadas medições em três posições, visto que eles têm uma maior rotatividade na sala (Figura 12).

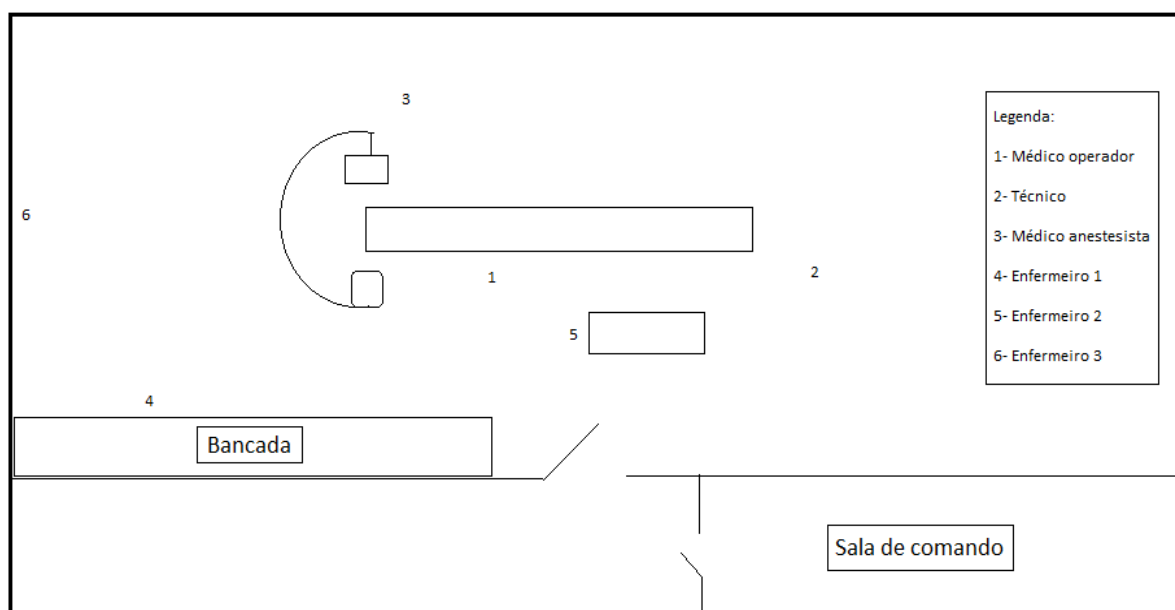


Figura 12: Croqui da sala de hemodinâmica, indicando as posições onde ficam os profissionais.

3.5 MEDIÇÕES DAS DOSES DOS PROFISSIONAIS

Inicialmente, foram monitorados o médico operador (M1), o médico auxiliar (M2) e o técnico em radiologia utilizando o sistema de dosimetria em tempo real *RaySafe I2®*, número de série 8601019, composto por 4 dosímetros (calibrados em Hp (10) pelo fabricante), monitor para apresentar as doses em tempo real, estação para conectar os dosímetros ao computador, os *softwares Dose Viewer®* e *Dose Manager®* para visualização e tratamento da informação registrada pelos dosímetros. Para quantificar a exposição destes profissionais, os dosímetros foram colocados na parte central do tórax por fora do avental plumbífero. Após acompanhar um número significativo de exames, observou-se que a exposição do médico auxiliar e do técnico era da ordem da radiação de fundo, provavelmente

devido a estar posicionado longe o suficiente do tubo de raios X. Visto isso, a monitoração de ambos foi suspensa.

Durante esse mesmo período observou-se que o joelho esquerdo do médico operador não era protegido pelo avental plumbífero e ficava muito próximo do tubo de raios X grande parte do tempo de procedimento. Por esse motivo, passou-se a monitorar também o joelho esquerdo do M1.

Adicionalmente um terceiro dosímetro (denominado dosímetro de referência) foi colocado na superfície interna do arco em C do equipamento intervencionista (Figura 13). Deste modo foi possível quantificar o máximo valor da exposição ao redor da mesa.



Figura 13: Local onde o dosímetro de referência é posicionado.

O *software Dose Manager*® foi instalado em um *notebook* para ativar os dosímetros. Ao abrir o *software*, o dosímetro desejado é plugado através de um cabo USB e para ativá-lo são realizados os seguintes passos: clicar em “*dosimeter options*” (Figura 14), em seguida em “*settings*” (Figura 15) e, por fim, selecionar as opções “*show*” e “*on*” (Figura 16).

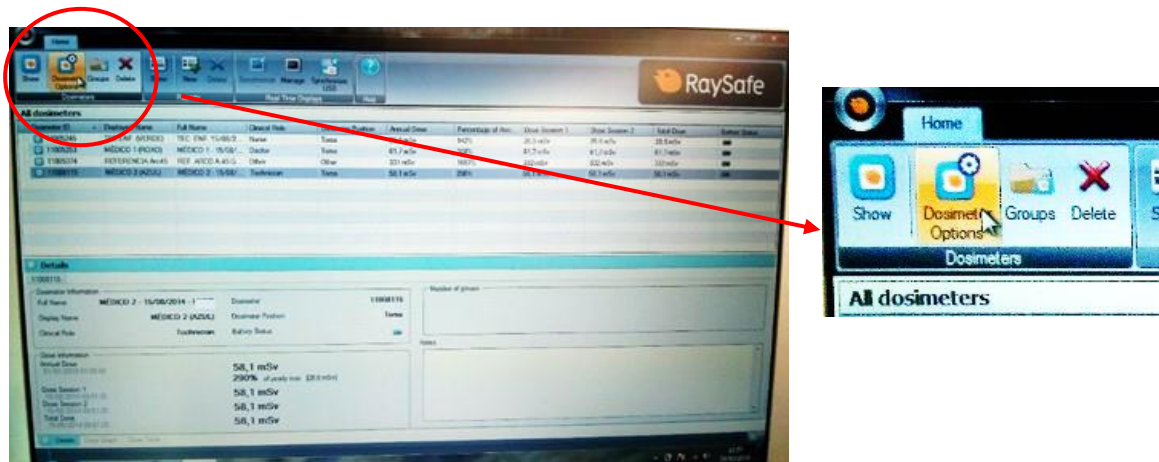


Figura 14: Tela principal do software *Dose Manager®*.

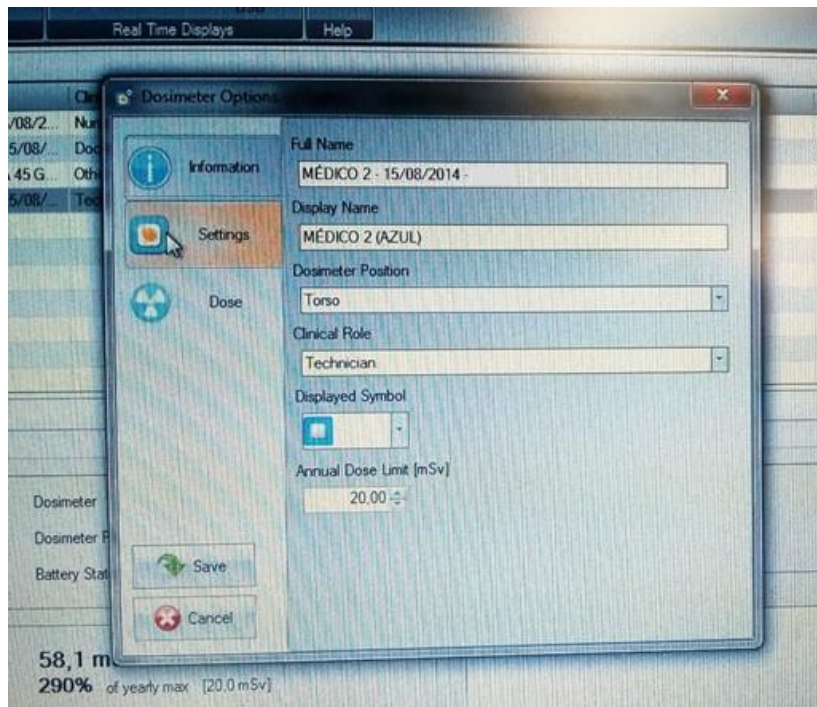


Figura 15: Tela apresentada para *Setting* - Software *Dose Manager®*.

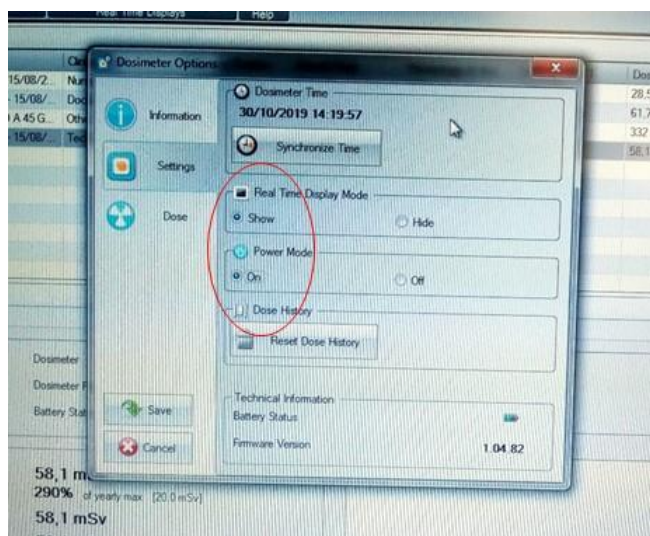


Figura 16: Tela apresentada pelo *software* para ativar o dosímetro – *Software Dose Manager*®.

Após serem ativados, os dosímetros estão prontos para serem usados nos profissionais. É importante ressaltar que antes de serem guardados é necessário desligá-los da mesma forma que foram ligados, alterando apenas a função “show/on” para “hide/off”.

Após cada procedimento foram realizadas as leituras de todos os dosímetros utilizados (dose acumulada durante o exame) com o auxílio da base ou estação que conecta os dosímetros ao computador. Estas leituras ficaram armazenadas em planilhas “ad hoc” no *software Dose Manager*®.

