UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

DOSES DE RADIAÇÃO ASSOCIADAS A PACIENTES EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA: UMA ANÁLISE RETROSPECTIVA EM ANGIOGRAFIA CEREBRAL

Raquel Nascimento Assimos

Rio de Janeiro
2023

DOSES DE RADIAÇÃO ASSOCIADAS A PACIENTES EM RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA: UMA ANÁLISE RETROSPECTIVA EM ANGIOGRAFIA CEREBRAL

Trabalho de conclusão de curso apresentado como parte dos requisitos para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica pela Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Física Médica – Radiodiagnóstico
Orientadora: Professora Doutora Lucía Canevaro

Rio de Janeiro, Brasil
2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

https://fichacatalografica.sibi.ufrj.br/

Versão Original

Disponível em BIF - UFRJ

“Quando aceitamos nossos limites, conseguimos ir além deles.”

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, todo o meu agradecimento a Deus por sempre me dar forças em todos os momentos e colocar pessoas maravilhosas no meu caminho. Sem Ele não chegaria até aqui.

Aos meus pais, Rosieti e Claudio, por me darem amor, carinho, suporte, atenção e tudo que eu precisava. Sem vocês nada disso seria possível, sou eternamente grata por tudo que fizeram e ainda fazem por mim. À minha irmã Raiane, por sempre estar comigo quando eu precisava, falando exatamente o que era necessário para me dar força para continuar.

Ao meu marido Lucas, que foi o melhor presente que a UFRJ me deu. Obrigada por sempre me ouvir, me transmitir um pouco da sua calma e me fazer acreditar que eu era capaz de alcançar mais além do que imaginava.

Ao meu querido amigo Pedro, por sempre ouvir minhas frustrações e tristezas, dando os melhores conselhos para aliviar as dores e me fazer continuar. Você foi fundamental.

À minha amiga de graduação e da vida Anna Karolynne, obrigada por acompanhar esta jornada junto comigo. Todas as nossas horas de estudo valeram a pena, sem você com certeza seria tudo mais difícil.

À minha orientadora Lucía V. Canevaro, obrigada toda dedicação, aprendizado, carinho e confiança em mim.

À minha professora de estatística Rosimary, por me auxiliar nos testes estatísticos com todo seu conhecimento e atenção.

A todos os meus professores que me ensinaram tudo o que sei até hoje, vocês foram essenciais para a formação do que sou.

Enfim, agradeço a todas as pessoas que de alguma forma me ajudaram a concluir esta etapa tão importante na minha vida. Fica aqui minha gratidão por me auxiliarem a concluir mais um objetivo.

Este trabalho foi integralmente desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e em um Hospital de referência no Rio de Janeiro, sob orientação da Dra. Lucía Viviana Canevaro.

RESUMO

A Radiologia Intervencionista tem um papel preponderante em neurologia. Dentre suas vantagens, as principais são: evitar cirurgias de maior risco e redução do tempo de internação. Esta técnica permite o diagnóstico de diversas doenças, tais como derrames, disfunções neurológicas, aneurismas, malformações arteriovenosas, entre outras. Apesar de suas grandes vantagens, este procedimento proporciona altas doses aos pacientes devido a, principalmente, o tempo de exposição aos raios X ser longo e ter um grande número de imagens de subtração digital.

No presente trabalho foi feito um estudo retrospectivo a partir de informações de procedimentos de arteriografias cerebrais registradas no banco de dados IRaD da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da CNEN. As arteriografias foram realizadas em uma instituição pública de referência no estado do Rio de Janeiro, especificamente dedicada ao diagnóstico e tratamento de doenças do cérebro. O equipamento usado no hospital era um arco em c da marca SIEMENS, com um sistema detector de imagem tipo *flat panel*. Por meio de 39 procedimentos de arteriografia retirados do IRaD, foram extraídas informações a fim de analisar: a frequência das diversas incidências realizadas durante estes procedimentos; a influência do número de série, imagens e tempo total em função dos parâmetros totais de PKA e $K_{a,r}$; a contribuição das diferentes incidências do equipamento para o kerma de subtração digital e o parâmetro kerma/imagem em diversas angulações e filtrações mais usadas pelos profissionais.

Em relação às grandezas PKA e $K_{a,r}$ totais, as médias e desvio padrões foram, respectivamente, (7584 ± 4661) µGy.m^2 e (746 ± 378) mGy. Foi constatado também que a exposição da porção de cine proporciona a maior parcela da dose ao paciente. Como o kerma pode atingir valores de até 0,8 Gy, é importante conhecer e registrar estes valores, trazendo assim diversas vantagens para o paciente e profissionais. Nas diferentes incidências de aquisição digital, foi verificado que as angulações mais horizontais resultam em um menor valor de kerma/imagem, enquanto nas incidências craniais este valor é maior. Foi verificado que nas incidências mais frequentes o equipamento estava programado para fornecer as menores doses ao paciente mediante a inserção de filtros adicionais de cobre e alumínio.

LISTA DE FIGURAS

		Pág.
FIGURA 2.1	Imagem das artérias do cérebro obtida pela técnica cine com subtração digital	6
FIGURA 2.2	Representação esquemática do efeito Compton	7
FIGURA 2.3	Espectro de raios X de elétrons de 100 keV em um alvo de tungstênio	9
FIGURA 2.4	Comparação dos modos contínuo e pulsado da fluoroscopia	10
FIGURA 2.5	Equipamento fluoroscópico utilizado em radiologia intervencionista	11
FIGURA 2.6	Esquema de funcionamento de um intensificador de imagem	12
FIGURA 2.7	Esquema de um detector de painel plano	15
FIGURA 2.8	Seção transversal de um sistema *flat panel* de detecção indireta	15
FIGURA 2.9	Esquema de um elemento detector demonstrando o fator de preenchimento	16
FIGURA 2.10	Estrutura de um *flat panel*	17
FIGURA 2.11	Isocentro de um aparelho de fluoroscopia	19
FIGURA 2.12	Possíveis geometrias em um procedimento de cardiologia intervencionista	19
FIGURA 2.13	Projeções do arco em C em um aparelho de fluoroscopia	21
FIGURA 2.14	Projeções angiográficas combinando rotação e angulação do arco em C	22
FIGURA 2.15	A ilustração mostra como o kerma no ar do ponto de referência é definido em relação ao gantry. O ponto se move com o gantry	29
FIGURA 2.16	A ilustração mostra como a localização do ponto de referência muda em relação à pele do paciente quando o gantry é girado. O ponto de referência está aproximadamente na pele para a configuração **A**; fora do paciente para a configuração **B**; e dentro do paciente para configuração **C** ……..	30
FIGURA 3.1	Equipamento Artis Zee floor Card com FD 20 x 20 cm e dois monitores	38
FIGURA 4.1	Correlação entre o PKA total e o número de imagens nos procedimentos de angiografia cerebral	54
FIGURA 4.2	Correlação entre o PKA total e o tempo de exposição	54
FIGURA 4.3	Representação das contribuições parciais e total do PKA.....	57
FIGURA 4.4	Representação da contribuição parcial e total do kerma	59
FIGURA 4.5	Correlação entre o kerma total e o número de imagens nos procedimentos de arteriografia cerebral	61

FIGURA 4.6 Comportamento do PKA de subtração digital em função do número de imagens total por procedimento 62

FIGURA 4.7 Kerma de subtração digital em função do número total de imagens 63

FIGURA 4.8 Gráfico de barras demonstrando a frequência das angulações utilizadas pelos profissionais 64

FIGURA 4.9 Boxplot do kerma/imagem em diferentes incidências 67

FIGURA 4.10 Identificação dos grupos 1, 2 e 3 69

FIGURA 4.11 Histograma do grupo 1 70

FIGURA 4.12 Histograma do grupo 2 70

FIGURA 4.13 Histograma do grupo 3 71

FIGURA 4.14 Gráfico do intervalo de confiança de 95% das diferenças de médias dos grupos 1, 2 e 3 73

FIGURA 4.15 Comportamento dos filtros de alumínio e cobre durante uma angiografia cerebral do paciente ABC 74

FIGURA 4.16 Relação entre a espessura do filtro de cobre e o kerma no ponto de referência 75

FIGURA 4.17 Relação entre a espessura de filtros de cobre inseridos e o valor de kerma/imagem 76

FIGURA 4.18 Kerma por imagem das diferentes espessuras de alumínio usadas como filtração adicional, quando não há introdução de filtros de cobre 77

FIGURA 4.19 Kerma por imagem das diferentes espessuras de cobre usadas como filtração adicional, quando não há introdução de filtros de alumínio 77

FIGURA 4.20 Comparação dos valores do kerma por imagem das filtrações de cobre e de alumínio 78

LISTA DE TABELAS

		Pág.
TABELA 2.1	Resumo dos dados relacionados a arteriografia cerebral, retirados dos trabalhos utilizados como referência	34
TABELA 3.1	Forma em que foram agrupadas as incidências	43
TABELA 3.2	Grupos de incidências consideradas	44
TABELA 3.3	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **AP**	45
TABELA 3.4	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 90**	45
TABELA 3.5	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 20**	45
TABELA 3.6	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 30**	46
TABELA 3.7	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 90**	46
TABELA 3.8	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 20**	46
TABELA 3.9	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 30**	46
TABELA 3.10	Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 40**	47
TABELA 3.11	Recomposição da Tabela 3.2	47
TABELA 4.1	Valores dos parâmetros medidos na amostra utilizada neste trabalho	51
TABELA 4.2	Comparação do número de séries de diferentes trabalhos encontrados na literatura com o presente estudo	52
TABELA 4.3	Comparação do número de imagens de diferentes trabalhos encontrados na literatura com o presente estudo	53
TABELA 4.4	Comparação dos valores do tempo total de exposição com diferentes trabalhos na literatura	56
TABELA 4.5	Comparação dos resultados obtidos para o PKA fluoro e de subtração no presente trabalho e outros autores, dados em unidades de µGy.m^2	58
TABELA 4.6	Comparação dos resultados obtidos para o kerma fluoro e de subtração no presente trabalho e de outros autores	60
TABELA 4.7	Resumo dos valores dos parâmetros medidos ou calculados nas projeções mais frequentes identificadas a partir dos 39 procedimentos estudados neste trabalho	66
TABELA 4.8	Resultados da ANOVA	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al	Alumínio
ANOVA	Análise de Variância
AP	Anteroposterior
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAU	Caudal
CCD	*Charged Coupled Device*
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CRAN	Cranial
Cu	Cobre
DP	Desvio Padrão
D	Dose absorvida
λ	Comprimento de Onda
ϕ	Fluência
ψ	Fluência de Energia
Gy	Gray
IEC	*International Electrotechnical Commission*
IRaD	Interventional Radiology Database
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
K	Kerma
K_{col}	Kerma de colisão
K_{rad}	Kerma de radiação
K_{ss}	Kerma de subtração por série
K_{st}	Kerma de subtração total
K_{ft}	Kerma fluoro
$K_{a,r}$	Kerma no ponto de referência de entrada no paciente
$K_{(f+s)}$	Kerma total (fluoro + subtração)
NCRP	*National Council on Radiation Protection and Measurements*
OAD	Oblíqua Anterior Direita
OAE	Oblíqua Anterior Esquerda
PKA	Produto kerma-área
PKA_{ft}	Produto kerma-área de fluoro total
PKA_{ss}	Produto kerma-área de subtração por série

PKA_{st}	Produto kerma-área de subtração total
$PKA_{(f+s)}$	Produto kerma-área total (fluoro + subtração)
p/s	Pulsos por segundo
Q	Exposição
RDC	Resolução de Diretoria Colegiada
RM	Ressonância Magnética
SI	Sistema Internacional de unidades
TC	Tomografia Computadorizada
TFT	*Thin Flat panel Transistor*
TOCE	Quimioembolização Oleosa Transarterial
Z	Número Atômico

SUMÁRIO

		Pág.
	RESUMO	vii
	SUMÁRIO	xiii
	LISTA DE FIGURAS	viii
	LISTA DE TABELAS	x
	LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
1	**INTRODUÇÃO .....**	**1**
1.1	Objetivos	3
2	**FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....**	**4**
2.1	A Neurorradiologia Intervencionista	4
2.1.1	Angiografia	5
2.1.2	Embolização de vasos cerebrais	6
2.2	Interação da radiação com a matéria	6
2.2.1	Efeito Compton	6
2.2.2	Efeito Fotoelétrico	7
2.2.3	Produção de pares	8
2.2.4	Espalhamento *Rayleigh*	8
2.2.5	Interações radiativas: *bremsstrahlung*	8
2.3	Fluoroscopia	9
2.3.1	Intensificador de imagem	12
2.3.2	Detector de painel plano	14
2.3.3	Geometria espacial do arco em C	18
2.4	Grandezas relevantes para o presente trabalho	22
2.4.1	Grandezas básicas	22
2.4.1.1	Fluência e fluência de energia	22
2.4.1.2	Kerma	23
2.4.1.3	Exposição	25
2.4.1.4	Dose absorvida	26
2.4.2	Grandezas relacionadas à exposição do paciente em fluoroscopia	27
2.4.2.1	Produto kerma-área (PKA)	28
2.4.2.2	Kerma no ponto de referência de entrada no paciente ($K_{a,r}$)	28

2.5 Revisão bibliográfica de trabalhos publicados …..... 31
3 MATERIAIS E MÉTODOS 36
3.1 Contexto geral sobre o local e a coleta de dados 36
3.2 Descrição do equipamento fluoroscópico 37
3.3 Tamanho e características da amostra de pacientes 39
3.4 Análise dos dados 39
3.4.1 Abordagem dos parâmetros totais da amostra 41
3.4.2 Análise da contribuição dosimétrica das séries adquiridas no modo subtração para as distintas projeções 41
3.5 Projeções 42
3.6 Kerma/imagem 47
3.7 Uma análise estatística dos resultados 48
3.8 Estudo do efeito da inserção automática de filtros de alumínio e cobre na dose ao paciente 50
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 51
4.1 Análise dos parâmetros totais da amostra 51
4.1.1 Número de séries e de imagens 52
4.1.2 Tempo 54
4.1.3 Produto kerma-área (PKA) 56
4.1.4 Kerma no ar no ponto de referência de entrada no paciente (kerma) 59
4.2 Análise da contribuição dosimétrica das séries adquiridas no modo subtração para as distintas projeções 61
4.2.1 Análise do kerma/imagem para as diferentes projeções 63
4.2.2 Uma análise estatística dos resultados 68
4.3 Efeito da inserção automática de filtros de alumínio e cobre na dose ao paciente 74
5 CONCLUSÕES 79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 82

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A Radiologia Intervencionista pode ser definida como procedimentos que compreendem intervenções diagnósticas e terapêuticas guiadas por acesso percutâneo ou outros, normalmente realizadas sob anestesia local e/ou sedação, usando a imagem fluoroscópica para localizar a lesão ou local de tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia. Dentre suas vantagens, as principais são: evitar cirurgias de maior risco, diminuindo assim os cortes cirúrgicos e reduzindo a probabilidade de infecção, redução do tempo de internação, diminuindo dessa forma os custos hospitalares. [1,2]

A Radiologia Intervencionista tem um papel preponderante em neurologia. A neurorradiologia é uma subespecialidade da radiologia que é especialmente dedicada ao diagnóstico ou tratamento de possíveis anormalidades presentes no cérebro, medula espinhal e cabeça e pescoço. 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 geralmente femoral, radial ou braquial. Através destas técnicas podem-se diagnosticar diversas doenças, tais como derrames, disfunções neurológicas, aneurismas, doença de Alzheimer, entre outras [3, 4].

A angiografia por subtração digital é um método de diagnóstico, padrão ouro em avaliações de aneurismas, que também estuda outras doenças como tumores, AVC e malformações [5]. Consiste na obtenção de uma sequência de imagens dos vasos sanguíneos antes (máscara) e outra sequência depois que um meio de contraste radiopaco é injetado. Em seguida, uma sequência de imagens é subtraída da outra computacionalmente. Assim, eliminam-se as imagens de estruturas diferentes das artérias. Isto permite que os vasos sanguíneos fiquem em evidência, possibilitando assim um diagnóstico eficiente [6, 7]. O procedimento compreende imagens obtidas em tempo real e imagens

obtidas por subtração, sendo que estas últimas ficam gravadas na memória do equipamento de raios X.

Apesar de suas grandes vantagens, a radiologia intervencionista é uma das aplicações dos raios X que proporcionam maiores doses aos pacientes, podendo ocasionar, em alguns casos, lesões radioinduzidas [8, 1, 9]. Estes efeitos são devidos aos longos tempos de exposição empregados, às altas taxas de dose, a um alto número de imagens de subtração digital adquiridas, assim como ao uso dos colimadores e filtros de forma inadequada, entre outros fatores. [2]

O grupo de pesquisa “Indicadores de Qualidade e Doses em Diagnóstico por Imagem”, da Divisão de Física Médica do IRD/CNEN [10] desenvolve a linha de pesquisa “Otimização, qualidade de imagem e dose em fluoroscopia e sistemas digitais”. A partir da atuação deste Grupo em serviços de radiologia intervencionista, o banco de dados IRaD (Interventional Radiology Database) foi criado para armazenar o volume de informação coletada sobre procedimentos intervencionistas em cardiologia e neurorradiologia. Dentre as informações, constam dados referentes ao procedimento (tipo, tempo total de irradiação, projeções do arco em C, técnicas radiográficas, etc), ao paciente e ao profissional. Uma inspeção minuciosa dos dados armazenados no IRaD pode oferecer informações sobre a influência dos diferentes parâmetros na exposição do paciente, assim como identificar possíveis casos de exposições elevadas, entre muitas outras aplicações.

Por outro lado, assim como em diversas recomendações internacionais [11, 12, 13, 8], no Brasil, a RDC 611/2022 [14] estabelece que “todos os procedimentos realizados em serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista devem observar os princípios da justificação, da otimização, da limitação da dose e da prevenção de acidentes, de modo a garantir que a exposição do paciente aos riscos inerentes de cada tecnologia seja a mínima necessária para garantir a segurança do paciente e a qualidade esperada das imagens e procedimentos”. Além do mais, determina a implementação de programas de garantia da qualidade, assim como a otimização das exposições médicas ao valor mínimo necessário à obtenção do objetivo radiológico, devendo-se considerar os níveis de referência de diagnóstico.

Diante deste panorama, torna-se indispensável a análise das doses de pacientes, a compreensão do funcionamento dos equipamentos fluoroscópicos e o mantenimento de um programa de controle de qualidade adequado, objetivando a otimização dos procedimentos.