3.6 MEDIÇÕES DAS DOSES DOS PACIENTES

Foram acompanhados 160 pacientes, submetidos a procedimentos de arteriografia cerebral. A Tabela 2 mostra as características dos pacientes acompanhados:

Tabela 2: Características dos pacientes acompanhados.

		Mulheres	Homens
Idade [anos]	N	121	39
	Média (máx-min)	53 (78-20)	52 (73-22)
	Mediana	55	51
	Desvio padrão	12	11
Peso [kg]	Média (máx-min)	70 (110-44)	79 (108-58)
	Mediana	68	80
	Desvio padrão	13	11

A faixa etária dos 121 procedimentos realizados nas mulheres foi na maioria das vezes de 20 a 78 anos. De forma geral a variação maior do peso foi de 60 a 75 kg, mas alguns casos o peso era acima de 90 kg ou muito abaixo de 60 kg. Já entre os homens, dos 39 procedimentos realizados, a faixa etária foi de 22 a 73 anos e o peso variou de 70 a 100 kg. Em todos os procedimentos o acesso foi femoral.

As grandezas utilizadas para realizar a dosimetria em pacientes foram o produto kerma-área (P_{KA}) e o kerma no ponto de referência na entrada do paciente (AK). No formulário, foram registrados os valores de AK e do P_{KA} no modo subtração (cine), além de serem registradas as projeções de cada série de cine e do P_{KA} total. O P_{KA} para o modo fluoro foi calculado através da diferença entre o P_{KA} total e o P_{KA} para o modo cine. Ambos os valores são fornecidos pelo equipamento através de um relatório ao final de cada procedimento e que pode ser acessado no computador da sala de comandos., ou pelo PACS.

Na sala de comando, o painel do equipamento apresenta os valores das doses dos pacientes na forma de produto kerma-área (P_{KA}), na unidade $\mu\text{Gy.m}^2$, e kerma no ponto de referência na entrada do paciente (AK), na unidade mGy. A medição destas grandezas dosimétricas é realizada por uma câmara de ionização, instalada de fábrica na saída do tubo de raios X do equipamento de fluoroscopia.

3.6.1 Cálculo do fator de correção do produto kerma-área

Os valores apresentados pelo medidor de P_{KA} e de AK devem ser corrigidos toda vez que o medidor é instalado em um aparelho de raios X. A correção consiste em ajustar o instrumento de medição às condições de utilização, determinando-se um fator de correção, que deverá ser multiplicado pelos valores indicados pelo medidor de P_{KA} toda vez que uma medida é realizada [48].

O valor do fator de correção dependerá da geometria do tubo de raios X (acima ou abaixo da mesa). Neste trabalho, a geometria utilizada é o posicionamento do tubo de raios X abaixo da mesa de exames.

O cálculo deste fator consiste em medir separadamente o kerma no ar [mGy] e a área irradiada [cm²]. O produto do kerma no ar multiplicado pela área irradiada nos fornece o valor verdadeiro (calculado) do produto kerma-área em [mGy.cm²] (Equação 9).

$$P_{ka(verdadeiro)} = K_{c,ar} \times \text{Área}_{irradiada} \quad (\text{Equação 9})$$

Para medir o kerma no ar utilizou-se um dosímetro de referência (câmara de ionização de 60cc com número de série 244-15 e eletrômetro *Radcal Accu-Dose*® com número de série: 27-0435, cujo fator de calibração é rastreado a um padrão secundário.

A câmara de ionização do dosímetro *Radcal* foi posicionada no ar. As distâncias foco-câmara e a câmara-detector *flat panel* foram registradas. A câmara de ionização foi irradiada nas condições mais utilizadas na prática: Protocolo Neuro cerebral, 10 p/s, no modo fluoro normal, magnificação 22 cm e no modo subtração magnificação 22 cm.

Para o cálculo do fator de correção foi calculada a média aritmética dos valores de kerma no ar medidos nos dois modos de irradiação supracitados. Ao mesmo tempo em que era medido o kerma no ar, o medidor de P_{KA} instalado de fábrica no aparelho de raios X SIEMENS apresentava o valor do produto kerma área (valor nominal).

A área irradiada foi determinada colocando-se uma placa de fósforo (IP) sobre a mesa (na mesma altura em que a câmara de ionização havia sido

posicionada, no mesmo plano perpendicular ao eixo do feixe). Após a leitura do IP, a área irradiada pôde ser determinada, considerando para cada lado da figura geométrica formada uma incerteza de $\pm 0,5$ cm.

Após a determinação do valor verdadeiro (calculado) do produto kerma-área, o fator de correção ($F_{\text{correção}}$) do medidor de P_{KA} é calculado pelo quociente entre o valor verdadeiro do [kerma-área x área] calculado e o valor do produto kerma-área registrado no painel digital do aparelho de fluoroscopia (valor nominal). Com isso o fator de correção é dado pela Equação 10:

$$F_{\text{correção}} = \frac{P_{KA(\text{calculado})}}{P_{KA(\text{nominal})}} \quad (\text{Equação 10})$$

A incerteza do ($F_{\text{correção}}$) pode ser obtida aplicando a fórmula de propagação de incertezas. Assim, temos a Equação 11:

$$\sigma_{F_{\text{correção}}}^2 = \left(\frac{\partial F_{\text{correção}}}{\partial K_{c,ar}} \right)^2 \sigma_{K_{c,ar}}^2 + \left(\frac{\partial F_{\text{correção}}}{\partial \text{Áreairrad}} \right)^2 \sigma_{\text{Áreairrad}}^2 + \left(\frac{\partial F_{\text{correção}}}{\partial P_{KA\text{painel}}} \right)^2 \sigma_{P_{KA\text{painel}}}^2 \quad (\text{Equação 11})$$

Ressalta-se que o método para determinar o fator de correção do medidor do produto kerma-área não considera correções resultantes da heterogeneidade do campo, causada pelo efeito anódico.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CONTROLE DE QUALIDADE DO EQUIPAMENTO DE RAIOS X

4.1.1 Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X

Na Tabela 3, apresenta-se os valores médios da kVp medidos no teste de exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X. Foi colocada uma lâmina de Cu de 1mm de espessura para proteger o receptor de imagem. Para cada magnificação foram feitas três exposições e para cada modo de exposição o equipamento introduz automaticamente filtros de Cu, como descrito na Tabela 1 (p. 36).

No primeiro controle, CQ1 (2017) foram realizadas exposições nos três modos fluoro do equipamento, *low*, *normal* e *high*, pois era importante ter uma ideia integral do funcionamento do tubo. Porém, o modo mais utilizado na rotina de exames é o modo *normal*; então, com o intuito de evitar desgastes desnecessários do tubo de raios X e de agilizar as medições para não interromper os procedimentos do dia, no segundo controle, CQ2 (2018) foram realizadas apenas exposições no modo *normal*.

Tabela 3: Valores dos parâmetros medidos nos modos fluoro *low*, *normal* e *high* nos dois controles de qualidade realizados.

	LOW	NORMAL			HIGH	
	CQ1	CQ1		CQ2	CQ1	
Magnificação (cm)	22	22	32	22	22	32
mA	97,7	24,5	24,7	25	69,3	70,5
kVp indicado	78,4	65	65	65	68,4	63,4
kVp medido	103	74,2	79,1	80,5	81,7	60,6

Uma das finalidades do teste de exatidão é garantir que o valor de quilovoltagem informado pelo equipamento seja de fato o valor verdadeiro que está sendo aplicado. Os resultados da Tabela 3 mostram que o único modo em que o valor indicado de kVp pode ser considerado exato dentro do recomendado pelo GUIA do BRA 9056 [10, 20], que é de $\pm 10\%$ em relação ao valor medido de kVp, é o modo *high* com magnificação de 32 cm.

Após a realização do CQ1 (onde já foi observado uma diferença entre o kVp medido e indicado maior que 10%), um relatório foi elaborado e encaminhado para o responsável do serviço. Não obtivemos informações se a equipe de manutenção foi acionada para realizar as alterações necessárias nos parâmetros que interferem na tensão do tubo de raios X.

Para analisar a repetibilidade, em cada modo foram realizadas três exposições, sendo o valor apresentado na Tabela 3 a média das três. O Guia do BRA 9056 [10] recomenda uma tolerância de $\pm 10\%$ na medida. Como foi possível constatar isso nos valores obtidos (não mostrados na Tabela 3), pode-se afirmar que o equipamento possui repetibilidade.

Para averiguar a reprodutibilidade foi analisado apenas o modo *normal*, visto que, no segundo controle só foi realizada exposição para este modo. Assumindo a

tolerância indicada pelo Guia do BRA 9056 [10] de $\pm 10\%$, pode considerar-se que os valores indicados no primeiro controle são reproduzíveis quando comparados com os do segundo controle.

É fundamental que as divergências observadas sejam corrigidas porque têm influência nas doses ministradas. Quanto maior for o kVp maior vai ser o poder de penetração dos fótons e isso pode acarretar danos ao paciente. Já para o profissional a intensidade/quantidade de radiação secundária também será maior, aumentando a dose para toda a equipe. Além disso, não há confiabilidade nos valores indicados de kVp, dificultando o estabelecimento de diferentes protocolos e a comparação de técnicas utilizadas em outros equipamentos e procedimentos.

Após a análise desse teste, o responsável pelo serviço recebeu um relatório onde se apresentava os resultados obtidos e a recomendação para que a equipe de manutenção fizesse as devidas correções nos parâmetros do equipamento, a fim de se obter não só uma proximidade maior entre os valores de kVp indicado e medido, mas também do melhor funcionamento do tubo de raios X durante os procedimentos.

4.1.2 Camada semirredutora (CSR)

A medida da camada semirredutora fornece a quantidade de filtração necessária (em espessura de alumínio ou de material equivalente) para que a intensidade inicial de um feixe de raios X tenha seu valor reduzido pela metade. Com o equipamento no modo fluoro *normal* (10 p/s) e magnificação de 22 cm, os parâmetros utilizados para calcular a CSR estão apresentados na Tabela 4.

Para saber se de fato existia uma repetibilidade nos valores da taxa de kerma, foram realizadas quatro exposições para cada espessura de alumínio adicionada e com os resultados obtidos foi calculada a média deles.

Tabela 4: Valores dos parâmetros medidos de acordo com a filtração de mmAl.

Espessura (mmAl)	kVp indicado		kVp medido		mA		Taxa de kerma (μ Gy/s)	
	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2
0	65	65	74,2	80,6	96,1	53,3	14,30	6,94
3	65	65	77	88	94,4	59,3	10,80	5,85
4	65	65	79,5	-	96,3	53,0	9,41	4,62
5	-	65	-	-	-	53,5	-	4,27
6	65	-	91	-	85,6	-	5,58	-
7	-	65	-	-	-	54,9	-	3,32

Para calcular a CSR foi elaborado o gráfico mostrado na Figura 17. Os valores da CSR para os CQ1 e CQ2, foram utilizadas as equações que representam os correspondentes ajustes exponenciais. Os valores obtidos foram: no primeiro controle de qualidade, a CSR foi igual a 5,13 mmAl equivalente e para o segundo controle de qualidade, o valor da CSR aumentou para 6,87 mmAl equivalente.

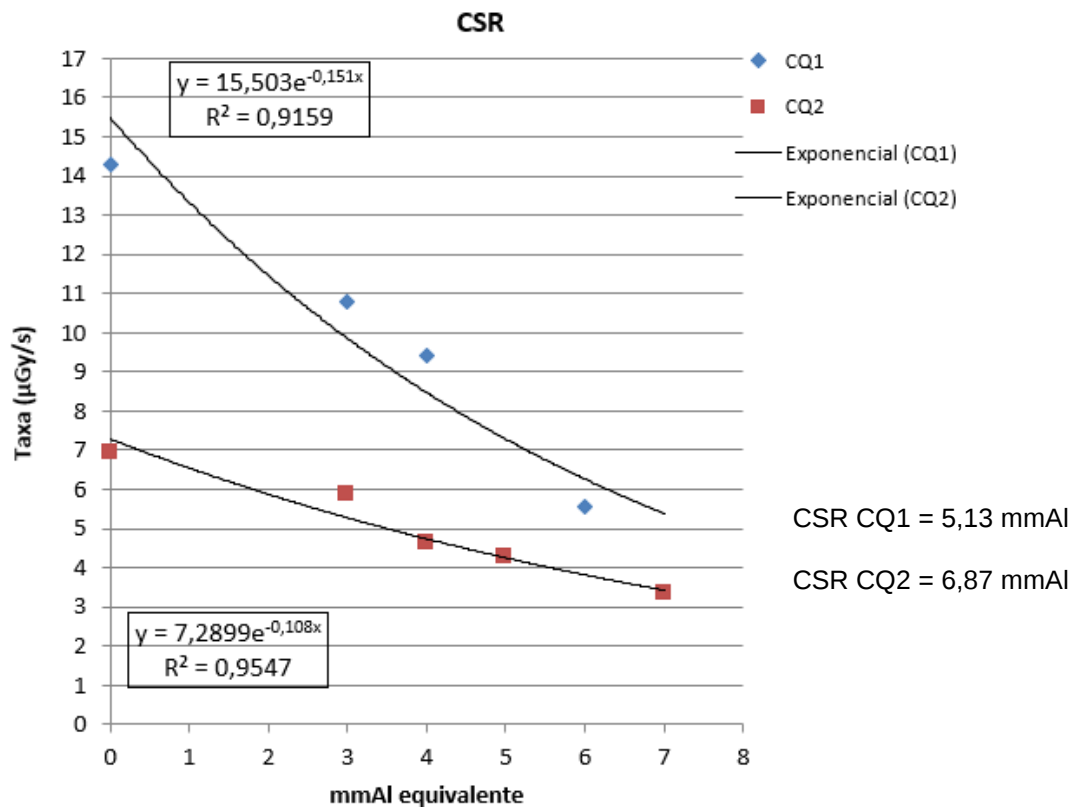


Figura 17: Gráfico elaborado para calcular os valores das CSR obtidas a partir do CQ1 e CQ2.

A CSR foi medida no modo *normal*, que é o mais utilizado na prática deste serviço. Caso tivéssemos medido nos outros modos (*low* e *high*), a CSR seria diferente devido à introdução automática de filtros em função da espessura do paciente (Tabela 1, p. 36).

O aumento do valor da CSR do primeiro controle para o segundo pode ser devido ao desgaste do anodo e a mudanças realizadas durante manutenções entre um controle e outro (atividades nas que não participamos). Destaca-se aqui a importância da presença de um físico médico que acompanhe as atividades do serviço e realize controles periódicos de modo a implementar mecanismos para otimização das práticas e do desempenho do equipamento.

Os valores mínimos de referência de CSR permissíveis em mmAl segundo o BRA 9056 para 70 kVp e 90 kVp são de 2,3 e 3,0 mmAl. Com isso, os valores encontrados estão de acordo com o exigido [10].

4.1.3 Rendimento do tubo de raios X

Para calcular o rendimento, foi medida a taxa de kerma no ar com o detector RaySafe Solo®, utilizando as distâncias foco-detector = 84,5 cm e foco-receptor de imagem = 120 cm. Como o rendimento não foi medido a 100 cm do foco, os valores de taxa de kerma no ar medidos, foram posteriormente corrigidos para essa distância [10]. No nosso caso, para variar a tensão do tubo foi necessário introduzir diferentes espessuras de Cu.

Os dados das medições realizadas são apresentados na Tabela 5. Foi utilizado o modo fluoro normal (10 p/s) com magnificação 22 cm e cine (10 p/s). O rendimento foi calculado de acordo à Equação 12.

$$R = \frac{\text{Taxa de kerma no ar} \left(\frac{\text{mGy}}{\text{min}} \right)}{\text{Corrente (mA)}} \left(\frac{84,5}{100} \right)^2 \quad (\text{Equação 12})$$

Tabela 5: Parâmetros utilizados para cálculo do rendimento.

Espessura (mmCu)/Modo		kVp		mA		Taxa de kerma no ar (μGy/s)		Rendimento (mGy/mAmin)	
		CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2
						84,5 cm		100 cm	
1	Normal	65	65	98,7	98,6	78	50,65	0,034	0,022
	Cine	73,1	70	272,7	395,7	16660	17640	2,620	1,909
2	Normal	-	66,8	-	175,1	-	190	-	0,046

Provavelmente de um controle de qualidade para o outro houve um desgaste natural do equipamento o que justifica o resultado de o rendimento ter sido menor no segundo controle do que no primeiro. Para uma melhor análise da diminuição do valor é importante um acompanhamento dos parâmetros através do controle de qualidade periódico.

Quando esses valores de taxa de kerma no ar são comparados com os da Tabela 4 (considerando mA e kVp com valores próximos), é notável que são

maiores. Isso pode ser justificado pelo tipo de filtração que foi utilizado em cada caso. No caso da Tabela 4, foi colocado filtros de mmAl e na Tabela 5, filtros de mmCu. A atenuação que cada material proporciona influência no valor final da taxa de kerma no ar.

Pelo fato de o rendimento ser característico do equipamento, o ideal é fazer um controle de qualidade na hora da instalação do mesmo e tomar esse valor como referência. Caso não tenha sido realizado o controle de qualidade na instalação é recomendado que o responsável pelo serviço faça uma medição e torne esse valor como referência. O importante é verificar a constância de valor de um controle para o outro.

4.1.4 Taxa de kerma no ar na superfície de entrada

Na Tabela 6 são apresentados os resultados da medição da taxa de kerma no ar na superfície de entrada com seus respectivos kVp e mA.

Para obter tais resultados foram selecionados os modos, *low*, *normal*, *high* e *cine*, que são utilizados no exame de arteriografia cerebral.

Foram utilizadas três espessuras de PMMA, 10 cm, 20 cm e 30 cm, com a finalidade de medir a taxa de kerma no ar na superfície de entrada simulando pacientes de diferentes tamanhos, sendo que a espessura de 20 cm é equivalente à espessura padrão de um adulto.

O fabricante do medidor da taxa de kerma no ar declara uma incerteza de 3% nas medições, e considerando outras incertezas do tipo B, como por exemplo o efeito anódico, calibração e posicionamento, foi estimada uma incerteza total de 10%.

A partir da Tabela 6, na Figura 18 se apresenta o gráfico com a comparação das taxas de kerma na superfície de entrada medidas nos dois controles de qualidade realizados.

Foram utilizadas as iniciais 'L', 'N' e 'H' a fim de indicar os modos de operação *low*, *normal* e *high*. Já os números 10, 20 e 30 foram utilizados para indicar a espessura do PMMA em centímetros. As medições foram realizadas para a magnificação de 22 cm.

Tabela 6: Resultados da medição da taxa de kerma no ar na superfície de entrada com seus respectivos parâmetros.