1.1. Objetivos

- Estudar a frequência de ocorrência das diversas incidências radiológicas realizadas durante procedimentos de arteriografia cerebral nas diferentes faixas de exposição à radiação do paciente em um centro de referência em neurorradiologia; a partir dos dados armazenados no Banco de Dados IRaD.
- Avaliar a influência dos parâmetros número de séries, número de imagens e tempo total na exposição do paciente mediante os indicadores de dose produto kerma-área (PKA) e kerma no ponto de referência de entrada no paciente ($K_{a,r}$). Identificar valores típicos destes parâmetros;
- Avaliar a contribuição do kerma decorrente das etapas de cine/subtração para a exposição total do paciente em função das diferentes incidências do equipamento;
- Investigar o parâmetro kerma/imagem nas diferentes projeções mais utilizadas pelos profissionais;
- Analisar a contribuição da filtração adicional de cobre e alumínio no valor do kerma/imagem, buscando entender também a influência das projeções nesta etapa.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A Neurorradiologia Intervencionista

A neurorradiologia é uma subespecialidade da radiologia que é especialmente dedicada ao diagnóstico de possíveis anormalidades presentes no cérebro, medula espinhal e cabeça e pescoço. Através de técnicas minimamente invasivas, pode-se diagnosticar diversas doenças, tais como derrames, disfunções neurológicas, aneurismas, doença de Alzheimer, entre outras. A neurorradiologia pode ser dividida em 2 grandes áreas: diagnóstica e terapêutica. [3]

Na neurorradiologia diagnóstica são utilizadas tecnologias como a radiologia intervencionista, a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM) para o diagnóstico, as quais analisam se o paciente necessita de uma futura intervenção. [15]

Em certos procedimentos se faz necessário o uso de substâncias chamadas meios de contraste. Os meios de contraste radiopacos são substâncias de alta densidade física, que se utilizam para ajudar a delinear as bordas entre tecidos com radiodensidade similar e assim facilitar a identificação de lesões ou patologias. A maioria dos meios de contraste tem como base o iodo e o bário.

Na neurorradiologia intervencionista são utilizadas técnicas minimamente invasivas que buscam o tratamento de patologias, empregando o uso de cateteres, raios X, ultrassom e tomografia computadorizada como guia. Essa técnica guiada por imagem reduz a necessidade de cirurgias abertas, reduzindo assim, dessa forma, os riscos, tempo de recuperação e de internação. [16] Neste campo da neurorradiologia, o fármaco mais utilizado é o iodo, realizando a injeção do contraste (usualmente por acesso femoral) por meio de cateteres, sendo assim possível analisar o movimento do contraste nas veias ou artérias e, deste modo, realizar o diagnóstico. Equipamentos fluoroscópicos também permitem a gravação de certas etapas do exame que o

profissional achar pertinente, para serem revisadas após a realização do exame para estudo, ajudando no diagnóstico e documentação do procedimento. Contudo, o uso de fluoroscopia associada à gravação de imagens pode resultar em altas doses de radiação, logo deve ser utilizado somente quando necessário.

2.1.1. Angiografia

É um método minimamente invasivo que é indicado quando for necessário analisar os vasos cerebrais. Este exame é padrão ouro em avaliações de aneurismas, onde é inserido um cateter, geralmente por via femoral, injetando contraste a fim de verificar alguma possível anormalidade nas paredes dos vasos. Este exame também estuda outras doenças como tumores, AVC, malformações e aneurismas. [5]

A angiografia fornece imagens detalhadas dos vasos sanguíneos, comumente os vasos do coração, pulmões, cérebro ou pernas. Pode fornecer imagens fixas ou vídeos (denominado cineangiografia). Injeta-se contraste intravenoso por meio de um cateter inserido em um vaso sanguíneo que se conecta com o vaso a ser examinado. Pode-se usar um anestésico local ou um sedativo. [17]

- Angiografia por subtração digital (cine)

A angiografia por subtração digital é uma técnica na qual é realizada uma sequência de imagens dos vasos sanguíneos antes (máscara) e outra sequência depois que um meio de contraste radiopaco é injetado. Em seguida, uma sequência de imagens é subtraída da outra computacionalmente. Assim, eliminam-se as imagens de estruturas diferentes das artérias. Isto permite que os vasos sanguíneos fiquem em evidência, permitindo assim um diagnóstico eficiente. A Figura 2.1 mostra uma imagem das artérias do cérebro obtida por angiografia de subtração digital. [6,7]

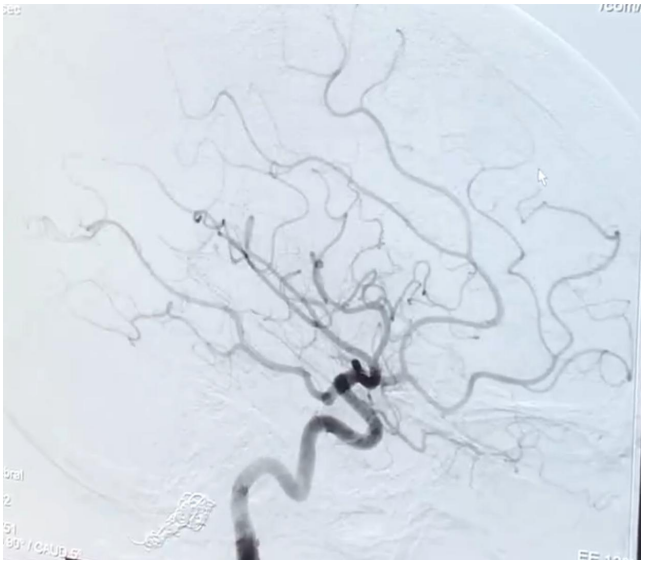


Figura 2.1: Imagem das artérias do cérebro obtida pela técnica cine com subtração digital [Fonte: Acervo dos autores].

2.1.2 Embolização de vasos cerebrais

A embolização é a introdução proposital de material estranho para que obstrua os vasos de fluxo em uma área. [18]. Os materiais que podem ser utilizados são molas de platina, *stent* ou balão de remodelagem. Esta técnica é muito utilizada em casos de aneurismas, em que é feita a oclusão de um vaso sanguíneo, impedindo assim que ele se rompa. [19]

2.2 Interação da radiação com a matéria

A interação da radiação com a matéria pode acontecer por meio do efeito Compton, do efeito fotoelétrico, da produção de pares, do espalhamento Rayleigh (ou coerente) e de interações nucleares. Dentre eles, os mais relevantes na faixa de energias da radiação X utilizada na radiologia intervencionista (na ordem de 50 a 150 keV) são os efeitos Compton e fotoelétrico.

2.2.1 Efeito Compton

O efeito Compton consiste na interação de um fóton incidente de raios X ou gama, cujo comprimento de onda é λ_1, com um elétron orbital de uma

camada mais externa, resultando na ejeção deste elétron. O fóton é espalhado com uma energia reduzida, com comprimento de onda λ_2.

O espalhamento Compton é um espalhamento inelástico, pois há uma perda de energia cinética. A Figura 2.2 ilustra este processo. [20]

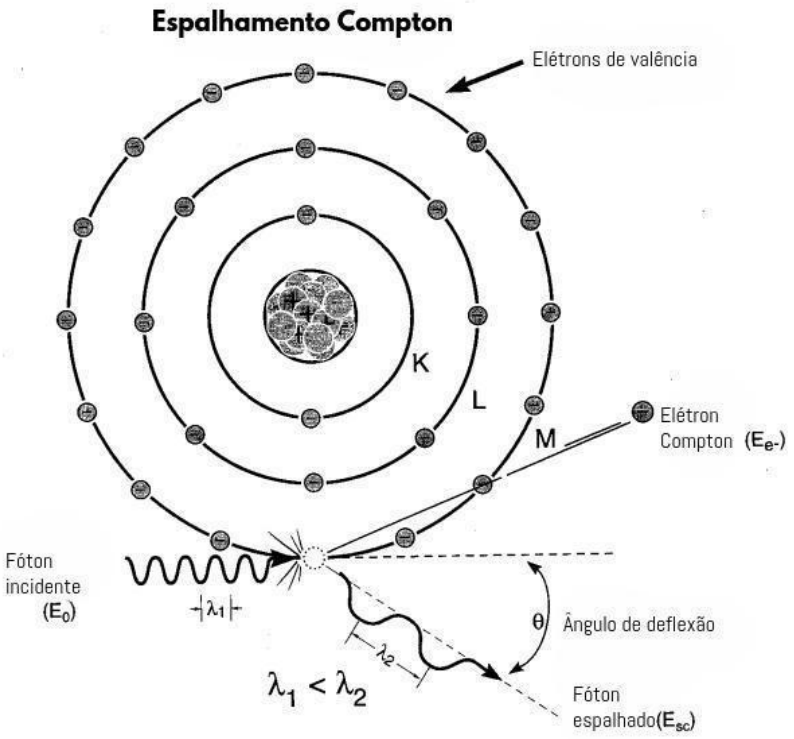


Figura 2.2: Representação esquemática do efeito Compton. [20]

2.2.2 Efeito fotoelétrico

No efeito fotoelétrico um fóton incidente colide com um elétron orbital, depositando toda sua energia. Posteriormente, este elétron é ejetado do átomo. Como resultado, é deixada uma vacância de elétrons na camada que ocorreu a ionização. Com isso, elétrons de camadas externas preencherão esta vacância, ocasionando a emissão de *raios X característicos*. Este processo de fluorescência ocorre com muita frequência em equipamentos de raios X, sendo a diferença de energia entre as camadas liberada principalmente por calor. [20]

2.2.3 Produção de pares

Neste caso, a interação de um raio X ou gama com o núcleo de um átomo resulta na emissão de um par elétron-pósitron, com energia de massa de repouso de 0,511 MeV cada um. Este processo só ocorre se a radiação incidente tiver uma energia mínima de 1,02 MeV. Caso o fóton incidente tenha uma energia maior que 1,02 MeV, o excesso de energia será usado em forma de energia cinética para o elétron-pósitron. [21]

2.2.4 Espalhamento Rayleigh

Neste espalhamento um fóton incidente com comprimento de onda λ_1 interage com o átomo, resultando na excitação total do átomo. O fóton espalhado possui comprimento de onda $\lambda_2 = \lambda_1$, ou seja, não há perda de energia cinética. Logo, este é um espalhamento elástico. [20]

2.2.5 Interações radiativas: bremsstrahlung

Quando um elétron chega perto o suficiente do núcleo do átomo, ele pode ser desviado de sua trajetória em função da interação coulombiana entre eles, perdendo energia cinética. Como resultado, é emitido raios X. [20]

Na Figura 2.3 a seguir está representado o espectro de raios X de elétrons de 100 keV em um alvo de tungstênio. A curva **A** ilustra o feixe não filtrado, as curvas **B**, **C** e **D** são os espectros filtrados com, respectivamente, 0,01 mm de tungstênio, 2 mm de alumínio e 0,15 mm de cobre + 3,9 mm de alumínio. As linhas K e L demonstram os raios X de fluorescência das camadas K e L. [21]

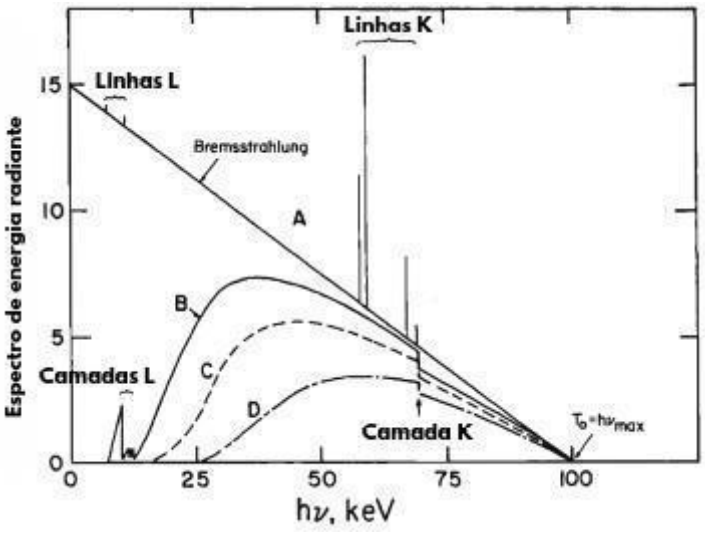


Figura 2.3: Espectro de raios X de elétrons de 100 keV em um alvo de tungstênio. [21]

2.3 Fluoroscopia

A fluoroscopia é uma técnica de imagem que permite obter imagens em tempo real para visualizar a dinâmica dos movimentos das estruturas internas do organismo, sendo muito útil para o diagnóstico e terapia de certas lesões e patologias. Em muitos casos como na radiologia intervencionista, o uso da fluoroscopia pode evitar a realização de procedimentos cirúrgicos convencionais.

Em fluoroscopia, a emissão da radiação pode ser de forma contínua ou pulsada. A fluoroscopia contínua é a forma mais básica de imagem fluoroscópica [6]. Na fluoroscopia contínua o tubo produz raios X constantemente, geralmente com correntes de 0,5 a 6 mA, com imagens capturadas por um display a cada 33ms. Contudo, podem ser citadas duas desvantagens desta técnica. A primeira é que não é preciso de uma taxa de 30 frames/s, entregando desse modo mais dose do que o necessário. A segunda desvantagem é que o tempo entre pulsos de radiação é de 33 ms, ocasionando em um borramento da imagem quando há um movimento do paciente dentro deste intervalo. [22]

Na fluoroscopia pulsada o tubo de raios X produz uma série de pequenos pulsos, em que a corrente do tubo é constantemente ligada e interrompida em uma taxa de pulso selecionada pelo operador, tipicamente a 4,

7,5, 15 e 30 pulsos por segundo. A duração de cada pulso se encontra na ordem de 5 a 15 ms, reduzindo assim o borramento da imagem devido ao movimento do paciente. Portanto, em procedimentos da fluoroscopia que necessitam ver a pulsação das veias ou movimentos cardíacos, a fluoroscopia pulsada oferece uma melhor qualidade de imagem [23]. A Figura 2.4 ilustra uma comparação entre os modos de fluoroscopia contínua e pulsada. [22]

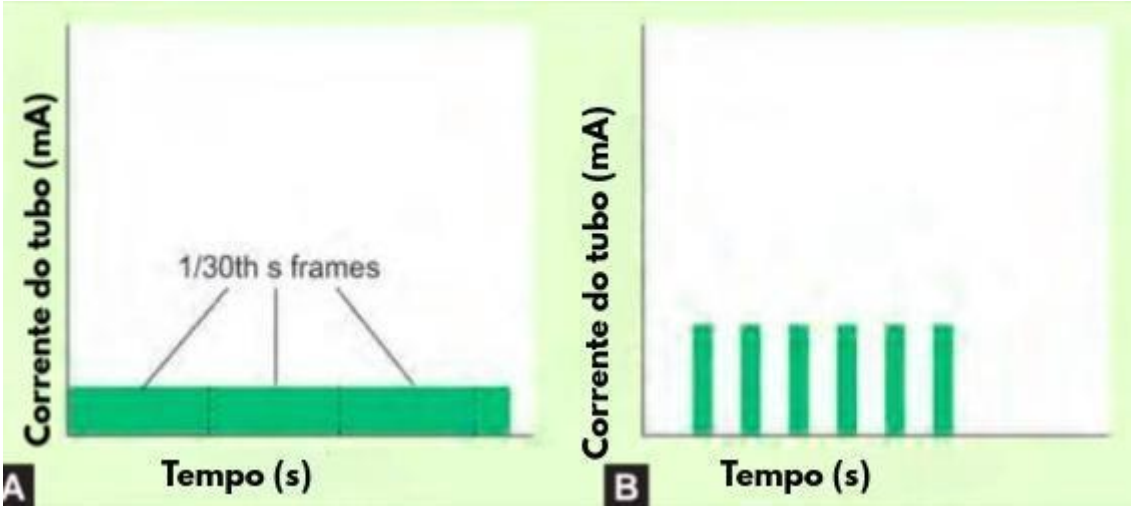


Figura 2.4: Comparação dos modos contínuo e pulsado da fluoroscopia. [22]

Os equipamentos modernos trabalham atualmente no modo pulsado; em procedimentos de arteriografia cerebral, por exemplo, normalmente é usada uma taxa de poucos pulsos por segundo (na faixa de 2 a 30 p/s). [6]

Um equipamento fluoroscópico tem uma configuração um pouco diferente de um aparelho convencional de raios X. A seguir, são descritos os componentes principais de um equipamento fluoroscópico (Figura 2.5).

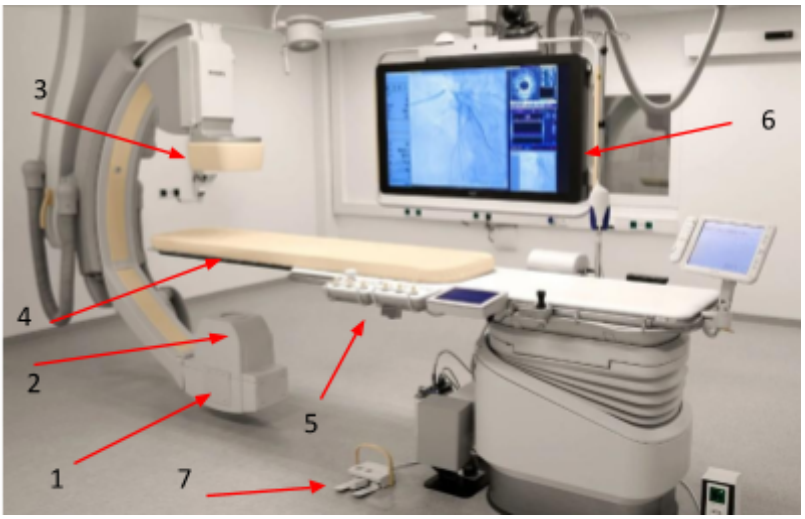


Figura 2.5: Equipamento fluoroscópico utilizado em radiologia intervencionista. [24]

1 - Tubo de raios X: Realiza a conversão da energia elétrica oriunda do gerador em feixes de raios X [25]. O tubo é acoplado ao receptor de imagem pelo arco em C e pode se movimentar nos três graus de liberdade de modo a adquirir a angulação adequada para visualização da região de interesse.

2 – Cabeçote contendo o sistema de colimação e filtros: As principais funções do cabeçote é reduzir a radiação de fuga, fornecer uma sustentação mecânica e conduzir o calor gerado para longe do alvo por meio de óleos refrigerantes. [18]

3 – Receptor de imagem: Tem como objetivo converter raios X em luz visível.

4 – Mesa: Para haver uma menor atenuação dos raios X e ao mesmo tempo fornecer uma maior resistência em casos de pacientes obesos, o material da mesa é feito de fibras de carbono. Este sistema também inclui o movimento da mesa, proporcionando aos profissionais uma maior mobilidade. [25]

5 – Painel de comandos: Permite que o técnico realize o ajuste da tensão e a corrente do tubo de raios X, o grau de magnificação, tempo de exposição, entre outras funções. [18]

6 – Monitores: São usados para visualizar a imagem de saída proveniente do intensificador de imagem. Em procedimentos intervencionistas ficam disponíveis 2 monitores, um deles para visualizar em tempo real a imagem fluoroscópica e o segundo para observar a última exposição realizada ou rever imagens gravadas em movimento.

7 – Pedal para acionar a emissão de radiação: Permite o acionamento e a interrupção do feixe de raios X, diminuindo assim a exposição do paciente à radiação. [18]

O principal componente que diferencia um equipamento radiográfico de um equipamento de fluoroscopia é o sistema receptor de imagem. A seguir será feita uma descrição deste componente que pode ser um intensificador de imagem ou um painel plano (digital).

2.3.1 Intensificador de imagem

A Figura 2.6 ilustra um intensificador de imagem típico, e seu processo de funcionamento será explicado a seguir.

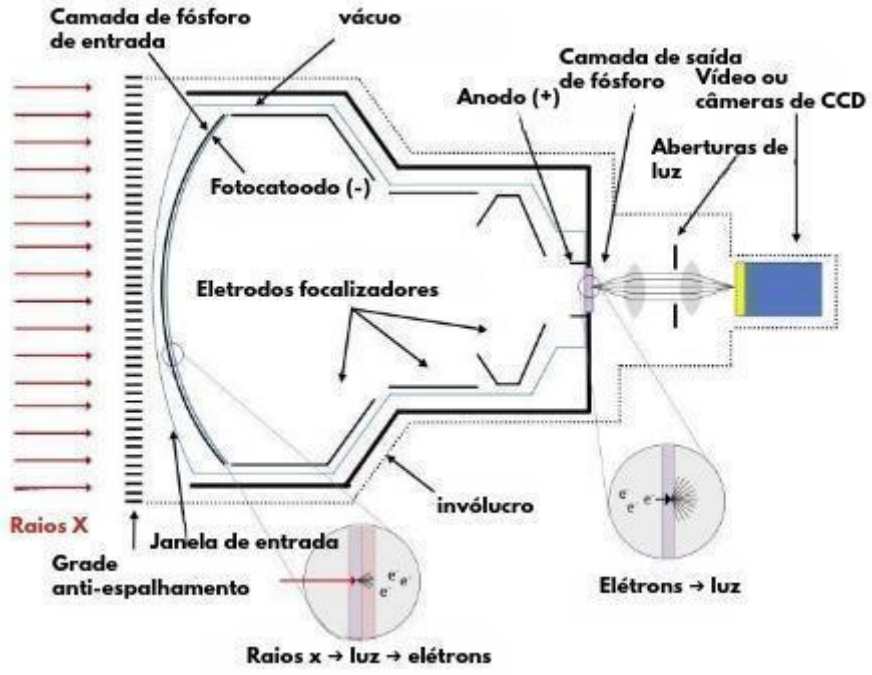


Figura 2.6: Esquema de funcionamento de um intensificador de imagem. [6]

Primeiramente os raios X atingem a grade anti-espalhamento, que tem a função de remover a radiação espalhada do feixe incidente, minimizando a degradação do contraste da imagem. Posteriormente os raios X atingem a camada de cintilação (fósforo de entrada), usualmente composta de iodeto de césio (CsI:Tl). Esta camada irá transformar os raios X em comprimentos de onda correspondentes aos da luz visível. Esse mecanismo de cintilação ocorre

da seguinte forma: Os elétrons da banda de valência, ao receberem energia suficiente da radiação, ocupam os níveis de energia presentes na banda proibida. Ao se desexcitarem e retornarem aos níveis de valência, os elétrons emitem a energia referente à diferença dos níveis, na forma de fótons.

Em seguida temos o fotocatodo, que irá converter a luz proveniente da camada de cintilação em elétrons por meio do efeito fotoelétrico. Esses elétrons são de alta energia e precisam ser direcionados ao anodo. Sendo assim, será aplicada uma diferença de potencial entre 25 e 30 keV que irá acelerar o feixe de elétrons em direção ao anodo carregado positivamente. Os eletrodos focalizadores estão carregados positivamente, ajudando a focalizar os elétrons em direção a tela de saída. O fato destes elétrons ganharem energia cinética e serem acelerados em direção à saída de fósforo é chamado de **ganho de fluxo ou ganho eletrônico**, representado pela razão entre o número de fótons de luz que saem na camada de saída de fósforo e o número de fótons de raios X que entram nesta camada.

A camada do fósforo de entrada é ajustável, o que permite que diferentes magnificações sejam utilizadas durante o exame. Usualmente, ela possui um diâmetro de 23 a 35 cm. Por outro lado, o diâmetro do fósforo de saída é da ordem de 2,5 cm.

Quando os elétrons atingem o fósforo de saída, são novamente convertidos em fótons de luz visível a aproximadamente 530 nm (correspondente a cor verde no espectro de emissão) por meio de um pó fino de fósforo cujas partículas variam de 1 a 2 μm, normalmente ZnCdS:Ag, porém o número de fótons presentes é em uma maior quantidade em comparação com o número inicial de fótons convertidos na camada de entrada de fósforo.

Esta diferença é chamada de **ganho de minificação**, que ocorre devido ao maior diâmetro da camada de entrada em relação a de saída. Este ganho pode ser descrito pela equação $\frac{diâmetro\ da\ entrada\ de\ fósforo^2}{diâmetro\ da\ saída\ de\ fósforo^2}$. O ganho de minificação diminui conforme a magnificação aumenta. Para cada elétron que atinge a camada de saída de fósforo são emitidos 1.000 fótons de luz. Em suma, o intensificador de imagem converte a baixa fluência dos fótons de raios

X incidentes que saem do paciente em uma alta fluência de fótons de luz visível.

Por fim, esta luz vai em direção a cabos de fibra óptica ou a câmeras de CCDs, que posteriormente irão para monitores, sendo possível assim visualizar as imagens obtidas. [6]

2.3.2 **Detector de painel plano** [26]

Os detectores de tela plana são amplamente usados em equipamentos fluoroscópicos. Os detectores de imagem tipo *flat panel* podem realizar a detecção de forma direta ou indireta.

- Sistema de detecção indireto[1]

A Figura 2.7 mostra um esquema de um painel plano, que consiste em um conjunto de detectores, em que cada um deles é composto por um fotocondutor, capacitor e *switch*. O fotocondutor é o elemento ativo dentro de cada detector e é sensível à luz. Assim, ao ser exposto à luz, os elétrons são liberados nesta região. O capacitor armazena a carga elétrica produzida pela exposição dos raios X, e o *thin film transistor* (ou *switch*) age abrindo e fechando a liberação da carga elétrica que sai de cada detector, produzindo assim a imagem digital.

[1] A referência utilizada neste tópico se encontra em [26].

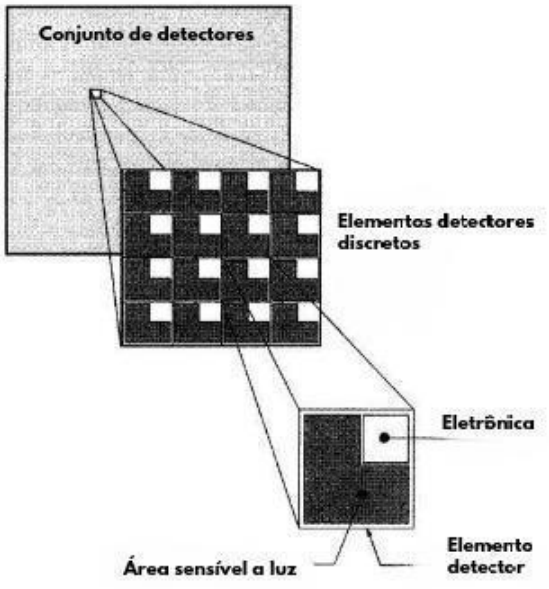


Figura 2.7: Esquema de um detector de painel plano [26].

Cada elemento detector pode ser subdividido em 3 camadas principais: tela intensificadora (ou cintilador), *thin flat panel transistor* (TFT) e substrato de vidro, como visto na Figura 2.8.

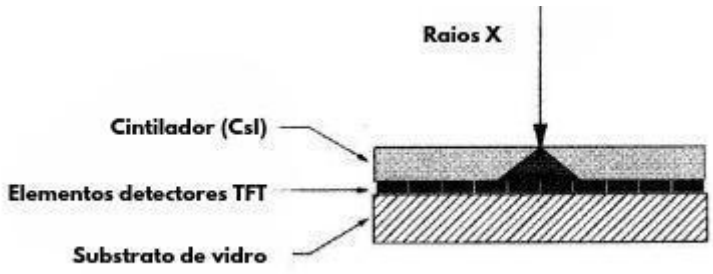


Figura 2.8: Seção transversal de um sistema *flat panel* de detecção indireta [26].

O sistema indireto consiste na conversão de raios X para fótons de luz visível, cujo comprimento de onda é visível na detecção pelo *flat panel*. Esta conversão é feita por meio da tela intensificadora, usualmente composta por Iodeto de Césio (CsI) ou Sulfeto de Dióxido de Digadolínio (Gd_2O_2S).

Uma vez que os fótons de luz incidem na camada de TFT, esta camada irá fazer a conversão dos fótons em cargas elétricas por meio do efeito fotoelétrico. Para que essa conversão seja possível de ocorrer, é necessário

que os fotodiodos sejam compostos por um material semicondutor chamado de silício amorfo hidrogenado (a-Si:H), os quais são postos em uma fina camada de substrato de vidro, com aproximadamente 0,7 mm de espessura.

O processo de leitura ocorre como explicado a seguir: Ao ser aplicada uma tensão negativa, todas as chaves do transistor do flat panel serão desligadas, fazendo com que a carga acumulada nele permaneça armazenada no capacitor. Por outro lado, quando aplicada uma tensão positiva, esta tensão é aplicada sequencialmente em cada linha de porta, resultando na abertura dos interruptores (presentes no multiplexador). O multiplexador tem como função realizar a conexão entre os fios verticais e o digitalizador por meio dos interruptores neles contidos. Portanto, o multiplexador assegura a leitura de todos os detectores. Em suma, é possível perceber que o processo de leitura de um flat panel com um sistema de detecção indireto ocorre inicialmente por meio da leitura da carga armazenada no capacitor, digitalizada, armazenada, permitindo assim a formação da imagem digital.

A habilidade de cada detector de produzir uma alta resolução espacial radiográfica é designada pela área sensível à luz dentro de cada detector. A razão entre a área sensível à luz e a área total do detector é conhecido como *fill factor* (fator de preenchimento). Existe uma relação direta entre o fator de preenchimento e a resolução espacial à medida que a área ativa aumenta. Portanto, a eficiência da captação da luz depende do quão grande é a área sensível à luz dentro de cada detector. A Figura 2.9 ilustra este processo.

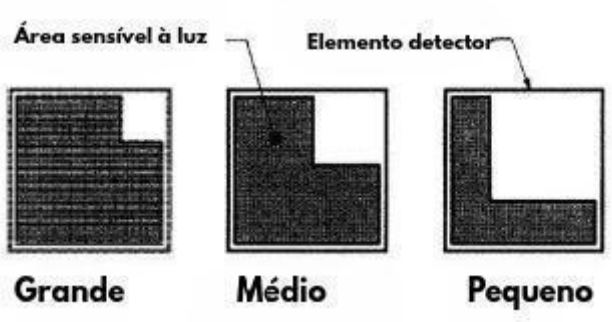


Figura 2.9: Esquema de um elemento detector demonstrando o fator de preenchimento. [26]

O fator de preenchimento é dado por $fator\ de\ preenchimento = \frac{área\ sensível\ à\ luz}{área\ total\ do\ detector}$. O ideal seria ter um fator de

preenchimento com um alto valor, pois os fótons de luz que não foram detectados na tela intensificadora não contribuem para a imagem. Por outro lado, para o caso em que o fator de preenchimento é baixo, vários fótons de luz não serão detectados, resultando assim numa imagem com baixa resolução.

Outra modalidade de detectores digitais por detecção indireta são os chamados dispositivos de carga acoplada (*charged coupled device*, CCD). Equipamentos fluoroscópicos modernos não mais empregam estes tipos de detectores. Portanto, não serão descritos neste trabalho.

- Sistema direto

O sistema de radiografia por conversão direta ou sistema de não-cintilação é composto por um fotocondutor e um TFT, em que o fotocondutor pode ser HgI_2 (iodeto de mercúrio), CdTe (telureto de cádmio) ou de PbO (óxido de chumbo). Contudo, para uso prático é utilizado o selênio amorfo. A Figura 2.10 mostra um sistema *flat panel* de detecção direta. [27]

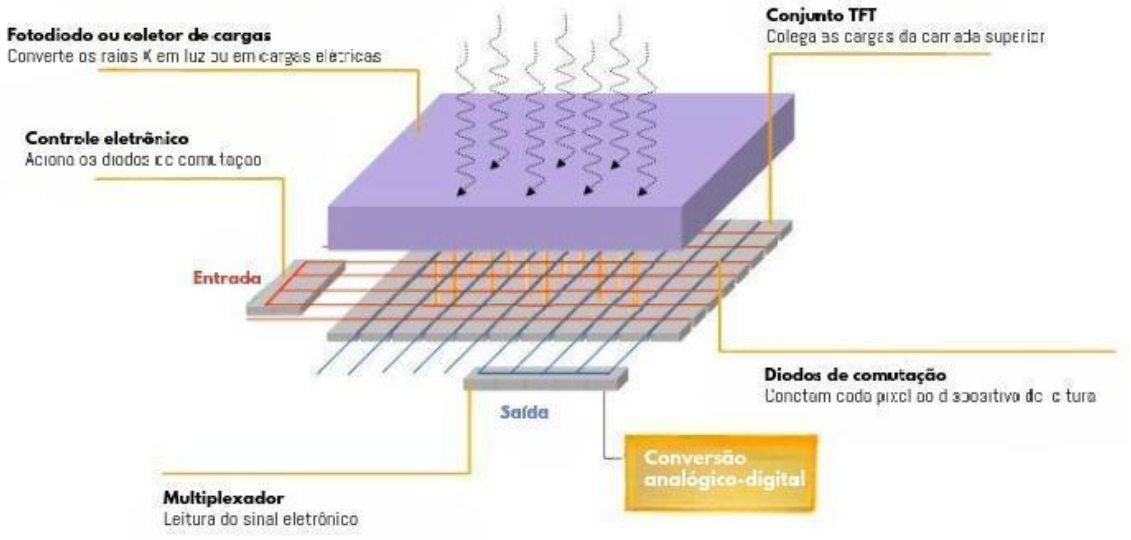


Figura 2.10: Estrutura de um *flat panel*. [28]

Neste sistema o fotocondutor é atingido pelos raios X, resultando na produção de cargas elétricas (efeito fotoelétrico). Mais especificamente, uma alta tensão

negativa é aplicada na superfície superior do eletrodo. Por este motivo, os elementos dos detectores permanecem carregados positivamente. Quando os raios X incidem nos fotocondutores, isto tem como resultado a liberação dos elétrons do átomo de selênio, nos quais são direcionados por meio de um campo elétrico e captados pelos elementos dos detectores. Com isso, ocorre o processo de leitura. Este processo neste sistema é o mesmo que ocorre no sistema indireto explicado anteriormente. [26]

Comparando os sistemas direto e indireto percebe-se que, devido ao fato de no sistema direto haver um menor número de estágios de conversão que no sistema indireto, há uma maior eficiência na conversão dos raios X no primeiro sistema, atingindo assim uma maior resolução espacial. [27]

2.3.3 Geometria espacial do arco em C [2]

Uma particularidade do arco em C é a possibilidade de realizar projeções (angulações e rotações), com a finalidade de localizar determinadas estruturas ou lesões nas artérias coronárias que não são facilmente visíveis em uma única projeção.

As diversas configurações de rotação e angulação do arco em C são realizadas, tendo como referência o isocentro do aparelho de fluoroscopia, conhecido como "*centro de giro*", cuja localização geométrica está apresentada na Figura 2.11.

[2] A referência utilizada neste tópico se encontra em [29].

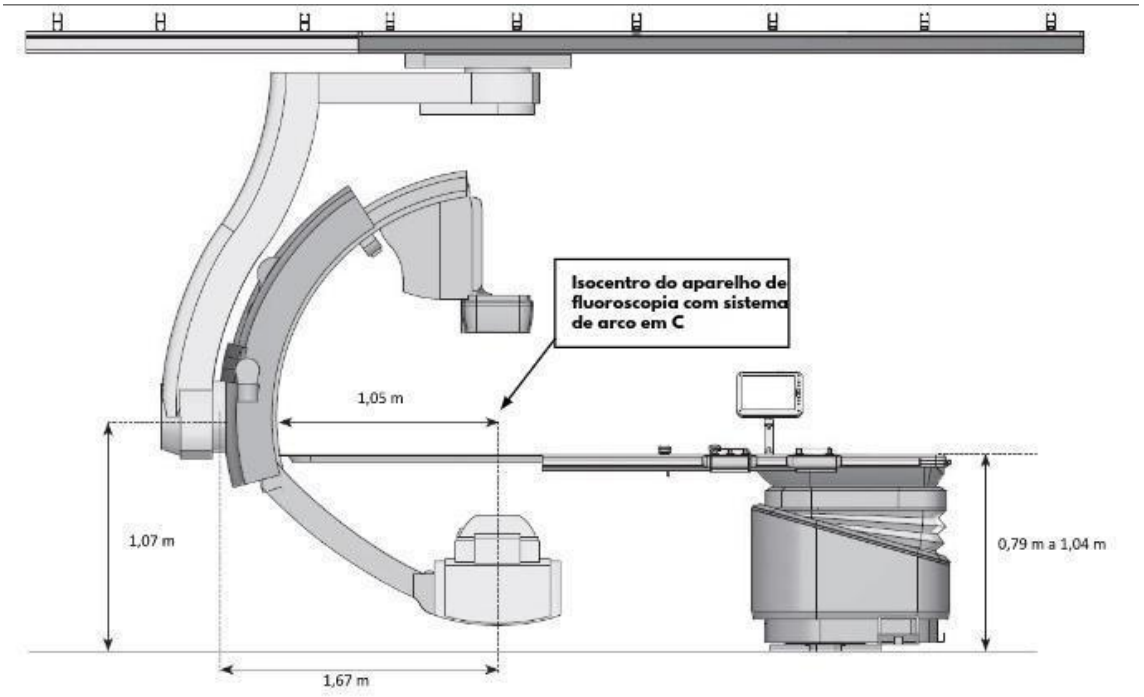


Figura 2.11: Isocentro de um aparelho de fluoroscopia (adaptada de PHILIPS, *Philips Allura Xper FD10 system specifications*, K.P.E. N.V., Editor. *Philips Healthcare*: Netherlands. 2010).

A localização espacial do tubo de raios X e do detector *flat panel* em relação ao paciente durante um procedimento é descrita pelos planos formados por dois ângulos: sagital (ângulos caudais e craniais) e transversal (ângulos oblíquos anterior direito e esquerdo). O plano sagital inclui o eixo do comprimento do paciente e o plano transversal é perpendicular ao eixo do comprimento do paciente, vide Figura 2.12.

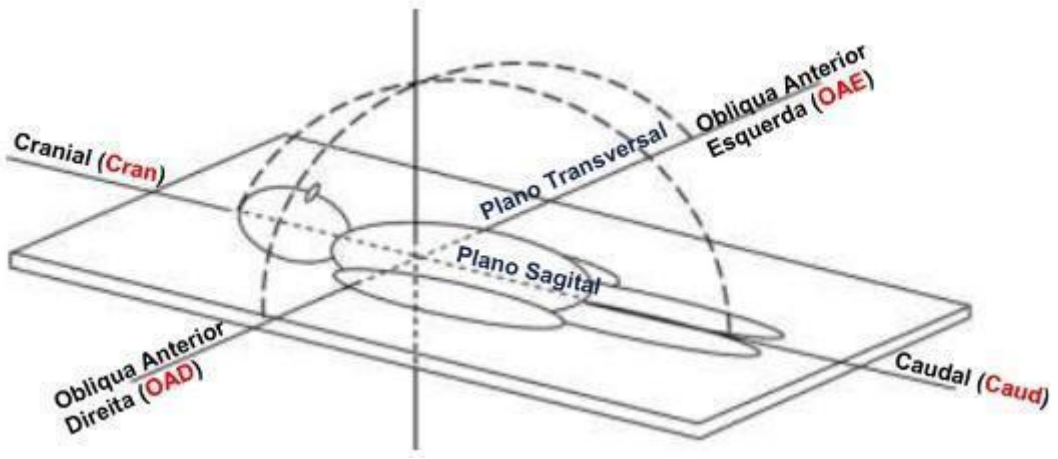


Figura 2.12: Possíveis geometrias em um procedimento de cardiologia intervencionista.