Espessura PMMA (cm)	Magnificação	Modos	kVp		mA		Taxa de kerma na entrada (mGy/min)	
			CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2
10	22	<i>Low</i>	78,4	78,4	31,9	30,8	$0,60 \pm 0,06$	$0,70 \pm 0,07$
		<i>Normal</i>	65,0	68,4	95,2	64,3	$1,4 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,1$
		<i>High</i>	68,4	68,4	63,1	60,1	$4,2 \pm 0,4$	$4,7 \pm 0,5$
		<i>Cine</i>	66,3	66,3	320,0	412,3	$77,2 \pm 7,7$	71 ± 7
	32	<i>Normal</i>	65,0	65,0	43,1	40,4	$0,8 \pm 0,1$	$0,70 \pm 0,07$
	32	<i>Cine</i>	66,3	66,3	352,5	366,4	40 ± 4	29 ± 3
20	22	<i>Low</i>	78,4	78,4	98,6	98,6	$5,4 \pm 0,5$	$5,8 \pm 0,6$
		<i>Normal</i>	65,0	65,0	134,8	127,3	15 ± 2	14 ± 1
		<i>High</i>	68,4	68,4	98,9	99,0	44 ± 4	49 ± 5
	32	<i>Normal</i>	65,0	65,0	98,5	98,9	$8,1 \pm 0,8$	$7,5 \pm 0,8$
30	22	<i>Low</i>	85,6	85,0	178,9	184,0	42 ± 4	72 ± 7
		<i>Normal</i>	79,7	80,5	142,9	184,0	124 ± 12	145 ± 14
		<i>High</i>	95,6	106,0	79,9	73,0	189 ± 19	243 ± 24
	32	<i>Normal</i>	70,0	70,0	166,9	223,0	192 ± 19	136 ± 14

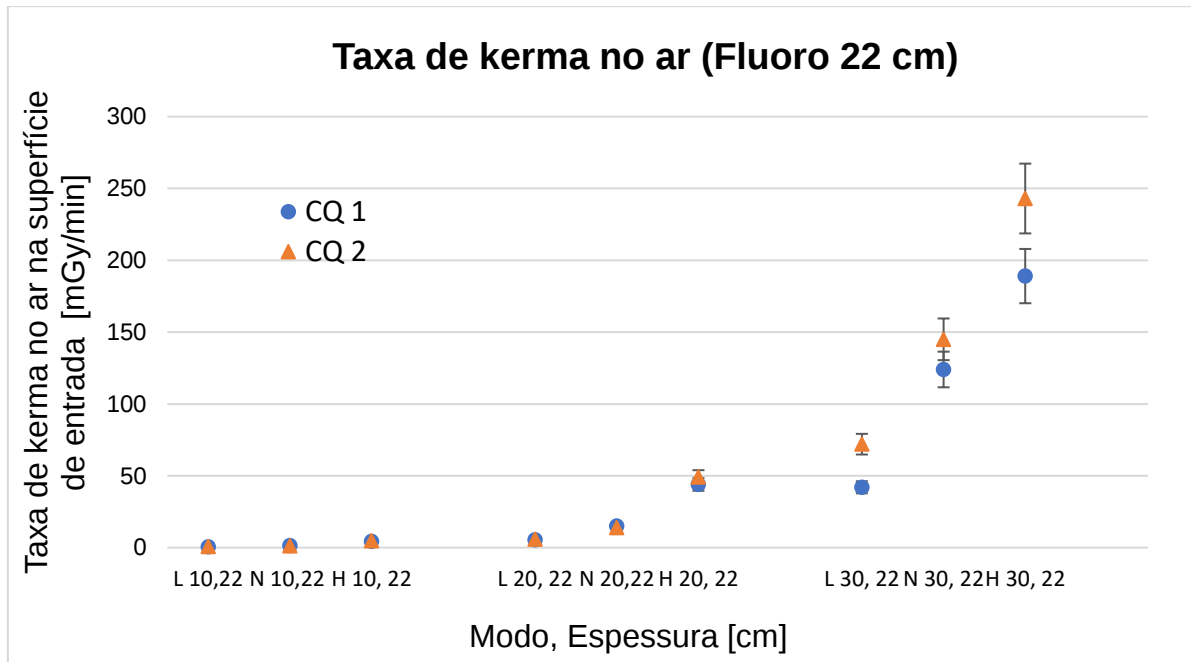


Figura 18: Gráfico da taxa de kerma no ar na superfície de entrada em função do modo de fluoro (*low* “L”, *normal* “N”, *high* “H”) e da espessura do paciente. (L10,22 = fluoro *low*, espessura 10 cm PMMA, magnificação 22).

Foi verificado que quanto maior a espessura do paciente, maior será a taxa de kerma na superfície de entrada. O modo de fluoroscopia (*low*, *normal* e *high*) tem uma grande influência no valor das doses, assim como o uso do modo cine (neste caso a dose aumenta significativamente).

Uma das finalidades do modo cine é fazer aquisições digitais, ou seja, é utilizado quando o profissional quer gravar a foto daquela região que está sendo estudada. Por ter a finalidade de estudo/diagnóstico, é necessário que a imagem seja de melhor qualidade com mais definição, pouco ruído e melhor resolução. Para isto é necessário aumentar o número e/ou intensidade dos fótons (modificando os parâmetros de kVp e mA por exemplo). Consequentemente, a dose que o paciente e os profissionais recebem, é maior quando comparada com o modo fluoro.

É coerente a relação das taxas correspondentes aos modos *low*, *normal* e *high*, visto que o esperado realmente é que a taxa aumente com o tipo de modo utilizado. Como previsto também, é razoável que para cine a taxa aumente em relação à taxa de fluoro (não mostrado na Figura 18, e sim na Tabela 6 para a espessura de 10 cm de paciente), porque para um diagnóstico mais preciso é

necessário adequar a técnica para ter uma qualidade de imagem melhor, boa definição e sem ruído.

Para que haja um uso adequado dos modos de taxa ao longo dos procedimentos, é fundamental que os operadores estejam conscientes dos valores da dose que cada um pode fornecer e do impacto do uso destas altas taxas.

4.1.5 Relação entre kVp e mA

Nas Figuras 19 e 20, representa-se o comportamento da corrente e da tensão, respectivamente, em relação com a espessura de PMMA e dos modos *low*, *normal* e *high* para a magnificação de 22 cm. Ao aumentar a espessura do simulador é notável que o kVp não varia muito, no entanto o mA aumenta significativamente. Esta tendência demonstra o modo em que o equipamento é ajustado através de algoritmos definidos pelo fabricante.

Como o modo *normal* é o mais utilizado nos procedimentos, é de se esperar que ele esteja mais bem ajustado a fim de se obter uma imagem melhor com baixas doses. Conforme as Figuras 19 e 20, o modo *normal* tem o kVp menor quando comparado com os outros modos e, em contrapartida tem o mA maior.

De forma geral, tanto kVp quanto mA se mantiveram relativamente constantes no primeiro controle para o segundo, exceto no modo *high* e espessura 30 cm, caso em que o equipamento apresenta limitações técnicas para aumentar mais a corrente.

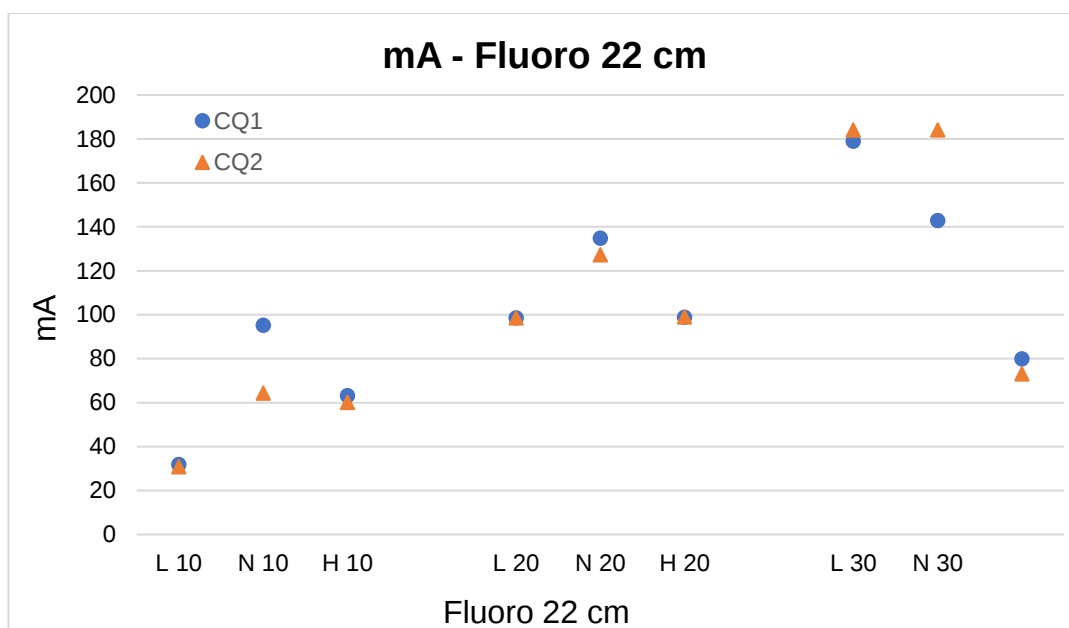


Figura 19: Gráfico com a variação do mA para os diferentes modos de taxa (*low* “L”, *normal* “N” e *high* “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm. (L10 = fluoro *low*, espessura 10 cm PMMA).

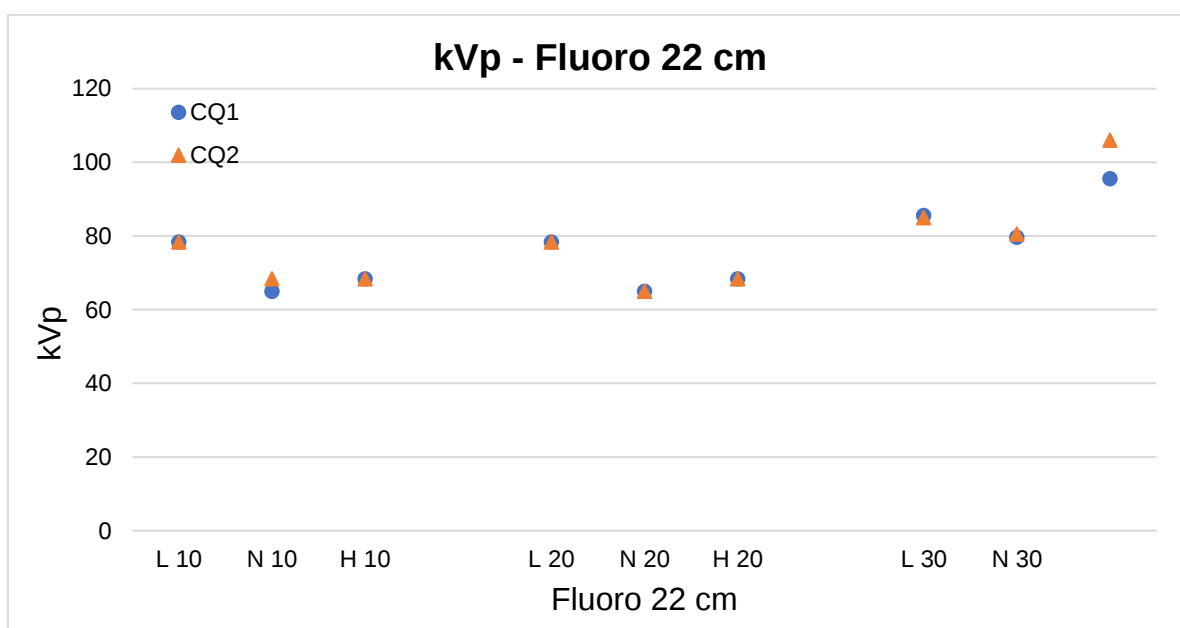


Figura 20: Gráfico com a variação do kVp para os diferentes modos de taxa (*low* “L”, *normal* “N” e *high* “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm. (L10 = fluoro *low*, espessura 10 cm PMMA).

4.1.6 Qualidade da imagem: resolução espacial e de baixo contraste

A Tabela 7 e as Figuras 21 e 22 apresentam os resultados das medições dos testes de resolução espacial e percentual de baixo contraste.

Em ambos os controles de qualidade realizados para o percentual de baixo contraste, conforme a espessura do PMMA aumentava, maior era seu percentual de resolução de baixo contraste, dificultando a visualização de estruturas de densidades parecidas. Isso ocorre porque os parâmetros do equipamento são ajustados para uma pessoa dita como padrão que é representado por 20 cm de PMMA, visto que é a estrutura da maioria dos pacientes. Também, foi verificado que do primeiro controle de qualidade para o segundo houve uma melhoria na resolução de baixo contraste nas três espessuras medidas.

Já para a resolução espacial, quanto maior a espessura de PMMA, mais difícil é de distinguir dois pontos próximos. Nota-se um aumento na quilovoltagem, gerando maior espalhamento dos fótons. A resolução espacial também melhora quando aumenta a taxa de dose (correntes maiores) ou a magnificação (imagem de maior tamanho). Por outro lado, quando se compara o primeiro controle de qualidade com o segundo é notável que no segundo houve uma melhoria significativa da resolução espacial.

De um modo geral, o fabricante do equipamento intervencionista informa valores típicos das resoluções espacial e de baixo contraste, de modo que após a sua instalação, estes valores devem ser tomados como referência nos subseqüentes controles de qualidade. Alguns protocolos internacionais também sugerem valores de referência para ambos os parâmetros de imagem.

Tabela 7: Parâmetros avaliados para qualidade de imagem e as técnicas utilizadas.

Espessura PMMA (cm)	Magnificação	Modos	kVp		mA		Resolução (pl/mm)		Resolução baixo contraste (%)	
							Fora		CQ1	CQ2
			CQ1	CQ2	CQ1	CQ2	CQ1	CQ2		
10	22	Low	78,4	78,4	31,9	30,8	2,2	2,8	3,9	4,5
		Normal	65,0	68,4	95,2	64,3	2,8	3,5	3,2	3,2
		High	68,4	68,4	63,1	60,1	2,8	4,0	2,7	2,7
		Cine	66,3	66,3	320,0	412,3	-	3,5	-	1,5
	32	Normal	65,0	65,0	43,1	40,4	2,0	2,5	3,9	2,7
20	22	Low	78,4	78,4	98,6	98,6	1,8	2,5	4,5	1,7
		Normal	65,0	65,0	134,8	127,3	2,2	3,5	5,3	1,7
		High	68,4	68,4	98,9	99,0	2,8	3,5	3,2	1,5
		Cine	83,4	70,0	238,8	387,0	-	2,8	-	1,5
	32	Normal	65,0	65,0	98,5	98,9	1,8	2,0	4,5	2,2
30	22	Low	85,6	85,0	178,9	184,0	1,8	2,0	-	-
		Normal	79,7	80,5	142,9	184,0	2,0	2,8	1,7	-
		High	95,6	106,0	79,9	73,0	1,8	2,5	1,7	-
		Cine	125,0	125,0	147,6	150,0	-	1,8	-	-
	32	Normal	70,0	70,0	166,9	223,0	1,8	2,2	5,3	3,2

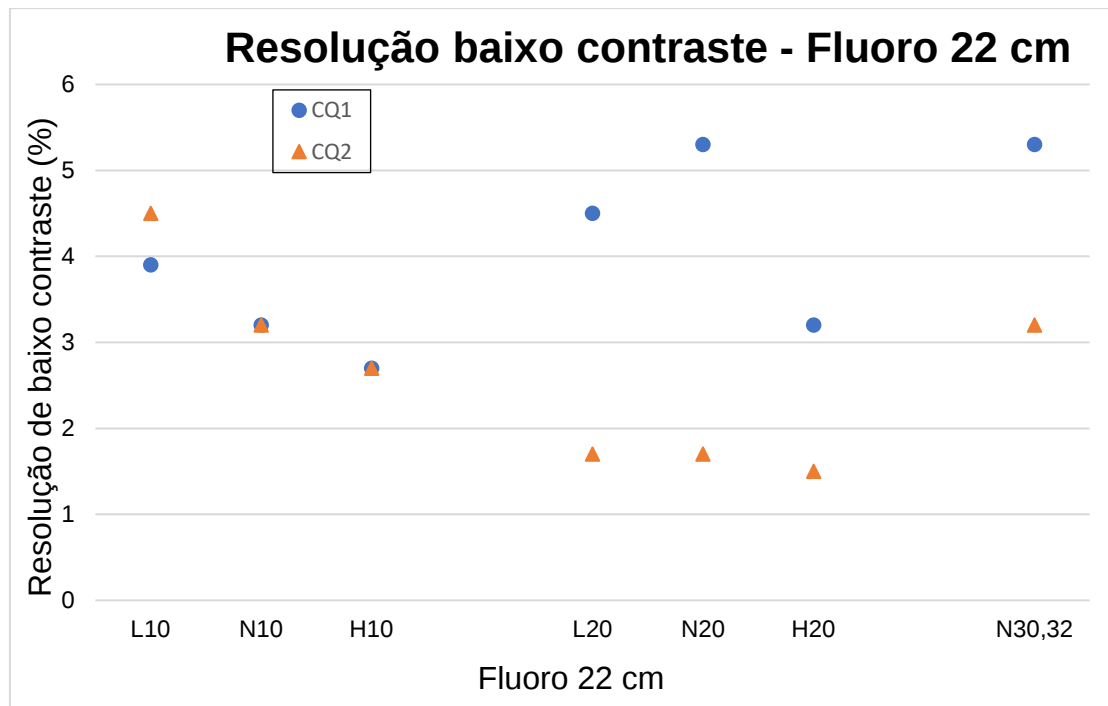


Figura 21: Gráfico com os valores obtidos para a resolução de baixo contraste nos diferentes modos de taxa (*low* “L”, *normal* “N” e *high* “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm em ambos CQ. (L10 = fluoro *low*, espessura 10 cm PMMA).

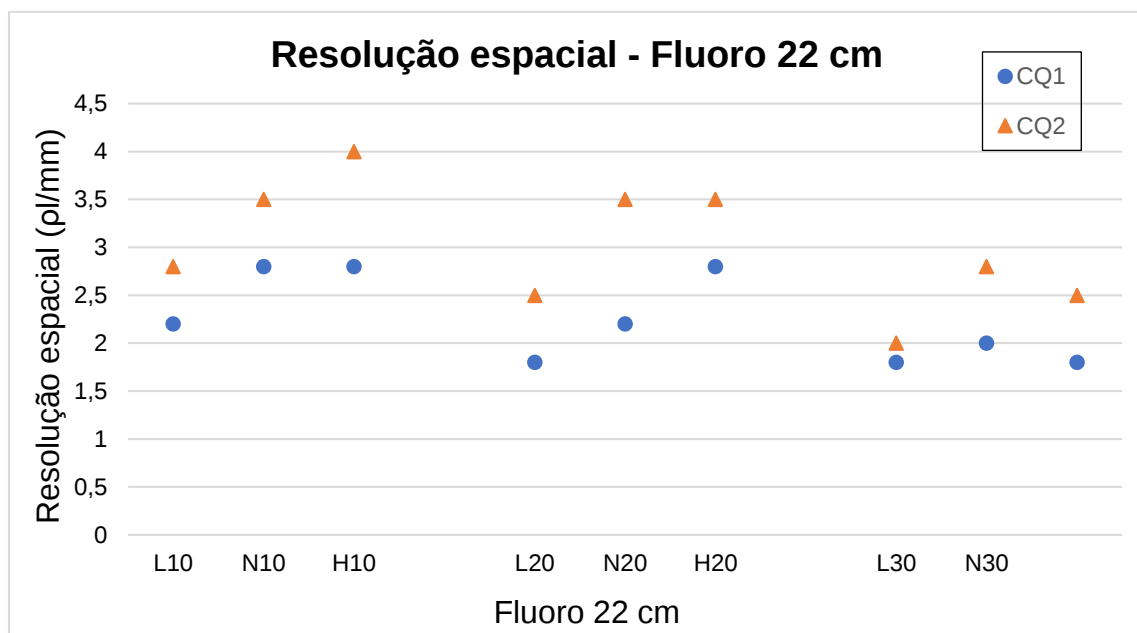


Figura 22: Gráfico com os valores obtidos para a resolução espacial nos diferentes modos de taxa (*low* “L”, *normal* “N” e *high* “H”), no modo fluoro, e magnificação 22 cm em ambos CQ. (L10 = fluoro *low*, espessura 10 cm PMMA).

Quando o paciente é obeso (simulado por 30 cm PMMA), o equipamento não consegue controlar da mesma forma que para espessuras menores (devido a

limitações técnica). A taxa de kerma aumenta muito (Tabela 6, p. 58) e aumenta na medida em que aumenta o modo. Já a resolução espacial diminui e a resolução de baixo contraste melhora para o modo *normal* (Tabela 7) (provavelmente devido à necessidade de visibilizar tecidos de densidades similares, como é o caso dos procedimentos cerebrais. Além do mais, neste equipamento o modo *normal* é o mais utilizado).

4.2 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO

Na Tabela 8 são apresentados os resultados das medições realizadas da taxa de dose em cada ponto definido. Também se encontra a medida da distância de cada profissional em relação ao ponto focal do equipamento, a técnica utilizada (modo, kV, mA) e as projeções empregadas (AP, OAD+30°, OAE-30°).