O *software* integrado ao sistema eletrônico do aparelho fluoroscópico fornece os ângulos, sagital e transversal, de cada projeção. Dessa forma é possível conhecer a localização espacial do detector *flat panel*. No entanto, após a realização do procedimento, o sistema disponibilizará as projeções apenas para o modo cine.

Ressalta-se ainda que o sistema de referência para as projeções está sempre fixado em relação ao isocentro. A rotação do detector tanto para a direita quanto para a esquerda, no plano transversal é conhecida, respectivamente, por oblíqua anterior direita (OAD) e oblíqua anterior esquerda (OAE). Já a angulação do detector no plano sagital em direção à cabeça ou aos pés do paciente é denominada, respectivamente, cranial (Cran) e caudal (Caud), vide Figura 2.12. Observa-se que a projeção OAD 0° - Cran 0° recebe o nome especial de anteroposterior (AP). Na Figura 2.13 estão as representações das projeções do arco em C em um aparelho de fluoroscopia.

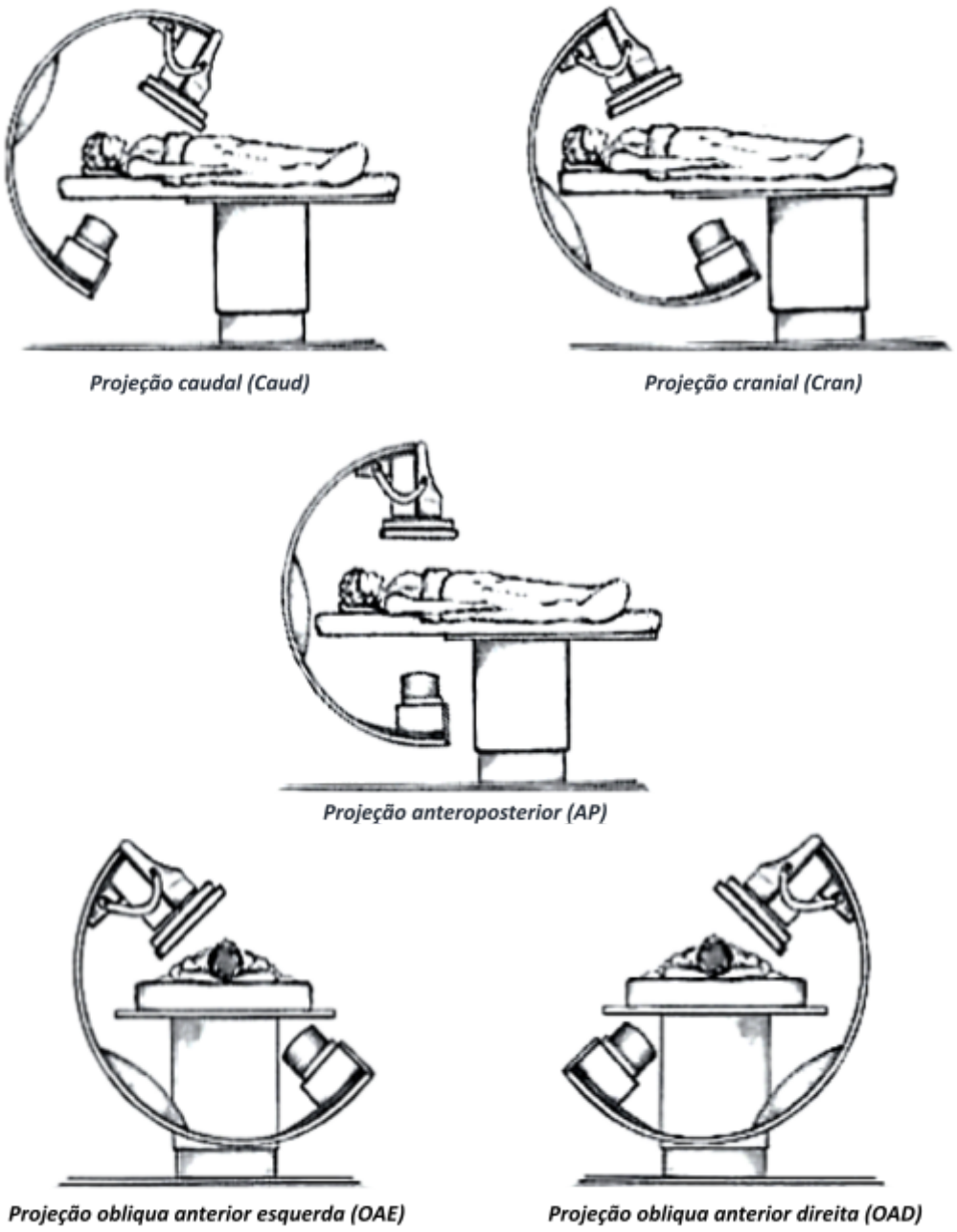


Figura 2.13: Projeções do arco em C em um aparelho de fluoroscopia [30].

Na Figura 2.14 estão apresentadas algumas combinações de rotação e angulação em projeções intervencionistas. Em destaque apresentam-se os ângulos das projeções tendo como referência o deslocamento do detector *flat panel* em relação ao eixo perpendicular à linha que passa pelo isocentro do arco em C.

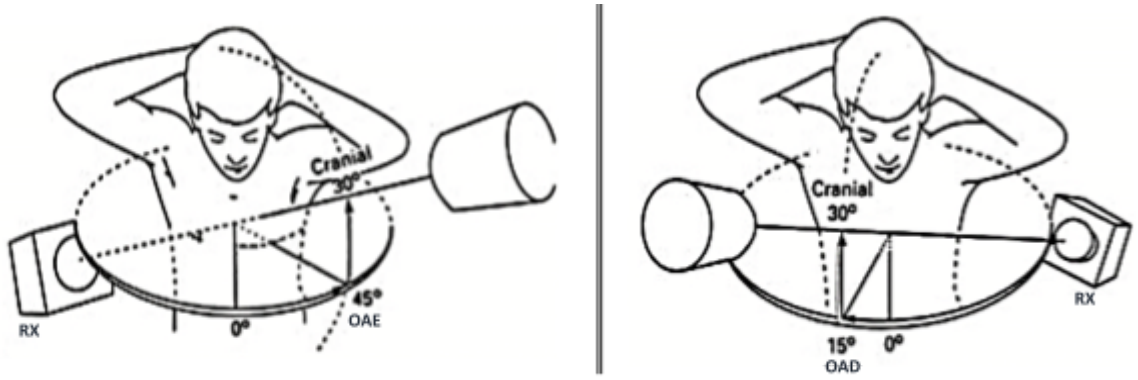


Figura 2.14: Projeções angiográficas combinando rotação e angulação do arco em C [30].

2.4 Grandezas relevantes para o presente trabalho

As principais grandezas não estocásticas utilizadas na interação da radiação com a matéria são: fluência, fluência de energia, kerma, exposição e dose absorvida. Estas grandezas são de suma importância em medicina, uma vez que permitem quantificar aspectos relacionados à proteção radiológica dos profissionais e pacientes.

2.4.1 Grandezas básicas

2.4.1.1 Fluência e fluência de energia

A *fluência* representa o número de partículas/fótons que atravessam uma esfera, e pode ser expressada por meio da Equação 2.1:

$$\phi = \frac{dN}{dA} \qquad \text{[Eq. 2.1]}$$

Onde $dN =$ valor esperado do número de partículas infinitesimais que atingem uma esfera dA, $dA =$ esfera A de área infinitesimal. Esta é uma grandeza não estocástica, e sua unidade é m^{-2} ou cm^{-2}. [31]

A *fluência de energia* pode ser definida como a energia transportada pelos fótons em um feixe de raios X. Este conceito pode ser expressado por meio da Equação 2.2. [23]

$$\psi = \frac{dE}{dA} \qquad \text{[Eq. 2.2]}$$

Onde $dE =$ energia radiante incidente infinitesimal das partículas que atingem a esfera dA, $dA =$ esfera A de área infinitesimal. Esta também é uma grandeza não estocástica e sua unidade se expressa em J/m^2. [32]

2.4.1.2 Kerma

O *kerma* pode ser definido como a energia cinética entregue por unidade de massa, ou seja, a energia média transferida na primeira interação dos nêutrons ou fótons para partículas carregadas no meio, e é definido para radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons). O kerma pode ser representado pela Equação 2.3.

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \qquad \text{[Eq. 2.3]}$$

Onde $d\varepsilon_{tr}$ é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas não carregadas em uma massa dm de material. Sua unidade é dada em gray (Gy) e, no SI, J/kg. [32]

Para um feixe de fótons monoenergético, o kerma total também pode ser relacionado em termos do coeficiente de transferência de energia, como visto na Equação 2.4.

$$K = \psi\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{E,Z} \qquad \text{[Eq. 2.4]}$$

Onde $\frac{\mu_{tr}}{\rho} =$ coeficiente de transferência de energia de massa, para partículas não carregadas de energia E em um dado material de número atômico Z. Sua unidade é $m^2 kg^{-1}$ ou $cm^2 g^{-1}$. [33]

O kerma total é constituído pela soma do kerma de colisão e o kerma de radiação.

- Kerma de colisão (K_{col})

É uma parte do kerma que é transferida para partículas carregadas secundárias, as quais perderão suas energias cinética por colisões. Este processo resulta na excitação e na ionização dos átomos do meio. O kerma de colisão por ser obtido pela Equação 2.5. [31]

$$K_{col} = \frac{d\varepsilon_{tr}^{net}}{dm} \qquad \text{[Eq. 2.5]}$$

Onde $d\varepsilon_{tr}^{net} =$ valor esperado da energia líquida transferida em um volume infinitesimal dv de massa dm. [33]

Para feixe de *fótons*, o kerma de colisão é dado pela Equação 2.6.

$$K_{col} = \psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,Z} \qquad \text{[Eq. 2.6]}$$

Onde $\frac{\mu_{en}}{\rho} =$ coeficiente de absorção de energia de massa, para partículas não carregadas de energia E em um dado material de número atômico Z. Sua unidade é $m^2 kg^{-1}$ ou $cm^2 g^{-1}$.

A relação entre o kerma de colisão e o kerma total pode ser vista por meio da Equação 2.7 (também para feixe de fótons)

$$K_{col} = K(1 - g) \qquad \text{[Eq. 2.7]}$$

Onde $g =$ fração da energia transferida para o elétron, na qual é perdida através de processos radiativos.

- Kerma de radiação (K_{rad})

O *kerma de radiação* pode ser entendido como a produção de fótons de *bremsstrahlung*, ou seja, é a energia transferida aos fótons por interações radiativas. O kerma radiativo não deposita a energia no meio porque a energia produzida é levada para longe da região de interesse. O kerma de radiação é dado pela diferença das duas componentes do kerma, o kerma total e o kerma de colisão, como visto na Equação 2.8.

$$K_{rad} = K - K_{col} \qquad \text{[Eq. 2.8]}$$

2.4.1.3 Exposição

A *exposição* reflete a carga (Q) gerada por ionizações num volume de ar de massa m. A exposição é uma grandeza não estocástica, e é definida apenas para raios X e gama, e é dada por meio da Equação 2.9.

$$X = \frac{dQ}{dm} \qquad \text{[Eq. 2.9]}$$

Onde $Q =$ valor absoluto da carga total dos íons produzidos no ar quando todos os elétrons e pósitrons liberados ou criados por fótons numa massa de ar dm são completamente parados no ar. Sua unidade é o Röntgen (R) e, no SI, C/kg. [32]. É importante salientar que ionizações originadas de absorções de bremsstrahlung emitido por elétrons não são incluídas em dQ.

A exposição pode ser relacionada ao kerma de colisão, como visto na Equação 2.10.

$$(K_{colisão})_{ar} = W_{ar}X = 33,97X \qquad \text{[Eq. 2.10]}$$

Onde W_{ar} = energia média gasta no ar para formar pares de íons.

A exposição é uma grandeza difícil de ser medida diretamente, pois o kerma de colisão também não pode ser medido facilmente. No entanto, o entendimento de algumas definições facilita sua medição, como o conceito de EPC (equilíbrio de partícula carregada). Se cada partícula carregada de um determinado tipo e energia que sai de um volume v for substituída por outra idêntica entrando, dizemos que existe equilíbrio de partícula carregada. Com isso, a exposição pode ser relacionada ao kerma de colisão, também definido para raios X e gama, por meio da Equação 2.11.

$$D_{ar} = (K_{colisão})_{ar} = X(\frac{W}{e})_{ar} \qquad \text{[Eq. 2.11]}$$

$$D_{ar} = (K_{colisão})_{ar} = 0,876X$$

2.4.1.4 Dose absorvida

A dose absorvida pode ser usada para quantificar a deposição de energia pela radiação ionizante. A dose absorvida pode ser dada pela Equação 2.12.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \qquad \text{[Eq. 2.12]}$$

Onde $d\bar{\varepsilon}$ é definido como a energia média transmitida para a matéria de massa dm. Sua unidade é dada em J/kg ou em Gy. [32]

Para melhor entendimento, será discutido a seguir o conceito de energia depositada. A energia depositada pode ser definida por meio da Equação 2.13.

$$\varepsilon = \left(R_{in}\right)_u - \left(R_{out}\right)_u + \left(R_{in}\right)_c - \left(R_{out}\right)_c + \sum Q \qquad \text{[Eq. 2.13]}$$

Onde $\left(R_{in}\right)_u$ = energia radiante de partículas não carregadas entrando no volume dv , ou seja, é a parcela de fótons ou nêutrons produzidos que entram no volume; $\left(R_{out}\right)_u$ = energia radiante de partículas não carregadas que saem do volume dv , ou seja, é a parcela de fótons ou nêutrons produzidos que saem do volume; $\left(R_{in}\right)_c$ = energia radiante de partículas carregadas entrando no volume dv; $\left(R_{out}\right)_c$ = energia radiante de partículas carregadas saindo do volume dv;$\sum Q$ = balanço de cargas/massa do núcleo.

2.4.2 Grandezas relacionadas à exposição do paciente em fluoroscopia

Os fluoroscópios intervencionistas podem fornecer doses de radiação muito elevadas. Portanto, o monitoramento da dose de radiação é essencial. A legislação atual no Brasil sobre proteção radiológica em radiodiagnóstico [14, 34] exige que os equipamentos informem o produto kerma-área (PKA) e o kerma no ponto de referência de entrada no paciente. O NCRP nº 168 usa o símbolo $K_{a,r}$ para esta grandeza [35]. Na norma brasileira a tolerância para a exibição do PKA e do $K_{a,r}$ no painel de comando é de ± 20%. Um físico médico qualificado pode realizar avaliações dos valores destes parâmetros, o impacto nos possíveis efeitos nos pacientes, assim com determinar a incerteza real em qualquer fluoroscópio específico. [36]. Estas duas grandezas para quantificação da exposição do paciente serão utilizadas no presente trabalho.

2.4.2.1 Produto kerma-área (PKA)

O PKA é a integral do kerma no ar livre no ar sobre a área A do feixe de raios X em um plano perpendicular ao eixo do feixe, que pode ser vista por meio da Equação 2.14. [32]

$$PKA = \int_A K_{a,r}(A)dA \qquad \text{[Eq. 2.14]}$$

Unidade: J/(kg/m^{-2}), ou Gy cm^2

Se o kerma no ar livre no ar for constante através da área A do feixe, temos (Equação 2.15):

$$PKA = \int_A K_{a,r}(A)dA = K_{ar}A \qquad \text{[Eq. 2.15]}$$

O PKA tem a útil propriedade de ser aproximadamente (quando a atenuação e dispersão do ar e a irradiação extra focal podem ser negligenciadas) invariante com a distância do ponto focal do tubo de raios X, desde que o plano de medição ou cálculo não esteja tão próximo do paciente ou fantoma para receber uma contribuição significativa da radiação retroespalhada. Normalmente, a posição do plano não precisa ser especificada. [32]. O PKA é útil para estimar o risco de um efeito estocástico (por exemplo, câncer). [36]

2.4.2.2 Kerma no ponto de referência de entrada no paciente ($K_{a,r}$)

É o kerma no ar total acumulado durante um procedimento em um ponto específico do espaço em relação ao gantry fluoroscópico (o ponto de referência intervencionista). A localização do ponto de referência para um fluoroscópio de arco em C isocêntrico é mostrada na Figura 2.15 [36]. Para um sistema isocêntrico, o ponto de referência está localizado a 15 cm do isocentro em

direção ao tubo de raios X. O ponto de referência se move com o gantry, não com o paciente, e é independente da altura da mesa. O $K_{a,r}$ não inclui o espalhamento do paciente e é expresso em Gy.

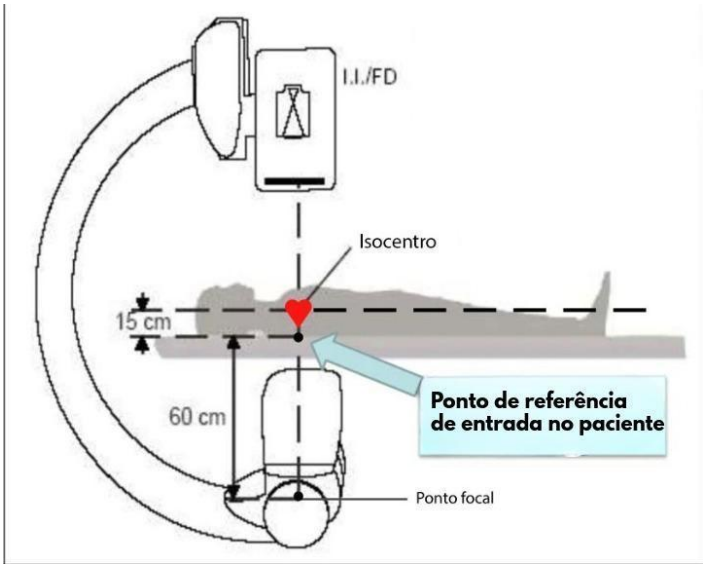


Figura 2.15: A ilustração mostra como o kerma no ar do ponto de referência é definido em relação ao gantry. O ponto se move com o gantry. (adaptada). [37]

Originalmente, a grandeza “kerma no ar no ponto de referência de entrada no paciente” foi criada para procedimentos de cardiologia. Por este motivo, para o caso de equipamentos fluoroscópicos de arco em C, foi criada uma linha imaginária que passa pelo isocentro do arco (ponto ao redor do sistema tubo de raios X-detector de imagem) e cuja altura está posicionado o coração do paciente (neste caso é considerado um paciente com dimensões padrão). Desta forma, na posição supina, a superfície da pele do paciente ficará a uma distância de 15cm da linha que passa pelo isocentro (ou seja, no ponto de referência onde será medido o kerma).

Conforme o arco gira em relação ao isocentro, a distância entre o tubo de raios X e a entrada na pele do paciente varia de modo que o ponto de referência muda sua localização; portanto, este ponto raramente coincide com a superfície da pele. Se o ponto de referência estiver fora do paciente (configuração A na Figura 2.16), então $K_{a,r}$ é maior que o kerma de ar na pele de entrada. Se o ponto de referência estiver dentro do paciente (configuração C

na Figura 2.16), então $K_{a,r}$ é menor que o kerma no ar de entrada na pele. Diferentes superfícies da pele podem ser irradiadas durante diferentes partes de um procedimento. Quando há um movimento substancial do gantry ou da mesa durante um procedimento, espera-se que $K_{a,r}$ superestime o kerma de ar máximo na entrada da pele (também chamado de “dose de pico na pele”). Quando usado apropriadamente, $K_{a,r}$ fornece um indicador clínico útil da probabilidade de lesão cutânea. [36]

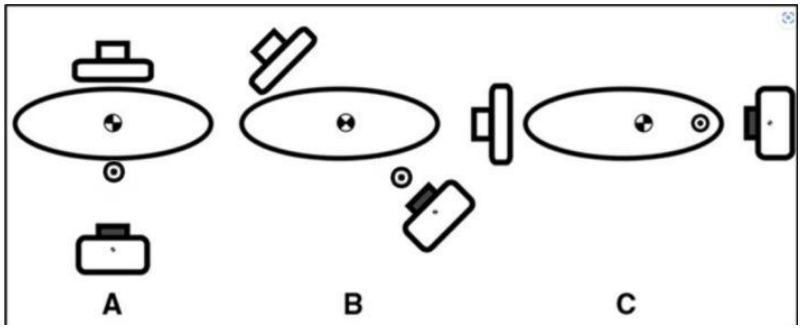


Figura 2.16: A ilustração mostra como a localização do ponto de referência muda em relação à pele do paciente quando o gantry é girado. O ponto de referência está aproximadamente na pele para a configuração **A**; fora do paciente para a configuração **B**; e dentro do paciente para configuração **C**. (adaptada). [36]

A dose de radiação entregue ao tecido difere do kerma no ar na entrada da pele devido a diferenças nos coeficientes de absorção do ar, do tecido e ao retroespalhamento. O retroespalhamento é devido a fótons espalhados de volta para a superfície da pele de dentro do paciente, aumentando o kerma no ar na pele do paciente em aproximadamente 40%. Isso acontece devido ao fator de retroespalhamento, cujo valor pode variar entre 1,10 e 1,40. Estes valores são calculados mediante simulação pelo método de Monte Carlo e dependem de vários fatores como tamanho de campo, tensão aplicada, camada semirredutora, etc. Além do mais, sabe-se que a dose de entrada na pele é dada por $DEP = BSF{\cdot}K_{ar} \cdot F_c \cdot K_{T,P}$, onde BSF é o fator de retroespalhamento, K_{ar} é a leitura do kerma no ar, F_c é o fator de calibração da câmara de ionização para a qualidade do feixe e $K_{T,P}$ é o fator de correção para a

temperatura e pressão. O kerma no ar de entrada na pele mais o retroespalhamento é essencialmente igual à dose entregue à água ou tecido mole no mesmo local. Como o osso contém cálcio, para o mesmo feixe de raios X fluoroscópico e kerma de ar na pele de entrada, a dose recebida pelo osso é 2 a 3 vezes maior que a dose recebida pelos tecidos moles. [36] Isto se deve ao fato de o osso possuir um maior valor de coeficiente de atenuação e densidade em relação ao tecido mole, resultando na distribuição heterogênea da energia dos raios X depositada.

O termo 'ponto de referência de entrada do paciente' muda dependendo de onde é citado. A Comissão Internacional Eletrotécnica ou, em inglês, *International Electrotechnical Commission* (IEC), refere esta grandeza como 'kerma no ar no ponto de referência de entrada no paciente'. Por outro lado, *US Food and Drug Administration* relata esta expressão como 'kerma cumulativo no ar'. Apesar de não haver um símbolo oficial para esta grandeza, o Conselho Nacional de Proteção e Medições de Radiação ou, em inglês, *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP) menciona esta grandeza como $K_{a,r}$. Também pode ser apresentada de outras formas, como 'dose acumulada' e 'kerma no ar no ponto de referência'. [38]

2.5 Revisão bibliográfica de trabalhos publicados

Em um trabalho publicado por D'ercole e colaboradores [39] foram avaliados 113 procedimentos de angiografia cerebral e 82 embolizações de aneurismas, apresentando dados sobre o produto kerma-área, o tempo de fluoroscopia e o número de imagens para cada procedimento. O sistema angiográfico utilizado foi um monoplano Philips Allura 15 com programa rotacional. O objetivo era propor níveis de referência diagnóstica para estes procedimentos.

Papageorgiou [40] estudou uma amostra de 164 procedimentos mais comuns de radiologia intervencionista em dois hospitais de grande porte na Grécia. Foram analisados o tempo de fluoroscopia e total de exposição, o número de imagens, o produto dose-área e o tamanho do campo de radiação. As medições foram realizadas em um equipamento Philips Integris com modo

de fluoroscopia contínua (hospital A) e um Siemens Polydoros 80 Digitron, com modo de fluoroscopia pulsada (hospital B).

Por sua vez, Urairat [41] realizou um estudo para avaliar a dose de radiação a que foram submetidos 60 pacientes durante procedimentos de quimioembolização oleosa transarterial (TOCE) e angiografia femoral em um hospital da Tailândia. Neste estudo o equipamento utilizado foi o modelo biplanar da Toshiba Infinix.

Em uma amostra de 162 pacientes adultos que se submeteram a procedimentos intervencionistas, Bor e colaboradores [42] estudaram o produto dose-área, a dose de entrada na pele e o tempo de fluoroscopia durante diversos tipos de procedimentos angiográficos, tais como cerebral, de extremidades, renal, hepático e da carótida, tanto diagnóstico quanto terapêutico. Todos os procedimentos foram feitos com um mesmo equipamento da Siemens MultiStar Plus TOP.

Outro trabalho de Bor e colaboradores [43] relata as doses e o produto dose-área medidos durante procedimentos neurointervencionistas em um total de 57 pacientes. As doses recebidas pelos profissionais também foram analisadas. O equipamento usado foi um biplanar da Siemens Neurostar Top, em que somente o modo de fluoroscopia pulsada de 15 pulsos/s foram usados nos exames.

No Brasil, Lunelli e colaboradores [44] estimaram as doses de radiação recebidas por médicos e pacientes em procedimentos de angiografias cerebrais realizados em um hospital público na cidade de Recife, PE, assim como avaliadas as doses recebidas por 158 pacientes. Durante os procedimentos clínicos, foram registrados os parâmetros de irradiação (kV, mAs), número de imagens, valor do kerma ar de referência e do produto kerma ar-área (PKA). Também foi efetuado estudo da dose absorvida na região dos olhos, tireoide, tórax, mãos e pés dos médicos que realizaram os procedimentos intervencionistas. O equipamento utilizado foi o da Siemens Artis Zee, equipado com um receptor de imagem do tipo *flat panel*.

No ano de 2020, Yunsun Song [45] publicou um trabalho cujo objetivo foi aplicar um protocolo de baixa dose em procedimentos de rotina de angiografia

cerebral diagnóstica e avaliar a viabilidade deste protocolo. Um total de 60 pacientes com diversas doenças neuromusculares foi analisado no período de setembro a novembro de 2019. Foram comparados os protocolos de rotina usados no dia a dia (primeira fase) e o de baixa dose (segunda fase). Foi utilizado um equipamento angiográfico biplanar da Siemens Artis Zee.

Os resultados obtidos pelos artigos acima citados podem ser vistos na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Resumo dos dados relacionados a arteriografia cerebral, retirados dos trabalhos utilizados como referência.

(continua)

Estudo	Equipamento	Número de imagens (max-min)	Número de séries	Tempo (min)	PKA (µGy.m^2) (cine/fluoro)	Kerma (mGy) (cine/fluoro)	Tamanho da amostra
D'ercole et al	Monoplano Philips Allura 15	242 ± 117 (14 -584)		9,8 ± 8,2 (1,0 – 48,0)	-	-	100
Papageorgiou et al	Philips Integris V3000 e Siemens Polydoros 80 Digitron DSA	254 ± 69 (143 -432)	15 ± 4 (7 - 22)	12,7 ± 6,0 (3,1 - 28,6)	-	-	33
Urairat et al	Biplanar Toshiba Infinix	-	-	13,2 ± 7,2	-	-	30
Bor et al (2004)	Siemens MultiStar Plus TOP	148 (92 -247)		5,7 (1,5 – 18)	7960(3800 - 13900) / 600(100 - 2060)	-	47
Bor et al (2006)	Siemens MultiStar Plus TOP (biplanar)	481 (149 – 1088)	-	10,6 (1,7 – 33,0)	7480(2060 - 17550) / 1670 (160 - 7760)	-	27

Tabela 2.1: Resumo dos dados relacionados a arteriografia cerebral, retirados dos trabalhos utilizados como referência.

(conclusão)

Estudo	Equipamento	Número de imagens (max-min)	Número de séries	Tempo (min)	PKA (μGy.m^2) (cine/fluoro)	Kerma (mGy) (cine/fluoro)	Tamanho da amostra
Lunelli et al	Siemens Artis Zee	256 (70 – 1092)	12 (4 - 27)	9,0 (1,5 – 29,8)	5790 ± 360 (1430 - 23) / 1229 ± 79 (192 - 9735)	626 ± 32 (212 - 1912) / 110 ± 8 (21 - 1180)	158
Yunsun Song et al	Biplanar da Siemens Artis Zee	-	-	9,8 ± 5,1	2163 ± 779 / 638 ± 390	140 ± 47 / 56 ± 34	30

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Contexto geral sobre o local e a coleta de dados

Este trabalho foi realizado no estado do Rio de Janeiro, em um Serviço de Hemodinâmica de uma instituição pública estadual de referência especificamente dedicada ao diagnóstico e tratamento de doenças do cérebro. O ambiente de trabalho no Serviço é constituído por médicos, residentes, enfermeiros, técnicos de radiologia e anestesistas. Na rotina de trabalho ficam presentes 2 médicos sênior, usualmente 1 residente, 2 enfermeiros, 1 técnico de radiologia e 1 anestesista. Neste serviço são realizados procedimentos de arteriografia cerebral e embolização, sendo a arteriografia o exame mais frequente.

Em uma primeira etapa, foram acompanhados alguns procedimentos realizados no Serviço com o objetivo de conhecer como são realizados os procedimentos, quais as regiões do corpo do paciente que são irradiadas, a terminologia médica e as técnicas utilizadas, além de as características do equipamento intervencionista, suas aplicações e modos de funcionamento.

O banco de dados IRaD é um banco de dados criado pelo grupo de pesquisa “Indicadores de qualidade e doses em diagnóstico por imagem” da Divisão de Física Médica do IRD/CNEN. O IRaD armazena informações relativas a procedimentos de cardiologia e neurorradiologia intervencionista, realizados em diferentes Serviços de Hemodinâmica do Rio de Janeiro. Em cada procedimento intervencionista, é preenchido um formulário (desenvolvido *ad hoc* em trabalhos anteriores, ANEXO A) contendo dados referentes ao paciente (sexo, idade, peso e altura), ao equipamento, 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, etc), nas quais são coletadas após o procedimento (ANEXO B). Após a coleta das informações ao final de cada procedimento, estas são repassadas para o banco de dados IRaD.

Para a realização do presente trabalho, em uma segunda etapa, foram utilizadas informações retiradas do IRaD dentre os dados armazenados de procedimentos de neurorradiologia realizados no Serviço de Hemodinâmica abordado neste trabalho.

3.2 Descrição do equipamento fluoroscópico

O equipamento instalado no serviço, com o qual são realizados os procedimentos, é da SIEMENS Artis Zee *floor*, com arco em C e sistema detector de imagem tipo *flat panel* de 20 x 20 cm. Dispõe de modos de fluoroscopia *low* (7,5 p/s), *normal* (10 p/s) e *high* (15 p/s); modos de magnificação 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 [4, 46]. Durante um determinado procedimento o paciente é exposto à radiação de duas maneiras: no modo fluoroscopia, que consiste na irradiação em tempo real, sem que as imagens observadas fiquem armazenadas, e no modo aquisição digital, em que neste caso as imagens ficam gravadas na memória do equipamento de raios X. Esta última parte do procedimento consiste em um conjunto de séries que contém cada uma um número variável de imagens. O número de séries adquiridas em cada procedimento é diferente, dependendo de vários fatores inerentes à patologia, objetivo do exame, dificuldade de realização, etc. Na porção de subtração digital, existem 4 modos: cerebral, carótidas, arco aórtico e MAV, em que o modo cerebral é o mais frequentemente utilizado.

Na Figura 3.1 está representado o modelo do equipamento utilizado no hospital onde foram colhidos os dados.

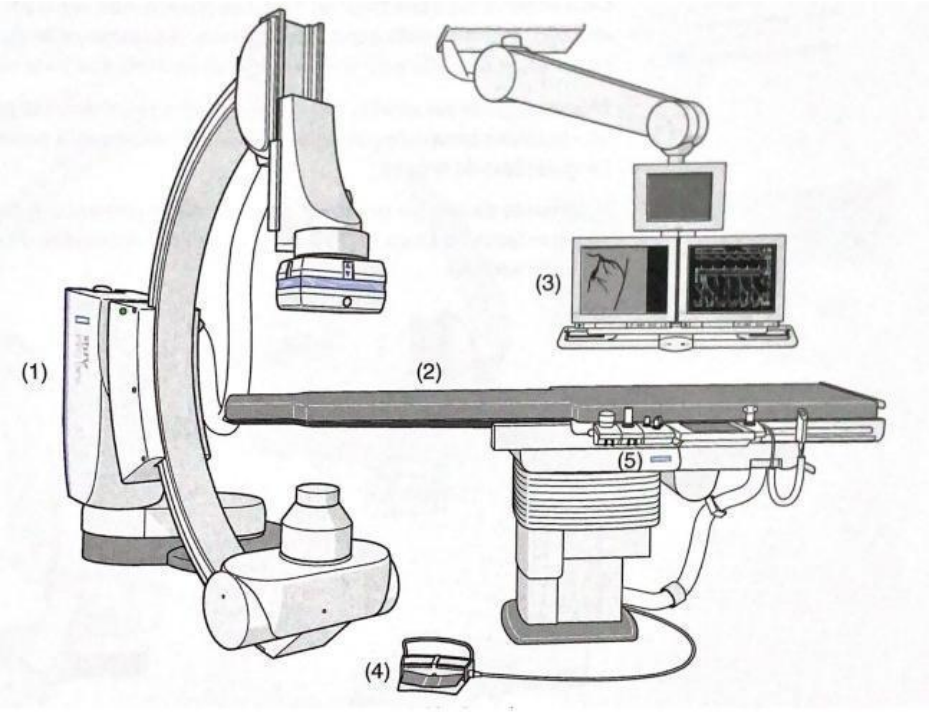


Figura 3.1: Equipamento Artis Zee floor Card com FD 20 x 20 cm e dois monitores. [46]

Anteriormente ao presente trabalho foi feito um controle de qualidade, confirmando assim o desempenho do equipamento de fluoroscopia. Logo, os indicadores de PKA e kerma são confiáveis.

Os modos de fluoroscopia determinam as taxas de dose proporcionadas pelo feixe de raios X. Assim, para um mesmo tempo de exposição e os mesmos parâmetros radiográficos, no modo *high* o equipamento deverá fornecer uma dose maior ao paciente do que nos modos *normal* e *low*. Por outro lado, os modos de magnificação permitem ampliação do tamanho da imagem da região que se quer investigar. Normalmente é utilizado o modo normal. Em relação aos protocolos de fluoroscopia, existem 3 tipos: FL (-) Neuro, FL Neuro e FL(+) Neuro, que correspondem, respectivamente, às taxas baixa, normal e alta.

No modo fluoroscopia, o equipamento introduz automaticamente uma filtração adicional em milímetros de cobre (mmCu) de acordo com a espessura do paciente e outros parâmetros definidos pelo fabricante. A filtração se mantém a mesma para as magnificações de 22 cm e 32 cm e variando entre 0,2 e 0,9 mm de

Cu em função dos modos low, normal e high [4, 46]. No modo cine/subtração, o equipamento introduz combinações de filtros de alumínio e cobre respondendo a uma lógica mais complexa, em função de diversos parâmetros como o tempo de irradiação, o número de séries adquiridas, os protocolos de trabalho que estão ajustados para os procedimentos realizados com este equipamento, entre outros. O pacote CARE (**C**ombined **A**pplications to **R**educe **E**xposure) é um software para redução de dose que é usado nos procedimentos feitos neste estudo. Dentro deste pacote está incluído o pacote CARE filter, no qual é feita uma seleção automática dos filtros de cobre.

3.3 Tamanho e características da amostra de pacientes

Até o presente, o banco de dados IRaD contém mais de 200 registros de arteriografias e embolizações cerebrais. Deste total foram extraídos de forma aleatória os dados de 40 pacientes submetidos a angiografias cerebrais realizadas pela mesma equipe médica e técnica no ano de 2018, no serviço de hemodinâmica acompanhado neste trabalho. Como o foco deste trabalho é analisar somente procedimentos feitos em adultos, foi necessário eliminar um registro correspondente a um procedimento pediátrico, ficando assim uma amostra de 39 pacientes.

3.4 Análise dos dados

Da amostra dos 39 pacientes foram retiradas as seguintes informações:

- Código de identificação do paciente;
- Idade do paciente;
- Ângulo de rotação oblíqua anterior esquerda (OAE), dado em graus;
- Ângulo de rotação oblíqua anterior direita (OAD), dado em graus;
- Angulação de incidência cranial (CRAN), dado em graus;
- Angulação de incidência caudal (CAU), dado em graus;
- Produto kerma-área (PKA_{ss}) de subtração por série, dado em μGym^2;
- Produto kerma-área (PKA_{st}) de subtração total, dado em μGym^2;
- Produto kerma-área (PKA_{ft}) de fluoro total, dado em μGym^2;

- Produto kerma-área ($PKA_{(f+s)}$) total (fluoro + subtração), dado em μGym^2;
- Kerma de subtração por série (K_{ss}), dado em mGy;
- Kerma de subtração total (K_{st}), dado em mGy;
- Kerma fluoro (K_{ft}), dado em mGy;
- Kerma total (fluoro + subtração) ($K_{(f+s)}$), dado em mGy;
- Tempo de irradiação, dado em minutos;
- Número de imagens por série e por procedimento;
- Filtração de cobre, dado em mm;
- Filtração de alumínio, dado em mm.