Tabela 8: Medições realizadas durante o levantamento radiométrico.

Ponto	Dist. ponto focal ao ponto medido (cm)	Modo	kV	mA	Mag (cm)	Taxa de dose na projeção		
						AP (nGy/s)	OAD (-30°) (nGy/s)	OAE (+30°) (nGy/s)
1(Médico operador)	145	Fluoro	65	97,5	32	14,15	-	-
			70	95,1	22	-	11,25	25,9
		Subtração	73	294	22	494	612	1532
2 (Técnico)	331	Fluoro	65	97,5	32	3,7	-	-
			70	95,1	22	-	2	5,65
3 (Anestesista)	137	Fluoro	65	97,5	32	35,7	-	-
			70	95,1	22	-	41,25	20,2
4(Enfermeiro 1)	337	Fluoro	65	97,5	32	4,6	-	-
			70	95,1	22	-	3,65	9,35
5 (Enfermeiro 2)	256	Fluoro	65	97,5	32	6,35	-	-
			70	95,1	22	-	4,75	11,6
6 (Enfermeiro 3)	290	Fluoro	65	97,5	32	1	-	-
			70	95,1	22	-	0,8	1,45

Para o médico operador nota-se que no modo subtração sua exposição aumenta significativamente em relação ao modo fluoro, pois para a aquisição da imagem o equipamento aumenta a corrente a fim de obter uma imagem de melhor qualidade que a imagem fluoroscópica em tempo real.

Os resultados evidenciam que a projeção OAE (+30°) é a que mais contribui para a exposição do operador. Um fator que justifica isso é o tubo de raios X estar mais próximo do operador; dessa forma há um maior espalhamento da radiação secundária produzida pelo paciente, na direção do operador.

Para o técnico de radiologia, em geral constatou-se uma exposição baixa (cerca de 90% menor que a do médico operador), pois ele fica afastado do tubo de raios X e do paciente e de certa forma fica blindado pelos outros profissionais na hora do procedimento.

O médico anestesista tem uma maior exposição à radiação quando o arco fica posicionado em OAD (-30°). A justificativa deste resultado é a mesma que a do médico operador na posição OAE (+30°), visto que anestesista e arco estão posicionados simetricamente em relação à do médico operador.

Dentre as três posições analisadas da equipe de enfermagem, a que recebe a menor exposição é a posição próxima à parede, atrás do arco em C. Esta menor exposição deve-se ao efeito de blindagem proporcionado pelo arco em C.

4.3 AVALIAÇÃO DE DOSES OCUPACIONAIS

Foram acompanhados 160 procedimentos neurocirúrgicos de arteriografia cerebral, onde o médico operador (M1) estava sendo monitorado no tórax e no joelho esquerdo.

A dose correspondente ao tórax é medida em Hp (10); para o joelho a grandeza certa para avaliar dose na pele seria Hp (0,07). Como os dosímetros estão calibrados para medir em Hp (10) e o objetivo inicial era monitorar o tórax, mediu-se o joelho apenas para conhecer a ordem e grandeza da exposição da extremidade inferior (em particular, a extremidade esquerda, que fica mais próxima do tubo de raios X).

As Figuras 23 e 24 mostram os níveis de exposição dos profissionais que atuam dentro da sala de hemodinâmica durante os procedimentos. Observa-se que há uma ampla faixa de valores de dose pessoal envolvida para cada procedimento. Isso é devido ao fato de as doses recebidas pelos trabalhadores dependerem de vários fatores, como: patologia do paciente, experiência do médico intervencionista, treinamento em proteção radiológica, conhecimento do correto funcionamento do aparelho de raios X, mas principalmente do tempo de irradiação, técnicas de cada procedimento e posição do médico em relação ao tubo de raios X e ao paciente.

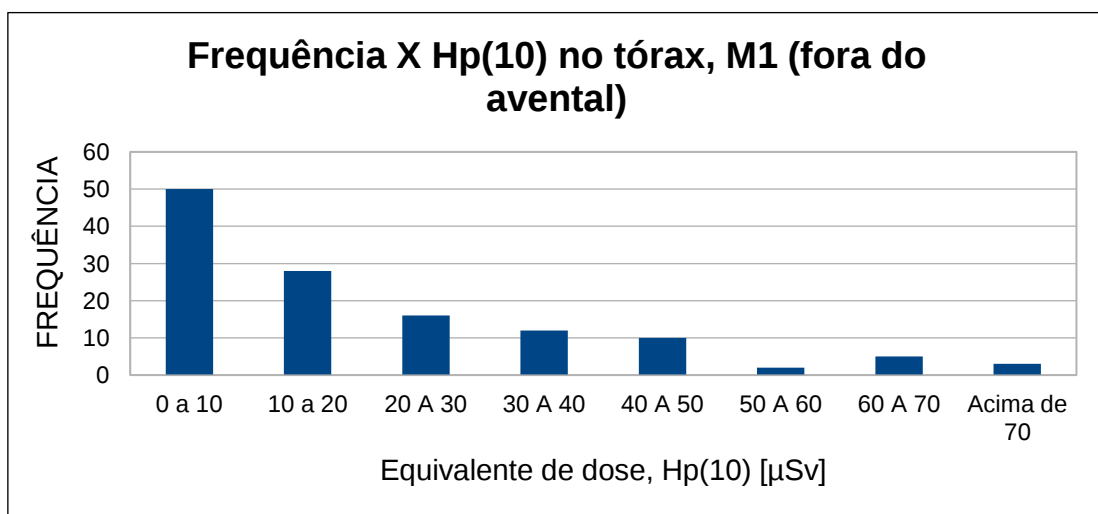


Figura 23: Histograma com as faixas de equivalente de dose por procedimento, medido no tórax do M1 com a utilização de avental plumbífero.

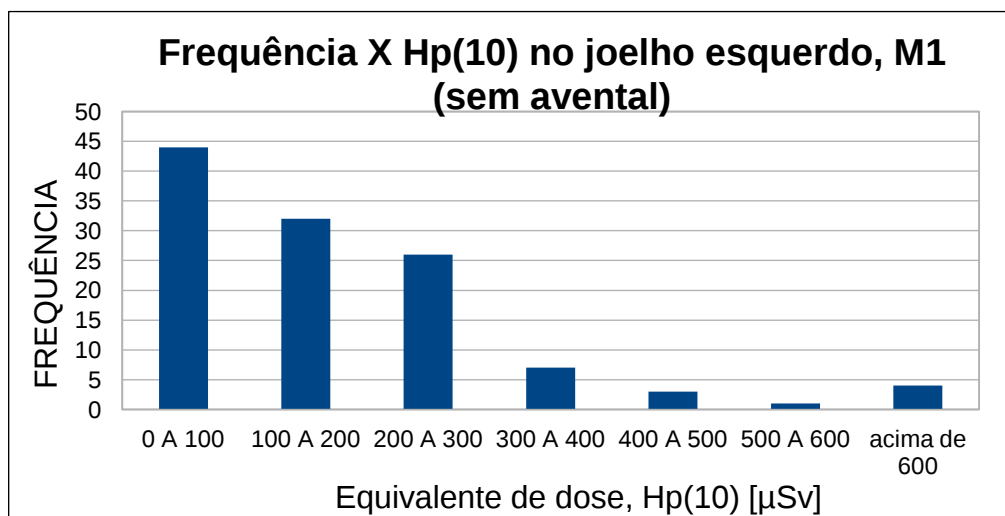


Figura 24: Histograma com as faixas de equivalente de dose por procedimento, medido no joelho esquerdo do M1 sem a proteção do avental plumbífero.

Ainda nas Figuras 23 e 24, fica evidente que a exposição no joelho é consideravelmente maior quando comparada à dose no tórax do médico operador. Isso acontece porque, no geral, o joelho do M1 está mais próximo do tubo de raios X e é submetido à radiação retroespalhada pelo paciente. Na Tabela 9, apresenta-se os resultados das doses medidas no tórax e no joelho do M1.

Tabela 9: Parâmetros estatísticos das medições das doses por procedimento em tórax, joelho do M1 e dosímetro colocado no arco em C.

	Tórax	Joelho	Arco
Média (μSv)	22,2	154,0	374,1
Desv. Pad. (μSv)	27,2	145,7	255,8
Máximo (μSv)	160,9	909,1	513,1
Mínimo (μSv)	0,2	1,3	1416,0
3 Quartil (μSv)	30,3	229,3	53,4
Mediana (μSv)	11,6	112,4	334,7

É possível fazer uma simulação da dose anual recebida pelo M1 no tórax, a fim de comparar com os limites de doses ocupacionais. Tomando o valor médio como referência, e assumindo que o M1 realiza 5 procedimentos por dia, 5 dias por semana, trabalhando 50 semanas por ano, obtém-se uma dose igual a 28 mSv/ano (por fora do avental). Neste caso, seria ultrapassado o limite de 20 mSv/ano estabelecido pela norma, caso se mantivesse esse valor em um período de 5 anos. Para o joelho, com a mesma carga de trabalho, obtém-se 193 mSv/ano. O limite para extremidades é de 500 mSv/ano.

Ainda que o limite não seja ultrapassado, uma maneira de reduzir a exposição nos membros inferiores (Figura 24, p. 68) é a utilização do saíote plumbífero na mesa onde se encontra o paciente, reduzindo o retroespalhamento gerado pelo mesmo. Outra maneira seria a realização de rodízio entre M1 e M2, sempre que possível.

Comparando os valores médios de $H_p(10)$ no tórax e $H_p(0,07)$ no joelho, constata-se que o joelho recebe cerca de 85% a mais de radiação do que o tórax;

isto porque na maioria dos casos o avental plumbífero, usado pela equipe, não é longo suficiente para cobrir o joelho, deixando-o ainda mais exposto.

Na Figura 25 são apresentados os valores de Hp (10) medidos em um profissional M1 que fez uso do escudo de vidro plumbífero suspenso do teto durante a realização das intervenções e em outro M1 que não fez uso do escudo. Através da análise das médias, verificou-se que o médico que usou o vidro recebeu cerca de 18% a menos de radiação quando comparado com o outro que não usou.