É importante salientar que os termos “cine” e “subtração” são usados indistintamente neste trabalho, representando a porção do procedimento que fica armazenada na memória do equipamento de raios X. Os termos “incidência”, “angulação” e “projeção” são utilizados como sinônimos neste trabalho. Também, vale esclarecer que os termos “kerma série”, “kerma total”, “kerma fluoro” e “kerma cine (ou subtração)” correspondem aos valores indicados no painel do equipamento medidos no “ponto de referência de entrada no paciente” (conceito definido no capítulo 2, parágrafo 2.4.2.2) e que no presente trabalho serão denominados de forma simplificada “kerma”. O kerma no ponto de referência é calculado medindo a dose com uma câmara de ionização colocada na saída do tubo e fazendo a correção pelo inverso do quadrado da distância (do ponto focal em relação ao ponto de referência). O kerma medido no “ponto de referência de entrada no paciente” não deve ser confundido com o kerma incidente, ou seja, não representa a dose que o paciente recebe na pele.

Nos registros constam também os parâmetros técnicos característicos de cada série de imagens geradas: kVp, mA, largura de pulso, tempo, kerma de subtração e PKA de subtração correspondentes a cada série (aqui chamados “kerma série” e “PKA série”, respectivamente), e o número de imagens de cada série gravada. No Anexo A é apresentado um exemplo do formulário utilizado para coleta dos dados.

3.4.1 Abordagem dos parâmetros totais da amostra

Com o objetivo de estudar a distribuição dos diferentes parâmetros que formam parte do exame e sua influência sobre a dose administrada ao paciente, primeiramente foram analisados os valores totais das grandezas considerando juntamente as contribuições fluoroscópicas (exposição em tempo real, não gravada) e de cine/subtração (séries adquiridas, gravadas).

Foram feitas as seguintes análises:

- Tempo total de irradiação de cada exame;
- Relação percentual entre os valores do PKA cine e do PKA fluoro em relação ao valor de PKA total (cine+fluoro);
- PKA total em função do tempo de exposição;
- PKA total em função do número de imagens;
- Relação percentual entre os valores do kerma cine e do kerma fluoro em relação ao valor de kerma total (cine+fluoro);
- Kerma total em função do número de imagens.

3.4.2 Análise da contribuição dosimétrica das séries adquiridas no modo subtração para as distintas projeções

Nesta parte do trabalho foi realizada uma análise em termos de dose ministrada, considerando somente as séries de subtração adquiridas em todos os procedimentos. Assim, foram identificadas as diferentes incidências em que os pacientes são irradiados durante os procedimentos, assim como a frequência em que estas ocorrem. Em seguida, foram feitas as seguintes análises:

- Cálculo do kerma/imagem para cada série e cada incidência;
- Comparação do kerma/imagem entre as diferentes incidências.

É sabido que a quantidade de radiação (ou kerma) proporcionada varia em função da distância do foco ao ponto irradiado da pele e em função do número de imagens adquiridas em cada série. Este poderia ser um problema ao querer comparar as doses ministradas por diferentes projeções. A fim de eliminar a influência do número de imagens, para todas as séries foi calculado o parâmetro “kerma/imagem”. Além disso o kerma/imagem pode ser utilizado como parâmetro de

comparação, visto que as distâncias tubo de raios X-pele do paciente e detector de imagem-pele do paciente para uma mesma projeção em todos os procedimentos são quase sempre as mesmas. Por outro lado, a cabeça pode ser assimilada a uma esfera e suas dimensões não variam significativamente de um paciente para outro.

3.5 Projeções

No banco de dados IRaD estão registradas todas as angulações utilizadas pelos profissionais em cada exame de arteriografia cerebral. Uma ampla análise foi feita para identificar as incidências mais comumente utilizadas. Como explicado no capítulo 2, o equipamento informa a projeção que está sendo utilizada de acordo com a inclinação do eixo tubo de raios X-detector a esquerda ou à direita do paciente como sendo OAE ou OAD, respectivamente, assim como a inclinação deste eixo na orientação cranial (CRAN) ou caudal (CAU). Um exemplo disto pode ser visto no formulário do Anexo B. Neste tipo de procedimento não se realizam projeções póstero-anteriores. A combinação de ambas informações proporciona a posição no espaço do eixo tubo de raios X-detector em relação ao paciente, que sempre está deitado sobre a mesa na posição supina (ou decúbito dorsal). Assim, as angulações foram organizadas nas 4 categorias:

- OAE-CRAN;
- OAE-CAU;
- OAD-CRAN;
- OAD-CAU.

Todas as angulações utilizadas foram organizadas em uma planilha. Então, como o objetivo foi estudar a influência das diferentes incidências na dose que o paciente recebe, as angulações foram organizadas em grupos de 10 em 10 graus (Tabela 3.1) devido à incerteza no deslocamento e posicionamento do eixo tubo de raios X-detector de imagem.

Tabela 3.1: Forma em que foram agrupadas as incidências.

Intervalo de angulação	Angulação considerada
0 a 9 graus	0°
10 a 19 graus	10°
20 a 29 graus	20°
30 a 39 graus	30°
40 a 49 graus	40°
50 a 59 graus	50°
60 a 69 graus	60°
70 a 79 graus	70°
80 a 89 graus	80°
90 a 99 graus	90°

Visto que a cabeça pode ser considerada como uma esfera e em virtude da composição e o tamanho da cabeça de diferentes pacientes não ser muito significativa, o peso, o tamanho e a idade do paciente não terão influência na dose decorrente de cada incidência.

Este procedimento foi aplicado para as 4 categorias de angulações. Como exemplo, uma angulação OAE 33-CRAN 12 foi classificada como OAE 30-CRAN 10. Esta metodologia permite organizar as projeções em grupos, facilitar na visualização e na otimização das observações. Além disso, foi feita a contagem de todas as incidências (número de vezes que aparece cada incidência na amostra dos 39 procedimentos estudados) e organizadas de maior a menor frequência. Quando todas as incidências dos 39 pacientes foram reunidas, foi obtido um resultado de 507 incidências. Como consequência desta metodologia, as projeções ficaram organizadas como apresentadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Grupos de incidências consideradas. (n = frequência da incidência no grupo de 39 procedimentos avaliados).

OAE CRAN	n	OAE CAU	n
OAE 0 - CRAN 0	31	OAE 0 - CAU 0	1
OAE 0 - CRAN 10	55	OAE 10 - CAU 0	2
OAE 0 - CRAN 20	17	OAE 20 - CAU 0	2
OAE 10 - CRAN 10	1	OAE 30 - CAU 0	10
OAE 20 - CRAN 0	10	OAE 30 - CAU 10	3
OAE 20 - CRAN 20	2	OAE 40 - CAU 10	1
OAE 30 - CRAN 0	42	OAE 50 - CAU 0	1
OAE 30 - CRAN 10	3	OAE 60 - CAU 20	1
OAE 40 - CRAN 0	3	OAE 70 - CAU 0	2
OAE 90 - CRAN 0	50	OAE 90 - CAU 0	27
		OAE 90 - CAU 10	6
TOTAL	214		56

OAD CRAN	n	OAD CAU	n
OAD 0 - CRAN 0	10	OAD 0 - CAU 0	2
OAD 0 - CRAN 10	35	OAD 10 - CAU 10	1
OAD 0 - CRAN 20	3	OAD 20 - CAU 0	2
OAD 10 - CRAN 10	3	OAD 30 - CAU 0	8
OAD 10 - CRAN 20	1	OAD 30 - CAU 10	6
OAD 20 - CRAN 0	12	OAD 40 - CAU 0	2
OAD 20 - CRAN 10	2	OAD 60 - CAU 0	1
OAD 30 - CRAN 0	43	OAD 60 - CAU 30	1
OAD 30 - CRAN 10	4	OAD 70 - CAU 20	1
OAD 40 - CRAN 0	6	OAD 90 - CAU 0	2
OAD 50 - CRAN 20	1		
OAD 90 - CRAN 0	85		
OAD 90 - CRAN 10	6		
TOTAL	211		26

A seguir, foram agrupadas as projeções que representam a mesma posição do eixo tubo de raios X-detector. Por exemplo, as angulações OAE 0-CRAN 0, OAE 0-CAU 0, OAD 0-CRAN 0 e OAD 0-CAU 0 representam a mesma posição do tubo de raios X, portanto são iguais. Elas foram nomeadas de anteroposterior (AP). O mesmo procedimento foi feito para as outras incidências, como pode ser visto nas Tabelas 3.3 a 3.10.

Cabe destacar que do total de 507 incidências, 55 foram excluídas (na cor cinza na Tabela 3.2), representando cerca de 10% do total. Estas 55 não foram consideradas neste estudo porque sua frequência era menor que 6 e não puderam ser agrupadas com outras similares. Como exemplo temos a incidência OAD 60-CAU 30, que é uma incidência que foi feita excepcionalmente uma vez, por alguma necessidade durante o procedimento em um único paciente, mas que não representa uma projeção normalmente usada em um procedimento típico de angiografia.

Tabela 3.3: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **AP**

Incidência	**Frequência (n)**
OAE 0 - CRAN 0	31
OAE 0 - CAU 0	1
OAD 0 - CRAN 0	10
OAD 0 - CAU 0	2
TOTAL	44

Tabela 3.4: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 90**

Incidência	**Frequência (n)**
OAE 90 - CRAN 0	50
OAE 90 - CAU 0	27
TOTAL	77

Tabela 3.5: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 20**

Incidência	**Frequência (n)**
OAE 20 - CRAN 0	10
OAE 20 - CAU 0	2
TOTAL	12

Tabela 3.6: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAE 30**

Incidência	Frequência (n)
OAE 30 - CRAN 0	42
OAE 30 - CAU 0	10
TOTAL	52

Tabela 3.7: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 90**

Incidência	Frequência (n)
OAD 90 - CRAN 0	85
OAD 90 - CAU 0	2
TOTAL	87

Tabela 3.8: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 20**

Incidência	Frequência (n)
OAD 20 - CRAN 0	12
OAD 20 - CAU 0	2
TOTAL	14

Tabela 3.9: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 30**

Incidência	Frequência (n)
OAD 30 - CRAN 0	43
OAD 30 - CAU 0	8
TOTAL	51

Tabela 3.10: Grupo de incidências que representam a mesma posição - **OAD 40**

Incidência	Frequência (n)
OAD 40 - CRAN 0	6
OAD 40 - CAU 0	2
TOTAL	8

Após essa reorganização, foi elaborada a Tabela 3.11 das incidências mais frequentes.

Tabela 3.11: Recomposição da Tabela 3.2.

Incidência	Frequência
OAD 90	87
OAE 90	77
OAE 0 - CRAN 10	55
OAE 30	52
OAD 30	51
AP	44
OAD 0 - CRAN 10	35
OAE 0 - CRAN 20	17
OAD 20	14
OAE 20	12
OAD 40	8
TOTAL	452

3.6 Kerma/imagem

Para cada uma das 452 projeções, foi calculado o valor de kerma/imagem dividindo o kerma no ponto de referência de entrada no paciente pelo número de imagens de cada série. Este procedimento foi necessário porque para uma mesma

projeção realizada em diferentes pacientes o tempo de irradiação é variável conforme a necessidade de visibilização, ou em outras palavras, o número de imagens é variável. Dividindo o valor do kerma pelo número de imagens, podemos normalizar a dose ministrada em cada situação particular, uma vez que conheceremos o número de imagens adquiridas para essa situação particular. Foi escolhido realizar esta normalização do kerma por imagem ao invés de fazê-lo por tempo devido ao fato de os tempos de exposição na etapa de cine serem muito pequenos (na ordem de poucos segundos), se tornando desta forma mais difícil de trabalhar. Por outro lado, o número de imagens possui uma maior variabilidade num curto intervalo de tempo, sendo dessa forma mais fácil de analisar as possíveis variações.

Foram identificados os valores máximos, mínimos e médios dos parâmetros que influenciam nas doses ministradas por projeção. Foram estudadas também as possíveis correlações entre a frequência de aquisição das projeções, o valor do kerma e o do kerma/imagem. Este procedimento permite avaliar os algoritmos estabelecidos no equipamento de raios X e sua relação com a dose ministrada em cada projeção.

3.7 Uma análise estatística dos resultados

A análise de variância é utilizada para a comparação das médias de uma variável aleatória numérica em mais de duas populações. A variável numérica cujas médias estão sendo comparadas em três ou mais populações é chamada de variável resposta ou dependente. A variável categórica que distingue as diversas populações em estudo é chamada de variável de tratamento, ou fator, ou variável explanatória, ou variável independente. A ANOVA responde as seguintes perguntas:

1. Os diferentes níveis do fator/variável independente em estudo resultam em diferenças de médias na variável resposta/independente?
2. Se sim, como quantificar essas diferenças?

Esse é o tipo mais simples de análise de variância e é conhecida como análise de variância com um fator, onde uma única fonte de variação é avaliada em

mais de duas amostras independentes, sendo uma extensão do teste t para duas amostras independentes. [47]

Neste estudo, a variável dependente a ser analisada é o kerma/imagem e a independente a incidência. Assim, foi realizada uma ANOVA visando comparar as médias do kerma/imagem dos diferentes grupos de angulação. Para isso, os pressupostos do teste da ANOVA devem ser atendidos. São eles:

- As observações devem ser independentes umas das outras;
- A variável resposta deve apresentar distribuição aproximadamente normal entre os níveis da variável independente;
- As variâncias entre os níveis devem ser aproximadamente iguais, caso isto não ocorra é possível efetuar a correção de Welsh, a mesma adotada no teste t para amostras com variâncias diferentes.

Analisando o pressuposto da normalidade dos dados, foi feito o teste de Shapiro-Wilk com o objetivo de testar se a distribuição amostral é normal. Para isto, se considera a hipótese nula (H_0) que representa quando há uma normalidade dos dados analisados e H_1 quando não há uma normalidade. Caso não haja uma distribuição normal, ainda é válido realizar o teste apesar da não concordância com um dos pressupostos, visto que a ANOVA é um teste robusto e continua sendo aplicável nestes casos. [48] Portanto, deve-se levar em conta a robustez da ANOVA para desvios não muito acentuados da normalidade e da igualdade de variâncias. [47]

Quando na ANOVA rejeitamos H_0, podemos concluir que existe pelo menos uma média populacional que é significativamente diferente das restantes. Porém, a ANOVA não indica sobre qual ou quais dos pares de médias são diferentes. Para localizar especificamente a diferença, foi necessário utilizar o teste de Tuckey. Este teste realiza a comparação das médias, duas a duas, chamada de comparação múltipla de médias. O teste de Tuckey é um dos mais robustos a desvios à normalidade e homogeneidade das variâncias. Ao rodar o teste da ANOVA *one-way*, o programa automaticamente nos dá o resultado do teste de Tuckey. [49]

As análises estatísticas acima descritas foram realizadas usando o pacote estatístico R (versão 4.2.3).

A fim de comprovar os resultados da anova, foi feito o teste de Kruskal-Wallis. Este teste é uma alternativa não-paramétrica à ANOVA *one-way*. Ele pode ser usado para testar duas ou mais amostras independentes, indicando se há alguma diferença em pelo menos dois dos grupos estudados. Os grupos devem possuir uma única variável contínua, não havendo uma distribuição normal. [50,51]

3.8 Estudo do efeito da inserção automática de filtros de alumínio e cobre na dose ao paciente

Foi estudado o efeito da inserção dos filtros de alumínio e cobre em cada série adquirida nas 39 angiografias selecionadas. Foram elaborados gráficos representando as sequências de aquisição das séries durante cada procedimento. Foi analisado o comportamento de ambos filtros separadamente, assim como a relação entre a inserção de filtros e os valores de kerma/imagem resultantes em cada série.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Análise dos parâmetros totais da amostra

A Tabela 4.1 apresenta um resumo dos valores das grandezas resultantes do total de 39 procedimentos de arteriografia cerebral.

Tabela 4.1: Valores dos parâmetros medidos na amostra utilizada neste trabalho (n = 39 procedimentos).

	Média + DP	**Mediana**	**Terceiro Quartil**	**Max - Min**
Número de séries	13 ± 5	14	17	23 - 3
Número de imagens/proced.	409 ± 241	353	619	1065 - 87
Tempo total de irradiação (min)	6,4 ± 3,6	5,7	8,3	15,9 – 1,2
PKA subtração, PKA_{st} ($\mu Gy.m^2$)	6975 ± 4395	7346	9018	23270 - 1437
PKA fluoro, PKA_{ft} ($\mu Gy.m^2$)	609 ± 500	467	792	2243 - 92
PKA total, $PKA_{(f+s)}$ ($\mu Gy.m^2$)	7584 ± 4661	7776	9803	23892 -1552
Kerma série, K_{st} (mGy)	689 ± 349	735	890	1684 - 210
Kerma fluoro, K_{ft} (mGy)	58 ± 48	43	65	195 - 8
Kerma total, $K_{(f+s)}$ (mGy)	746 ± 378	780	964	1878 - 225

Os grandes valores do desvio padrão (DP) e o amplo intervalo entre valores máximos e mínimos devem-se à variabilidade de patologias, particularidades na

anatomia das artérias entre os diferentes pacientes, dificuldades de realização do procedimento ao transitar com o cateter, tamanho da amostra e alta complexidade dos procedimentos, entre outros motivos. Esta situação é inerente à prática intervencionista e não pode ser modificada, não sendo possível diminuir a dispersão destes valores.

4.1.1 Número de séries e de imagens

Em procedimentos típicos de angiografia cerebral realizados no Serviço estudado no presente trabalho são adquiridas, em média, (13 ± 5) séries de subtração digital, com uma média de (409 ± 241) imagens/procedimento e mediana de 14 e 353, respectivamente. Em relação ao número de séries, ao confrontar os valores obtidos pelos trabalhos utilizados como referência (vide Tabela 4.2) vemos que os valores dos artigos usados para comparar os resultados se encontram próximos com o deste estudo.

Tabela 4.2: Comparação do número de séries de diferentes trabalhos encontrados na literatura com o presente estudo [40, 44].

Estudo	Média + DP	Mediana	Max - Min	Tamanho da Amostra
Papageorgiou et al	15 ± 4	14	22 - 7	33
Lunelli et al	12	-	27 - 4	158
Este trabalho	13 ± 5	14	23 - 3	39

Comparando os valores do número de imagens no presente estudo com o de outros trabalhos já publicados (Tabela 4.3) temos que, em relação ao estudo de D'Ercole et al. (2012) [39], o valor da média está dentro do intervalo de confiança, apesar que a média do número de imagens do presente estudo seja quase o dobro. Ao comparar as medianas, temos que ambas têm valores dispersos entre si. O mesmo acontece com os valores do trabalho de Papageorgiou et al [40]. O possível motivo para a grande diferença de média e mediana pode ser devido a diferentes

protocolos clínicos utilizados e a grande dispersão em ambos os casos. Em relação aos resultados de Bor e colaboradores de 2004 [42] vemos que há uma certa diferença ao comparar com os valores deste estudo, tanto em relação à média e ao valor máximo obtido. Os outros trabalhos citados se encontram dentro do intervalo de confiança, estando dessa forma dentro do esperado. Os dados de Bor e colaboradores (2006) [43] mais se assemelham com os do presente trabalho.

Tabela 4.3: Comparação do número de imagens de diferentes trabalhos encontrados na literatura com o presente estudo [39, 40, 42, 43, 44].

Estudo	Média + DP	Mediana	Max - Min	Tamanho da Amostra
D'ercole et al	242 ± 117	220	584 - 14	100
Papageorgiou et al	254 ± 69	247	432 - 143	33
Bor et al (2004)	148	-	247 - 92	47
Bor et al (2006)	481	-	1088 - 149	27
Lunelli et al	256	-	1092 - 70	158
Este trabalho	409 ± 241	353	1065 - 87	39

Cabe chamar a atenção sobre a relação entre o número de imagens adquiridas e o PKA total (Figura 4.1). Esta análise é importante pois o valor mostrado pelo equipamento é somente o PKA total. Sendo assim, na prática diária o orientativo será a relação entre o PKA total e o número de imagens. Uma vez que é sabido que a contribuição de fluoro é pequena, é válido utilizar como base esta análise para investigar a contribuição da dose no paciente.

É importante evidenciar que o valor do R^2 é relativamente baixo devido a diversos fatores inerentes ao próprio procedimento, tais como diferentes patologias nos diversos pacientes, resultando em diferentes tempos de exposição à radiação; dificuldade dos procedimentos, entre outros. Em suma, pelos mesmos motivos do grande desvio padrão comentado no item 4.1.

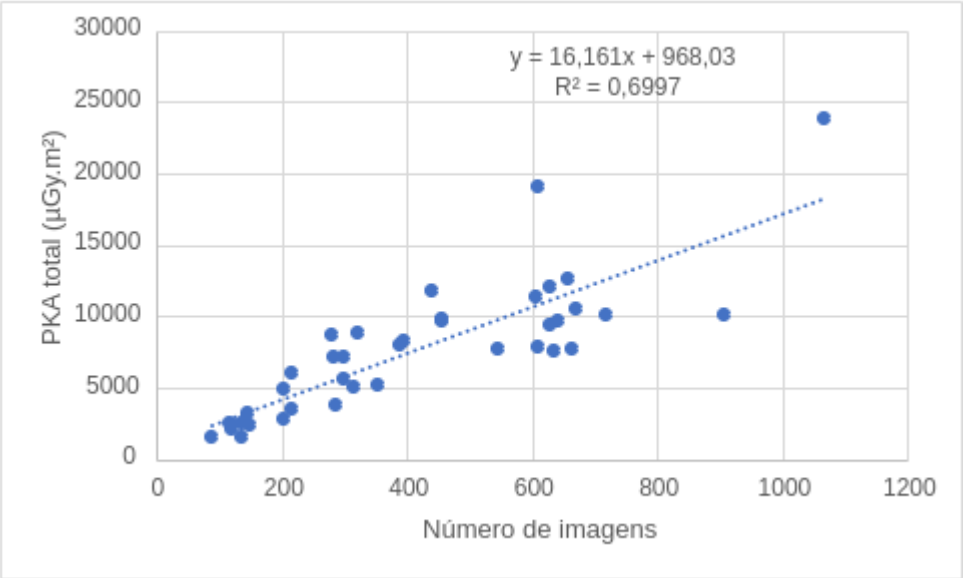


Figura 4.1: Correlação entre o PKA total e o número de imagens nos procedimentos de angiografia cerebral.

4.1.2 Tempo

Na Figura 4.2 apresenta-se a correlação entre o PKA total dos exames e os tempos de exposição. Assim como no gráfico anterior (Figura 4.1), este gráfico apresenta um R^2 menor que 1. Isto acontece pelos mesmos motivos comentados no item 4.1.1.

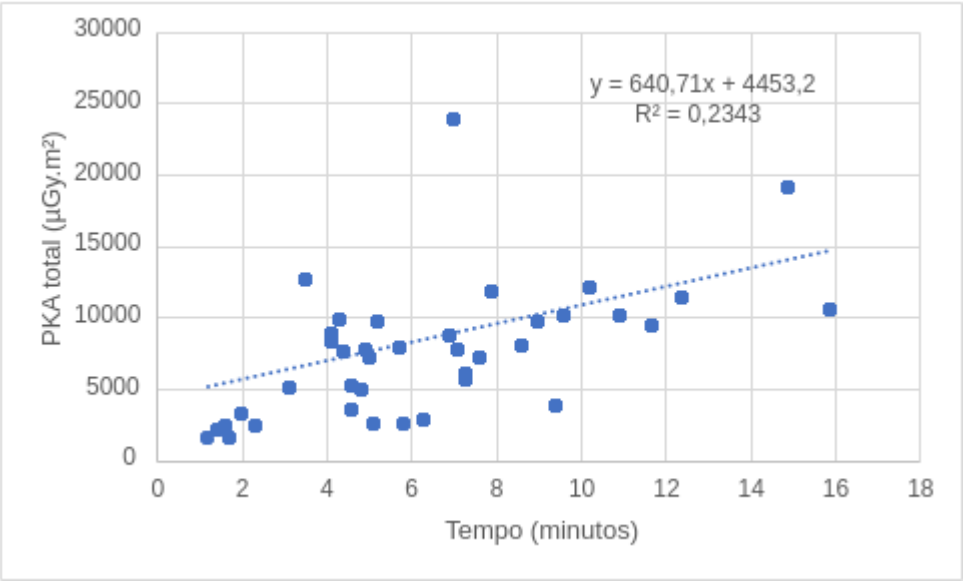


Figura 4.2: Correlação entre o PKA total e o tempo de exposição.

Conhecer esta relação é relevante pois os valores que os profissionais têm disponíveis no dia a dia são somente os valores totais do PKA, kerma e tempo. Portanto fica evidente a importância do conhecimento destes parâmetros a fim de realizar estimativas da exposição dos pacientes, otimizando dessa forma os procedimentos.

O tempo total dos exames realizados pode ser analisado por meio da Tabela 4.1, nos quais os modelos do equipamento de cada trabalho estão detalhados na tabela 2.1. Os pacientes foram irradiados por um tempo médio de 6,4 minutos, com uma mediana de 5,7 minutos, um tempo de irradiação máximo de 15,9 minutos e mínimo de 1,2 minutos. Os valores obtidos do tempo de exposição de diferentes estudos encontrados na literatura estão organizados na Tabela 4.4. Em particular nos estudos de D'ercole et al [39], Bor et al (2006) [43], Lunelli et al (2013) [44] e Yunsun Song et al (2020) [45], seus resultados estão dentro das incertezas associadas com o presente estudo, com exceção do tempo máximo de exposição, no qual foi particularmente grande no estudo de D'ercole et al. Em relação aos estudos apresentados por Papageorgiou et al [40] e Urairat e colaboradores [41], o tempo médio de exposição está relativamente distante do encontrado no presente estudo, incluindo suas medianas. Ao analisar o trabalho de Bor et al (2004) [42] percebe-se que seus resultados são os que mais se assemelham com os deste estudo.

Tabela 4.4: Comparação dos valores do tempo total de exposição com diferentes trabalhos na literatura, dados em minutos. [39, 40, 41, 42, 43, 44, 45].

Estudo	Média + DP	Mediana	Max - Min	Tamanho da Amostra
D'ercole et al	9,8 ± 8,2	8,5	48,0 – 1,0	100
Papageorgiou et al (2007)	12,7 ± 6,0	12,1	28,6 - 3,1	33
Urairat et al	13,2 ± 7,2	12,2	-	30
Bor et al (2004)	5,7	-	18,0 – 1,5	47
Bor et al (2006)	10,6	-	33,0 - 1,7	27
Lunelli et al (2013)	9,0	-	29,8 - 1,5	158
Yunsun Song et al (2020)	9,8 ± 5,1	-	-	30
Este trabalho	6,4 ± 3,6	5,7	15,9 – 1,2	39

4.1.3 Produto kerma-área (PKA)

Com objetivo de averiguar as contribuições do PKA nos modos fluoro e subtração para a exposição total do paciente, foram calculados os valores de PKA total ($PKA_{(f+s)}$), PKA fluoro (PKA_{ft}) e PKA subtração (PKA_{st}), como mostrado na Tabela 4.1. Em média, 91,97% do PKA total é devido à exposição no modo subtração/cine. A grande contribuição do PKA de subtração digital pode ser vista por meio do gráfico apresentado na Figura 4.3. Ao analisá-lo é facilmente identificado que o PKA de subtração contribui para a maior parte do PKA total, ao passo que o PKA fluoro possui uma pequena colaboração na totalidade do PKA. Portanto, como comentado nos itens 4.1.1 e 4.1.2, fica evidente a importância da análise do PKA total em função do número de imagens, visto que a contribuição do PKA de fluoroscopia é desprezível quando comparado com o PKA de subtração digital. Logo, é viável analisar a contribuição da dose em função do PKA total.

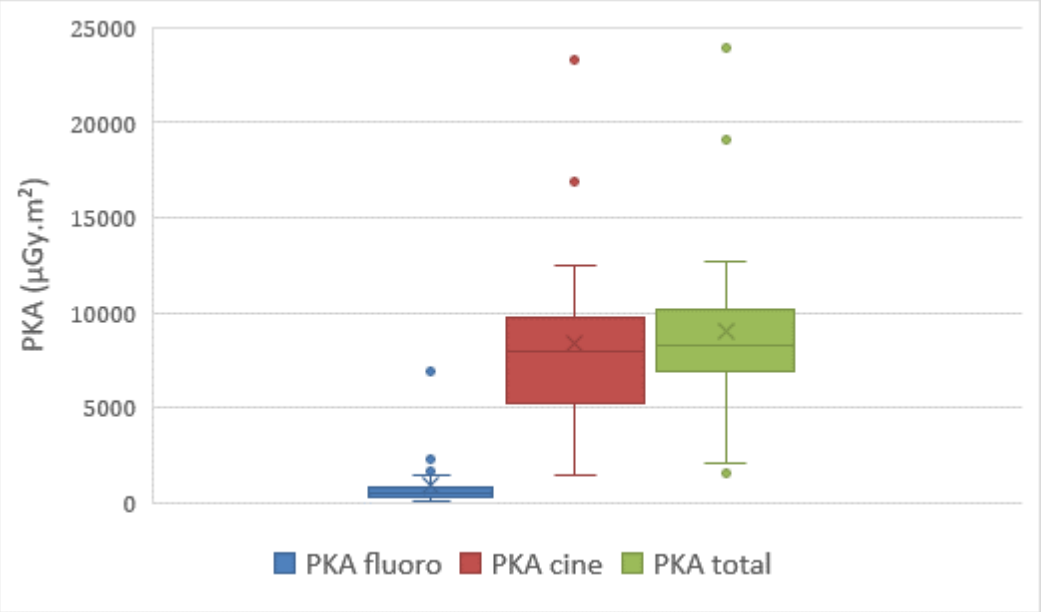


Figura 4.3: Representação das contribuições parciais e total do PKA.

Comparando os valores do PKA total, cine e fluoro deste estudo com os de outros artigos encontrados na literatura (Tabela 4.5), podemos afirmar que os resultados encontrados neste estudo são consistentes com os da literatura, mantendo um mesmo comportamento ao apresentar uma predominância do PKA cine. Por exemplo, o estudo de Bor e colaboradores (2006) [43] apresentou uma parcela de 81,74% do PKA cine. O mesmo acontece em outro estudo de Bor e colaboradores (Bor, 2004) [42] em que a contribuição do PKA de cine representou 93% do total. Em relação ao trabalho de Lunelli e colaboradores [44], observa-se que seus resultados são da mesma ordem de grandeza do presente estudo. Neste caso, esta contribuição de PKA cine é de 82,5%. Em contrapartida, a porcentagem de PKA cine no trabalho de Yunsun Song [45] difere entre os demais, sendo de 77,23%. Ao analisar o possível distanciamento dos valores, foi verificado que o protocolo utilizado neste estudo foi o de baixa dose, ocasionando em baixos valores de PKA. O fato deste protocolo ser otimizado é um ponto positivo na prática dos procedimentos pois a dose recebida pelos pacientes é menor, resultando em menor probabilidade de efeitos nocivos futuros ao paciente.

Tabela 4.5: Comparação dos resultados obtidos para o PKA fluoro e de subtração no presente trabalho e outros autores, dados em unidades de μGy.m^2 [42, 43, 44, 45].

Estudo	Média + DP	Max - Min	Tamanho da Amostra
Bor et al (2004)			47
PKA cine	7960	13900 - 3800	
PKA fluoro	600	2060 - 100	
Bor et al (2006)			27
PKA cine	7480	17550 - 2060	
PKA fluoro	1670	7760 - 160	
Lunelli et al (2013)			158
PKA cine	5790 ± 360	23750 - 1430	
PKA fluoro	1229 ± 79	9735 - 192	
Yunsun Song			
PKA cine	2163 ± 779	-	30
PKA fluoro	638 ± 390	-	
Este trabalho			39
PKA cine	6975 ± 4395	23270 - 1437	
PKA fluoro	609 ± 500	2243 - 92	

4.1.4 Kerma no ar no ponto de referência de entrada no paciente (kerma)

Da mesma forma que na análise do PKA, foram avaliados os valores de kerma cine, fluoro e total (Tabela 4.1). Neste caso verifica-se que, em média, 92,33% do kerma total é decorrente da exposição no modo subtração, como pode ser observado na Figura 4.4.

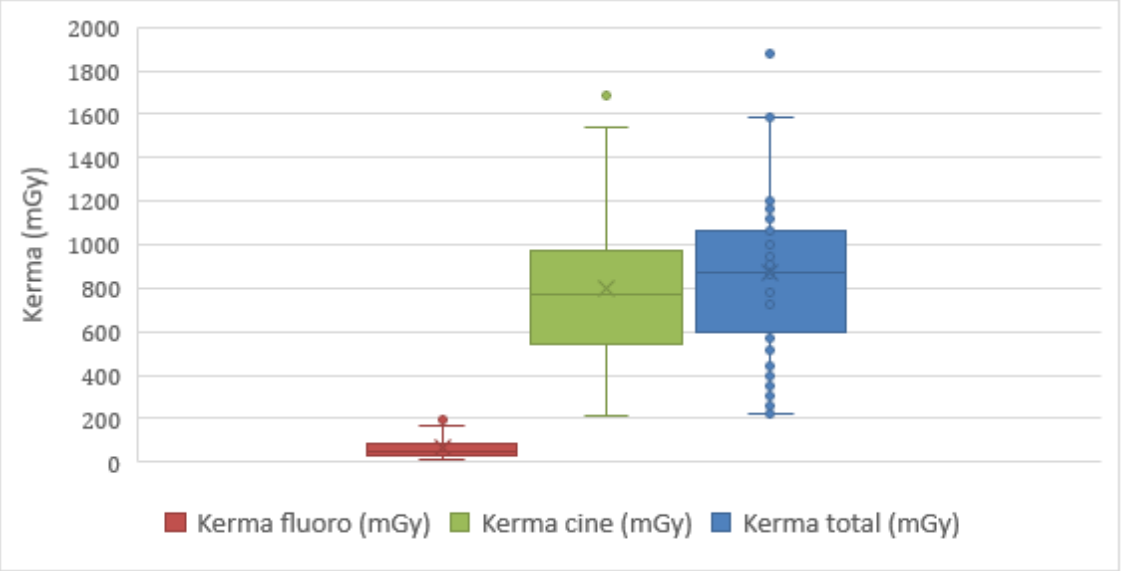


Figura 4.4: Representação da contribuição parcial e total do kerma.

Comparando os valores do kerma total, cine e fluoro deste estudo com os de outros artigos encontrados na literatura (Tabela 4.6), podemos afirmar que os resultados encontrados neste estudo são consistentes com os da literatura, mostrando um mesmo comportamento ao apresentar uma maior predominância do kerma cine. Por exemplo, no estudo de Lunelli et al (2013) [44], o kerma de subtração digital se encontra dentro da ordem das incertezas do presente estudo. Ao comparar com o estudo feito por Yunsun Song e colaboradores (2020) [45], percebe-se uma discrepância no valor do kerma cine por se tratar de aplicação de protocolos otimizados. Por outro lado, o kerma de fluoroscopia se encontra bem próximo ao deste estudo.

Tabela 4.6: Comparação dos resultados obtidos para o kerma fluoro e de subtração no presente trabalho e de outros autores [44 e 45].

Estudo	Média + DP	Max - Min	Amostra
Lunelli et al (2013)			158
Kerma cine	626 ± 32	1912 - 212	
Kerma fluoro	110 ± 8,9	1180 - 21,2	
Yunsun Song			30
Kerma cine	140 ± 47	-	
Kerma fluoro	56 ± 34	-	
Este trabalho			39
Kerma cine	689 ± 349	1684 - 210	
Kerma fluoro	58 ± 48	195 - 8	

Considerando que o kerma total é, em maior parte, decorrente da exposição no modo subtração, cabe representar a relação entre o número de imagens adquiridas e o kerma total (Figura 4.5).

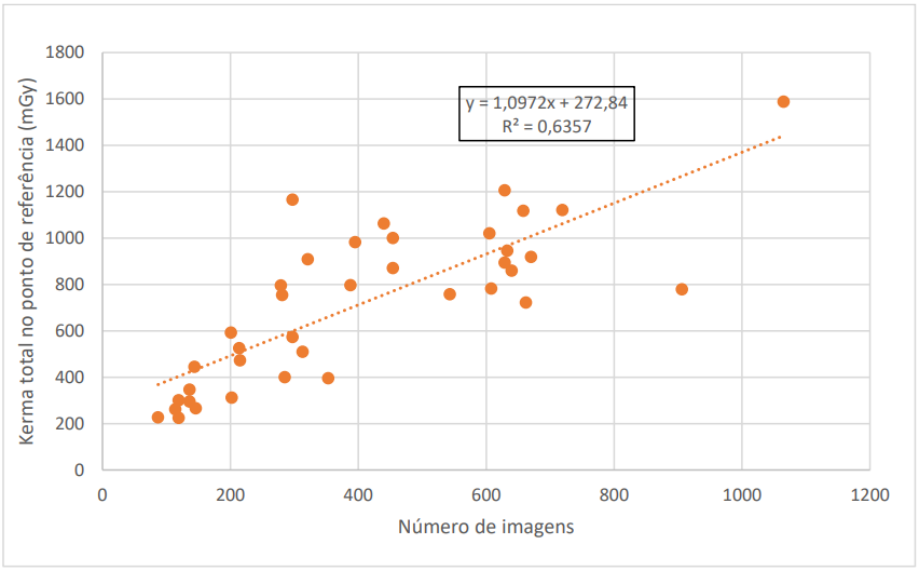


Figura 4.5: Correlação entre o kerma total e o número de imagens nos procedimentos de arteriografia cerebral.

Observando os resultados obtidos até aqui e analisando os indicadores dosimétricos correspondentes às porções de fluoroscopia e de subtração dos procedimentos de arteriografia, ficou claro que a maior incidência na dose recebida pelos pacientes deve-se à exposição durante as séries de cine (ou subtração). Portanto, neste trabalho se fez ênfase no comportamento das séries de subtração digital, analisando somente este aspecto dos procedimentos.