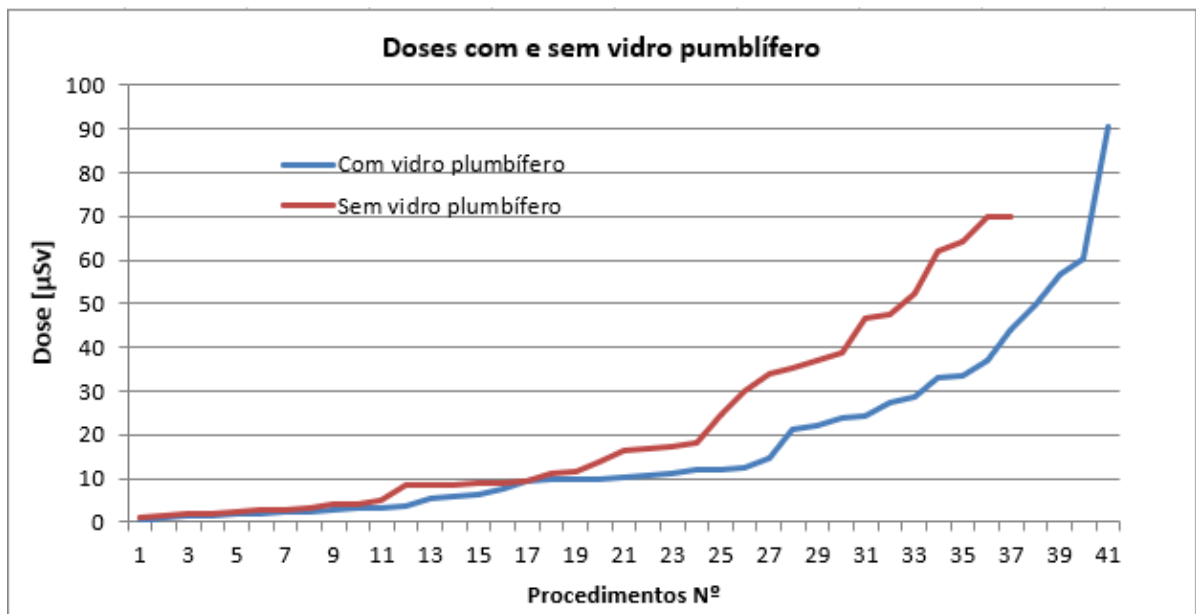


Figura 25: Gráfico com a comparação das doses de profissionais M1 com o uso ou não do vidro plumbífero.

Calculando e analisando a média dos valores contidos na Tabela 9 (p. 69), estima-se que a dose do tórax do M1 é cerca de 94% menor que a do arco (dosímetro de referência).

4.4 AVALIAÇÃO DE DOSES NOS PACIENTES

4.4.1 Cálculo do fator de correção do produto kerma-área

A Tabela 10 apresenta as medições realizadas para obter o fator de correção.

Tabela 10: Cálculo do fator de correção do P_{KA} em ambos os controles de qualidade.

	Com a mesa	
	CQ1	CQ2
Dist. Foco-flat panel (cm)	107 ± 1	107 ± 1
Dist. Foco- câmara (cm)	79 ± 1	80 ± 1
Área irradiada (m^2)	$0,0136 \pm 0,0008$	$0,01116 \pm 0,0007$
Kerma medido (μGy)	1024 ± 50	514 ± 50
P_{KA} calculado ($\mu Gy.m^2$)	$13,978 \pm 0,001$	$5,7362 \pm 0,0002$
P_{KA} nominal ($\mu Gy.m^2$)	$17,23 \pm 0,01$	$6,98 \pm 0,01$
Fator de correção	$0,81 \pm 0,05$	$0,822 \pm 0,001$

Todas as leituras de P_{KA} apresentadas no painel do equipamento foram multiplicadas pelo fator de correção obtido.

4.4.2 Resultados das medições em pacientes

A Tabela 11 apresenta os resultados dos parâmetros medidos durante os 165 procedimentos de angiografias cerebrais acompanhados.

Tabela 11: Resultados dos parâmetros medidos durante as angiografias cerebrais acompanhadas. N = 160.

	Tempo exp. (min)	P _{KA} total (Gycm ²)	P _{KA} fluoro (Gycm ²)	P _{KA} cine (Gycm ²)	Kerma total (mGy)	Dose/imagem (mGy)
Média	6,2	50,4	4,7	47,8	532,9	1,55
Desv. Pad.	4,2	44,3	4,6	35,0	330,3	0,52
2º Quartil	5,0	40,0	3,0	41,4	466,7	1,51
3º Quartil	7,9	74,6	5,7	68,5	733,0	1,92
Máximo	19,8	407,5	26,5	260,0	1801,5	2,96
Mínimo	0,9	1,6	0,7	6,9	108,0	0,43

O valor médio do kerma no ponto de referência na entrada do paciente resultou da ordem de meio Gy, sendo que houve alguns exames com valores máximos próximos a 2 Gy, de modo que deve se levar em consideração a possibilidade de induzir algum efeito determinístico.

Analisando a dose/imagem, temos que seu valor máximo foi de aproximadamente 3 Gy, ou seja, essa foi a dose fornecida por imagem em cada série de cine. E ao observar os produtos kerma- área fluoro e cine, notamos que a maior contribuição para o produto kerma-área total é proveniente da exposição do paciente no modo cine; assim, é importante chamar a atenção aos médicos intervencionistas sobre o uso moderado da aquisição de imagens ou subtração digital.

Na prática intervencionista é comum que o desvio padrão seja maior que a medida, devido ao fato de que cada procedimento tem suas variações, podendo ter complicações, trocas de profissionais ou até mesmo uma área maior para investigar.

4.4.3 Comparação com outros trabalhos

Comparando nosso trabalho com os de outros autores encontrados na literatura, é possível notar que os nossos resultados estão na mesma ordem de grandeza que os demais (Tabela 12). Um dos fatores que pode ser levado em

consideração para os dados não serem mais próximos uns dos outros é que em cada hospital há um equipamento de fluoroscopia, sendo a maioria modelos antigos.

Tabela 12: Trabalhos realizados com arteriografias/angiografias cerebrais.

Autores	Amostra	P_{KA} (Gy.cm²)	Kerma (mGy)
Bor <i>et al.</i> (2004) [49]	47	86 (68 – 149)	-
Rampado; Ropolo (2005) [50]	12	49 (17 – 76)	400 (147 – 686)
Bor <i>et al.</i> (2005) [51]	27	46 (8 – 121)	-
Tsalafoutas <i>et al.</i> (2006) [52]	43	50 (20 – 146)	349 (75 – 1.864)
Papageorgiou <i>et al.</i> (2007) [53]	33	119 (33 – 261)	-
Alexander <i>et al.</i> (2010) [54]	432	102	-
Lunelli <i>et al.</i> (2013) [45]	159	75,4 ± 2,7 (16,3 – 251,7)	769 ± 28 (233 – 2.829)
Este trabalho	160	50,4 ± 44,3 (1,6 - 407,5)	532,9 ± 330,3 (108,0 - 1801,5)

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

A partir do controle de qualidade realizado, foi verificado que o equipamento intervencionista de forma geral apresenta um bom desempenho, ou seja, está de acordo com os valores de referência do Guia BRA 9056 já citado no capítulo “Resultados e Discussão”. Foi possível corrigir os parâmetros relacionados com a exatidão e reprodutibilidade do tubo de raios X (teste que não obteve os valores de acordo com os de referência) através da manutenção do equipamento.

A partir dos resultados obtidos do levantamento radiométrico, a fim de otimizar a exposição dos profissionais durante os procedimentos, sugere-se a adoção das seguintes ações práticas: uso de avental protegidos nas costas para a equipe de enfermagem (são os que mais circulam na sala durante o procedimento); maior afastamento do tubo de raios X, quando possível; uso do vidro plumbífero suspenso do teto; permanecer na sala de exames somente se necessário; usar os óculos plumbífero; fazer rotatividade dos profissionais, quando possível.

A realização da dosimetria dos médicos durante procedimentos intervencionistas mostra a importância da necessidade de treinamento para toda a equipe médica, para que assim, quando estiverem em procedimentos, possam aplicar as medidas de proteção da melhor forma, a fim de diminuir a exposição desnecessária.

Para amenizar a exposição da dose no joelho esquerdo do médico operador é importante que nos treinamentos realizados com a equipe médica, a utilização do saiotê que se encontra na mesa do equipamento seja rigorosamente recomendada e a aquisição de avental plumbífero de acordo com a altura de cada profissional, visto que na maioria das vezes eles são altos para o avental disponível, o que significa que o joelho fica sem proteção.

Com relação as doses de pacientes, é importante os médicos operadores (principalmente os que estão iniciando) fiquem atentos nos momentos em que pressionar o pedal de fluoro não se faz necessário. Exemplo disso é quando não estão olhando para o monitor e sim trocando informações com os médicos

auxiliares, ou quando precisam trocar a técnica utilizada ou até mesmo o cateter. Detalhes como esses fazem uma grande diferença na radiação que o paciente recebe e diminui o desgaste do tudo de raios X. Outro fator importante para minimizar os danos da radiação ao paciente é mudar a angulação do arco em C. Essa alteração evita que a radiação chegue apenas em uma região do corpo do paciente, evitando possíveis efeitos determinísticos.

A utilização do dosímetro *RaySafe I2®* nos profissionais pode servir como forma educativa para a otimização da dose, devido ao fato do monitor poder ficar na sala de procedimento e o profissional conseguir acompanhar de forma visual a taxa que ele se expõe de acordo com cada técnica aplicada. O que inviabiliza essa prática é o alto custo da dosimetria em tempo real quando comparado com os dosímetros fornecidos pelo hospital.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INTERNEURO. **Aneurisma Cerebral – sintomas, tratamentos e causas.** Disponível em: <<http://www.interneuro.com.br/aneurisma-cerebral.html>>. Acesso em: 11 fev. 2020.

- [2] REDE BRASIL AVC. **O que é aneurisma cerebral?** Disponível em: <<http://www.redebrasilavc.org.br/para-pacientes-e-familiares/o-que-e-aneurisma-cerebral/>>. Acesso em: 11 fev. 2020.

- [3] MIRANDA, M. **Aneurisma cerebral.** Blog iNeuro – Neurologia Inteligente. Disponível em: <www.ineuro.com.br/para-os-pacientes/aneurisma-cerebral/>. Acesso em: 11 fev. 2020.

- [4] *International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.* ICRP Publication 103, Annals of the ICRP, v. 37, n. 2 – 4, 2007.

- [5] *International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection in Medicine.* ICRP Publication 105, Annals of the ICRP, v. 37, n. 6, 2007.

- [6] *International Commission on Radiation Protection. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures.* ICRP Publication 85, Annals of the ICRP, v. 30, n. 2., 2000.

- [7] ALVES, R. F. N. C.. **Dose Ocupacional nos Procedimentos Angiográficos de Neurorradiologia.** 2012. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Radiologia) – Escola Superior de Saúde Atlântica, Universidade Atlântica, Pará, 2012.

- [8] STEELE, J. R.; JONES, A. K.; NINAN, E. P.. **Establishing an interventional radiology patient radiation safety program.** RadioGraphics, v. 32, n. 1, p. 277-287, 2012.

- [9] EFSTATHOPOULOS, E. P.. **Occupational eye lens dose in interventional radiology and cardiology: new insights.** Journal of Imaging and Interventional Radiology, 2016, v. 8, n. 1.

- [10] BRASIL. Projeto IAEA/BRA 9056. **Guia para caracterização de equipamentos radiológicos utilizados em cardiologia intervencionista e avaliação da exposição de pacientes e profissionais.** Rio de Janeiro, 2013.

- [11] Hospital São Lucas. **Neurorradiologia Intervencionista.** Disponível em: <www.gruposao Lucas.com.br/servicos/neurorradiologia-intervencionista/>. Acesso em: 11 abr. 2020.

- [12] NEUROLÓGICA. **Neurorradiologia**. Disponível em: <<https://www.neurologica.com.br/especialidade/neurorradiologia-o-que-e-medicos-tratamentos/>>. Acesso em: 11 abr. 2020.
- [13] Telemedicina Morsch. **Neurorradiologia: o que é, áreas de atuação e principais objetivos**. Disponível em: <<https://telemedicinamorsch.com.br/blog/neurorradiologia>>. Acesso em: 11 abr. 2020.
- [14] PINTO, M. H.; ZAGO, M. M. F.. **A compreensão do significado cultural do aneurisma cerebral e do tratamento atribuídos pelo paciente e familiares: um estudo etnográfico**. Revista Latino Americana de Enfermagem, v. 8, n. 1, p. 51-56, 2000.
- [15] LECOURS, M.; GELB, A. W.. **Anesthesia for the surgical treatment of cerebral aneurysms**. Colombian Journal of Anesthesiology, 2015, v. 43, n. 1, p. 45-51.
- [16] COLLI, B. O. *et al.*. **Tratamento cirúrgico dos aneurismas intracranianos: comparação entre cirurgias precoce e tardia**. Arquivos de Neuropsiquiatria, v. 51, n. 1, p. 87-95, 1993.
- [17] KUNZENDORFF, B. A. *et al.*. **Aneurisma cerebral – diagnóstico e tratamento**. 3. Jornada de Iniciação Científica, 4. Seminário Científico da FACIG – Faculdade de Ciências Gerenciais de Manhuaçu, Minas Gerais, 2018. Disponível em: <<http://pensaracademico.facig.edu.br/index.php/semiarociencia/article/view/845/741>>. Acesso em: 13 abr. 2020.
- [18] OSBORN, A. G.. **Angiografia Cerebral Diagnóstica**. 2. ed., Revinter, 2002.
- [19] BRASIL. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. **Norma CNEN NN 3.01, resolução 164/14 – Diretrizes básicas de proteção radiológica**. Diário Oficial da União, 11 de março de 2014.
- [20] BRASIL. Ministério da Saúde. **Resolução da Diretoria Colegiada nº 330**. Diário Oficial da União, 20 de dezembro de 2019.
- [21] CANEVARO, L.. **Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista**. Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 101-115, 2009.
- [22] BUSHBERG, J. T. *et al.*. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3. ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

- [23] SIEGEL EL, K. R. M. **Filmless radiology: state of the art and future trends.** *Filmless radiology.* Nova Iorque: Springer-Verlag, p. 3-20, 1999.
- [24] AZEVEDO-MARQUES, P. M. de; SALOMÃO, S. C.. **PACS: Sistemas de arquivamento e distribuição de imagens.** *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 131-139, 2009.
- [25] Medical Expo. **Sistema de fluoroscopia Infinix-i Sky +.** Disponível em: <<https://www.medicalexpo.com/pt/prod/canon-medical-system-europe/product-70354-758057.html>>. Acesso em: 10 ago. 2020.
- [26] PEREIRA, V. G.. **Caracterização de equipamentos intervencionistas visando a otimização das doses.** 2017. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física Médica) – Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017.
- [27] BRASIL. Ministério da Saúde. **Instrução Normativa nº 53.** Diário Oficial da União, 26 de dezembro de 2019.
- [28] ECONOMIDES, S. *et al.*. **Image quality evaluation and patient dose assessment of medical fluoroscopic X-ray systems: a national study.** *Radiation Protection Dosimetry*, v. 129, n. 4, p. 419-425, 2008.
- [29] PARIZOTI, A.. **Otimização de imagens e proteção radiológica em fluoroscopia.** 2008. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- [30] BUSHONG, S. C.. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção.** 9. ed., Elsevier, 2010.
- [31] SCHUELER, B. A.. **The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents – General Overview of Fluoroscopic Imaging.** *RadioGraphics*, v. 20, n. 4, p. 1115-1126, 2000.
- [32] CANEVARO, L. **Radiologia intervencionista.** Disponível em: <http://200.134.10.33/hipermidia/images/documentos/Radiologia_intervencionista.pdf>. Acesso em: 4 set. 2020.
- [33] LUZ, E. de S. *et al.*. **A importância do controle de qualidade em serviços de hemodinâmica e cardiologia intervencionista.** *Radiologia Brasileira*, v. 40, n. 1, p. 27-32, 2007.

- [34] *International Nuclear Information System. Capítulo 5 – Grandezas radiológicas e unidades*. Disponível em: <https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/073/45073470.pdf>. Acesso em: 13 abr. 2020.
- [35] *International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*. ICRU Report 60, 1998.
- [36] *International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging*. ICRU Report 74, v. 5, n. 2, 2005.
- [37] *International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51, 1993.
- [38] *International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60, Annals of the ICRP, v. 21, n. 1-3, 1991.
- [39] CHABOT, G.. *Answer to question #12600 – Submitted to “Ask the experts”*. HPS – Specialists in Radiation Protection. Disponível em: <<http://hps.org/publicinformation/ate/q12600.html>>. Acesso em: 10 jan. 2021.
- [40] RODRIGUES, B. B. D.. *Análise dos aspectos dosimétricos, de radioproteção e controle de qualidade em cardiologia intervencionista. Uma proposta para otimização da prática*. 2012. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.
- [41] SPRAWLS, P.. *The Physical Principles of Medical Imaging*. 2. ed., U.S.: Aspen Pub, 1993.
- [42] RaySafe. *RaySafe I2 – dose viewer*. Unfors RaySafe, 2012.
- [43] MOONEY, R. B.; MCKINSTY, C. S.; KAMEL, H. A. M.. *Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology*. The British Journal of Radiology, 2000, v. 73, p. 745-751.
- [44] VAÑÓ, E. *et al.*. *Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*. The British Journal of Radiology, 1998, v. 71, p. 954-960.
- [45] LUNELLI, N. A. *et al.*. *Avaliação da dose ocupacional e de pacientes adultos em procedimentos de angiografia cerebral*. Radiologia Brasileira, v. 46, n. 6, p. 351-357, 2013.

[46] Manual do equipamento fluoroscópico da marca SIEMENS.

[47] *Leeds Test Objects. TOR 18FG – user manual*. Disponível em: <<https://usermanual.wiki/Document/TOR2018FG20user20manual.21570997/view>>. Acesso em: 25 ago. 2020.

[48] SILVA, M. W. O. da. **Avaliação computacional da dose em pacientes e profissionais em angiografia coronariana utilizando o Visual Monte Carlo**. 2017. Tese (Doutorado em Radioproteção e Dosimetria) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, 2017.

[49] BOR, D. *et al.*. **Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology**. The British Journal of Radiology, 2004, v. 77, p. 315-322.

[50] RAMPADO, O.; ROPOLO, R.. **Entrances skin dose distribution maps for interventional neuroradiological procedures: a preliminary study**. Radiation Protection Dosimetry, v. 117, n. 1-3, p. 256-259, 2005.

[51] BOR, D. *et al.*. **Patient and staff doses in interventional neuroradiology**. Radiation Protection Dosimetry, v. 117, n. 1-3, p. 62-68, 2005.

[52] TSALAFOUTAS, I. A. *et al.*. **Patient doses from noncardiac diagnostic and therapeutic interventional procedures**. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 2006, v. 17, n. 9, p. 1489-1498.

[53] PAPAGEORGIOU, E. *et al.*. **Comparison of patient doses in interventional radiology procedures performed in two large hospitals in Greece**. Radiation Protection Dosimetry, v. 124, n. 2, p. 97-102, 2007.

[54] ALEXANDER, M. D. *et al.*. **Patient radiation exposure during diagnostic and therapeutic interventional neuroradiology procedures**. Journal of NeuroInterventional Surgery, 2010, v. 2, p. 6-10.

[55] CANEVARO, L. *et al.*. **Formulário para dosimetria em pacientes e profissionais em radiologia intervencionista**. Grupo IRaD, Rio de Janeiro.

ANEXO 1

Formulário para Dosimetria em Pacientes e Profissionais em Radiologia
Intervencionista