4.2 Análise da contribuição dosimétrica das séries adquiridas no modo subtração para as distintas projeções

Com base nas observações anteriores, neste trabalho foram analisados somente os resultados do modo de subtração digital. Apesar de que as séries de subtração duram curtos períodos de tempo (da ordem de alguns segundos), é evidente que esta parcela da dose que o paciente recebe é a mais relevante em termos de exposição, somado ao fato de que os valores medidos no ponto de referência de entrada do paciente são, em média, da ordem de 0,5 Gy. Estas condições de exposição do paciente devem ser acompanhadas devido à maior probabilidade de indução de efeitos determinísticos além dos efeitos estocásticos

obviamente decorrentes de qualquer exposição à radiação. Nas Figuras 4.6 e 4.7 apresentam-se a relação entre o PKA de subtração e o número total de imagens, e entre o kerma de subtração e o número total de imagens, respectivamente. Pode ser observado o peso que tem a quantidade de imagens adquiridas (ou seja, o tempo que dura a série) na dose.

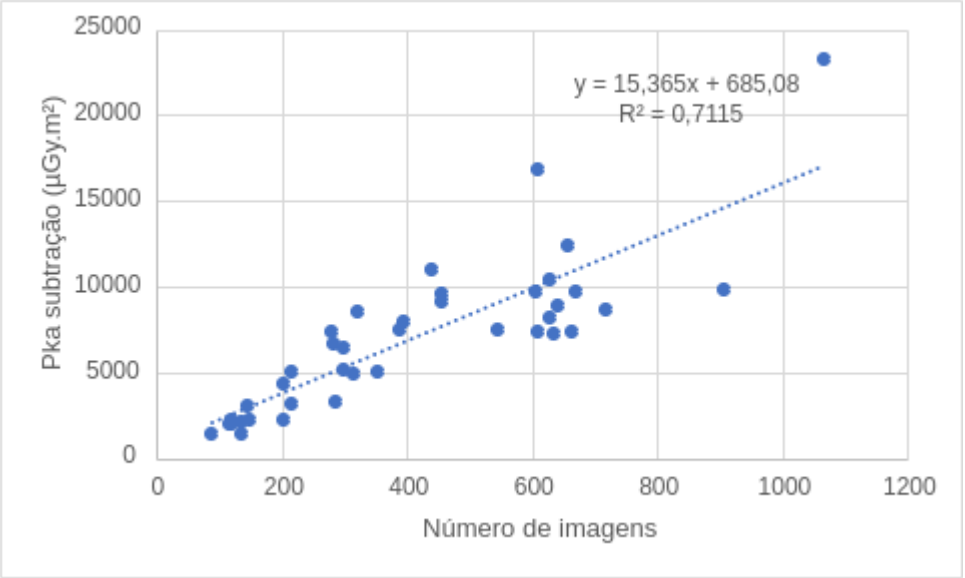


Figura 4.6: Comportamento do PKA de subtração digital em função do número de imagens total por procedimento.

Ao comparar o gráfico da Figura 4.7 com o mostrado na Figura 4.5, percebe-se uma grande semelhança entre eles, mostrando assim a significante contribuição do kerma cine para o kerma total.

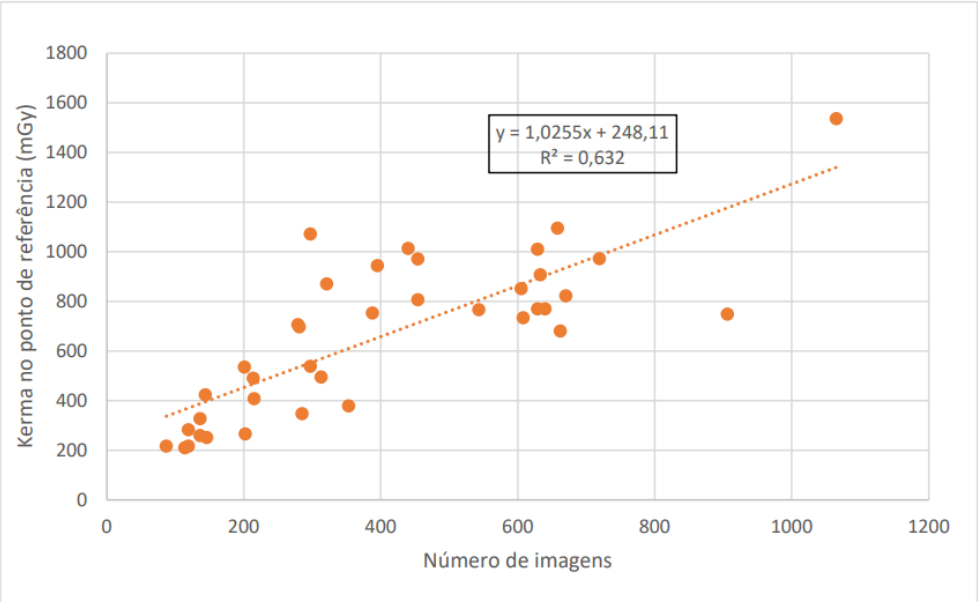


Figura 4.7: Kerma de subtração digital em função do número total de imagens.

Sendo assim, durante os procedimentos intervencionistas, é de suma importância fazer o registro e o devido acompanhamento dos valores do kerma e do PKA que são apresentados no painel de comando. É uma prática simples que não requer uma instrumentação, resultando em diversos benefícios, como a otimização da dose nos pacientes e profissionais, aperfeiçoamento da qualidade das intervenções e a facilidade na identificação de possíveis falhas do equipamento ou dos profissionais. Para isso é importante ter a presença de um físico médico devidamente treinado em radiologia intervencionista em serviços deste porte, devido aos itens comentados anteriormente e também às altas doses recebidas pelos pacientes, que também podem ocasionar elevadas doses nos profissionais envolvidos.

4.2.1 Análise do kerma/imagem para as diferentes projeções

As projeções mais frequentes utilizadas pelos profissionais podem ser visualizadas por meio do gráfico de barras mostrado na Figura 4.8. Por meio desta figura é possível verificar que a projeção mais usada foi a OAD 90, seguida pela

OAE 90. No mesmo gráfico observamos o valor médio do kerma/imagem em mGy (multiplicado por 10 para melhor visibilização).

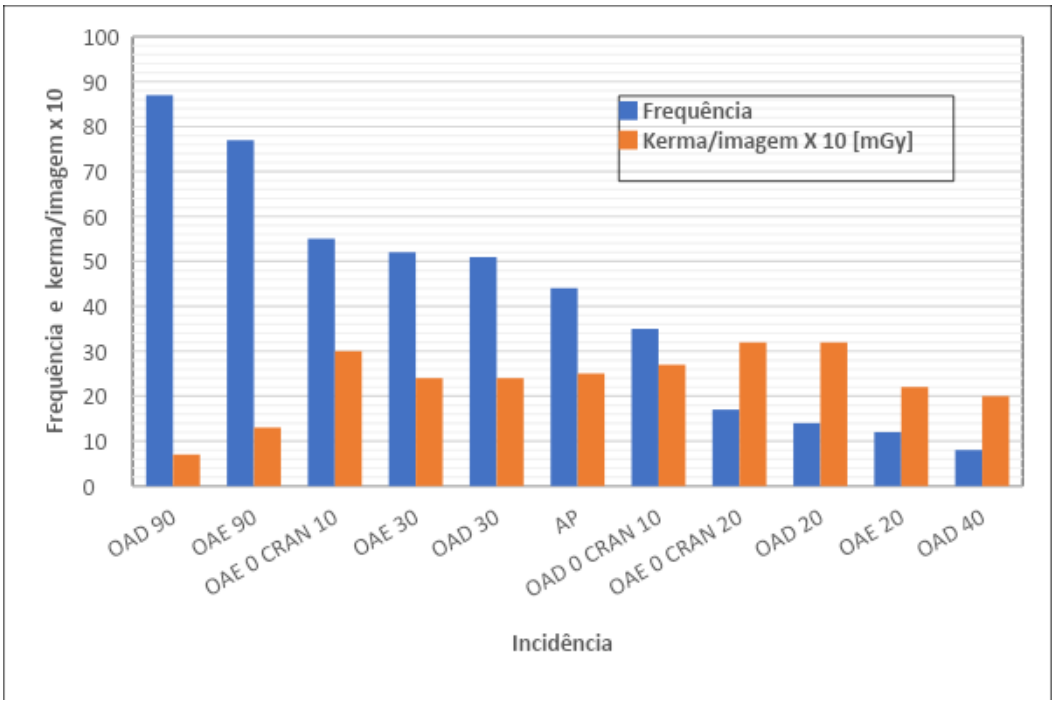


Figura 4.8: Gráfico de barras demonstrando a frequência das angulações utilizadas pelos profissionais.

O objetivo principal deste trabalho é analisar quais incidências proporcionam maiores doses ao paciente. Assim é importante avaliar como varia o kerma/imagem nas diferentes projeções, visto que nunca é adquirida a mesma quantidade de imagens para uma determinada incidência. Em função do agrupamento das incidências apresentadas na Tabela 3.11 e na Figura 4.8, para cada incidência foi calculado a média, o desvio padrão, a mediana e o terceiro quartil dos parâmetros medidos: kerma no ponto de referência, kerma/imagem e número de imagens adquiridas para cada uma das projeções mais frequentes (agora organizadas em função da ordem decrescente do kerma no ponto de referência), independentemente do paciente que foi irradiado. O resultado deste estudo pode ser visto na Tabela 4.7.

Com o objetivo de melhor visualizar os resultados da Tabela 4.7, na Figura 4.9 foi representada, na forma de gráfico de boxplot, a distribuição do kerma/imagem para as projeções em questão.

Tabela 4.7: Resumo dos valores dos parâmetros medidos ou calculados nas projeções mais frequentes identificadas a partir dos 39 procedimentos estudados neste trabalho. (n) = frequência.

Incidência (n)	Kerma no ponto de referência (mGy)			Kerma/imagem (mGy)			Número de imagens		
	Média + DP	Mediana	3º Q	Média + DP	Mediana	3º Q	Média + DP	Mediana	3º Q
OAE 0 CRAN 20 (17)	103,0 ± 13,3	101,0	116,0	3,2 ± 0,3	3,3	3,5	31,8 ± 2,4	32,0	34,0
OAE 0 CRAN 10 (55)	87,1 ± 25,2	87,5	108,0	3,0 ± 0,7	2,9	3,4	30,2 ± 7,6	30,0	33,0
OAD 0 CRAN 10 (35)	84,9 ± 21,5	86,3	101,5	2,7 ± 0,8	2,6	3,3	32,3 ± 8,8	31,0	32,5
OAD 20 (14)	69,2 ± 23,3	68,4	90,8	3,2 ± 0,9	3,6	3,8	21,1 ± 4,7	23,5	24,8
AP (44)	68,7 ± 32,6	69,7	94,0	2,5 ± 0,9	2,5	3,3	27,3 ± 14,3	27,5	30,3
OAE 30 (52)	48,8 ± 26,1	46,3	61,5	2,4 ± 0,9	2,5	3,1	20,2 ± 8,9	19,0	24,0
OAE 20 (12)	44,5 ± 28,4	51,3	61,3	2,2 ± 1,3	2,0	3,5	18,7 ± 6,2	16,5	20,3
OAD 30 (51)	43,6 ± 20,1	46,5	54,8	2,4 ± 1,0	2,7	3,3	19,1 ± 8,8	17,0	22,0
OAD 40 (8)	41,7 ± 27,3	35,4	55,5	2,0 ± 1,1	2,0	2,7	20,9 ± 4,1	20,0	24,3
OAE 90 (77)	34,6 ± 25,3	23,2	42,4	1,3 ± 1,2	0,8	1,4	30,4 ± 8,9	30,0	33,0
OAD 90 (87)	26,6 ± 13,3	24,6	33,9	0,7 ± 0,7	0,5	0,9	56,9 ± 44,8	33,0	73,0

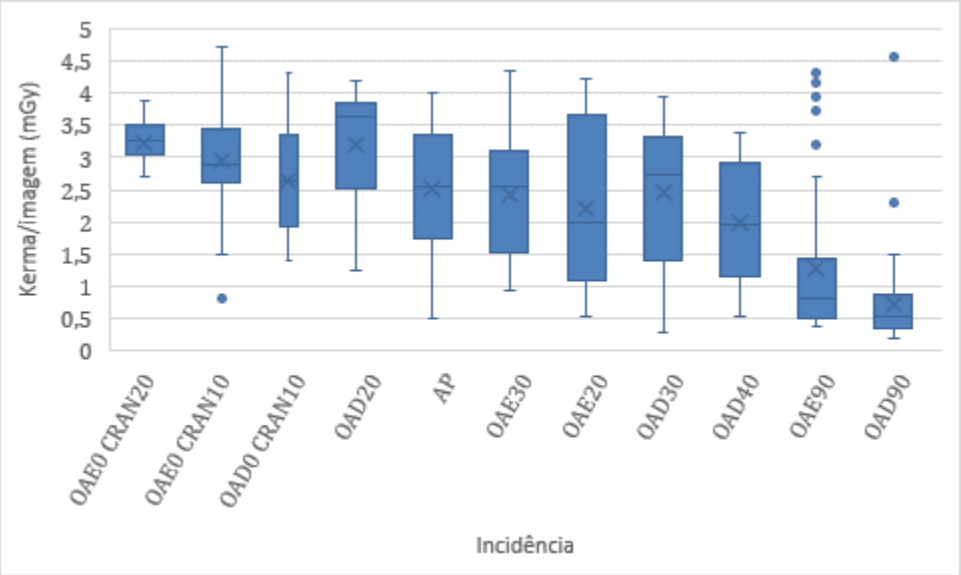


Figura 4.9: Boxplot do kerma/imagem em diferentes incidências.

As incidências que resultam em um maior valor de kerma/imagem para o paciente são a OAE 0 - CRA 20 e a OAD 20. Apesar de estas angulações resultarem em um maior kerma/imagem, elas não são utilizadas com muita frequência no dia a dia durante os procedimentos (o que pode ser observado na Figura 4.8).

Na Figura 4.9, vemos que as incidências OAD 90 e a OAE 90, mesmo sendo as mais usadas pelos profissionais e adquirindo um grande número de imagens, são as que ocasionam menores dose e kerma/imagem, ou seja, quanto mais horizontal for a posição do arco em C (sistema tubo de raios X - detector de imagem orientado para a direita ou para a esquerda), teremos menores valores de kerma/imagem no paciente.

Já as incidências OAE 0 - CRAN 10 e OAD 0 - CRAN 10, bastante frequentes, proporcionam doses altas com a aquisição de um grande número de imagens, o que mostra que quanto mais “craniada” for a projeção, maior será o valor de kerma/imagem ministrada ao paciente. Por outro lado, podemos observar na Tabela 4.7 que quanto mais oblíqua for a projeção, seja para a direita ou para a

esquerda (ou seja, menos vertical, como OAD 30, OAD 40), menor será o valor da kerma/imagem.

Um dos possíveis motivos de o equipamento apresentar esse tipo de comportamento de, a depender das incidências utilizadas, o valor do kerma/imagem ser modificado (apesar do fato da cabeça do paciente ser considerada uma esfera homogênea), é devido ao que já foi programado pelo fabricante ou pelo serviço de manutenção do equipamento com o objetivo de tentar otimizar as doses ministradas, principalmente nas projeções mais usadas pelos profissionais nos serviços que mais resultam em altas doses nos pacientes, como a arteriografia e a embolização. Posteriormente seria interessante reunir com a equipe que realiza estas manutenções nos equipamentos a fim de entender melhor esta programação.

4.2.2 Uma análise estatística dos resultados

Com o objetivo de fazer uma análise menos qualitativa e de unificar as projeções que apresentarem valores similares de média e mediana, e não precisar estudar individualmente uma a uma, foi realizado um exercício utilizando a análise de variância (teste ANOVA), que irá permitir a comparação das médias dos valores de kerma/imagem dos grupos formados.

Observando a Tabela 4.7 e a Figura 4.10, pode-se inferir uma tendência ao agrupamento dos valores de kerma/imagem das angulações OAD 90 e OAE 90 que poderiam ser estudadas em conjunto (que chamaremos de Grupo 1), visto que os valores da mediana e terceiro quartil do kerma/imagem são relativamente próximos, com a mediana variando de 0,5 a 1,5 neste grupo. Com o mesmo critério podem ser identificados mais dois grupos, aos que chamaremos Grupo 2, cujas medianas variam de 2 a 3 e o Grupo 3, com medianas acima de 3. Foi necessário realizar o agrupamento em função da mediana devido ao grande número de *outliers* presentes.

Sendo assim, as incidências foram agrupadas da seguinte forma (vide Figura 4.10):

- Grupo 1 - OAE 90 e OAD 90;
- Grupo 2 - OAE 0 CRAN 10, OAD 0 CRAN 10, AP, OAE 30, OAE 20, OAD 30, OAD 40;
- Grupo 3 - OAE 0 CRAN 20 e OAD 20.

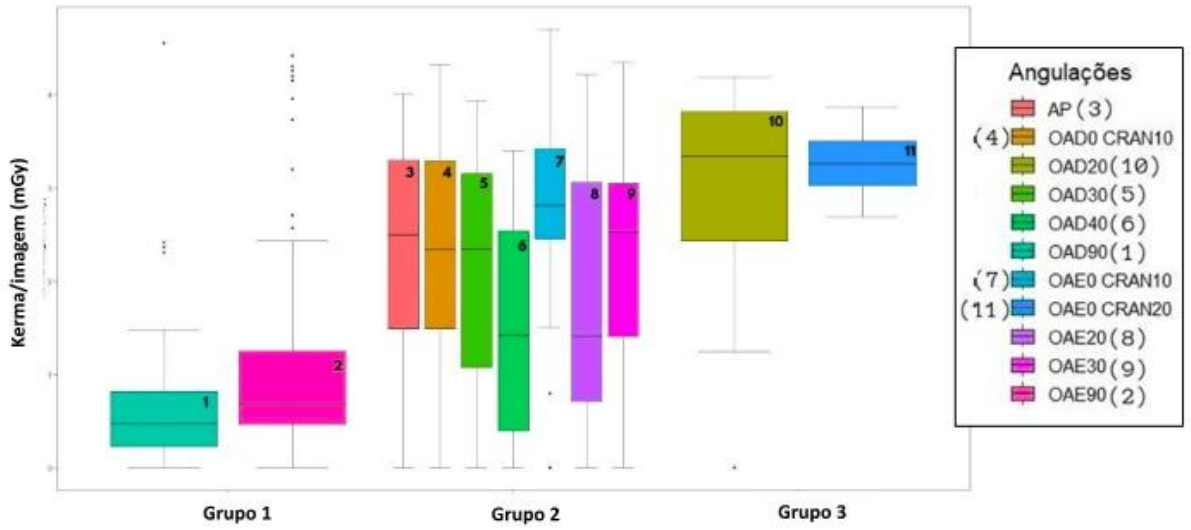


Figura 4.10: Identificação dos grupos 1, 2 e 3.

Aparentemente, temos que as incidências compreendidas no Grupo 1 fornecem um valor médio de kerma/imagem menor em comparação com os grupos 2 e 3, confirmando a afirmação feita anteriormente de que o sistema fornece menor kerma/imagem na medida em que a incidência é mais angulada (para a esquerda ou para a direita) e maior em projeções craniais.

Ao analisar a normalidade dos dados, o valor de p dos grupos 1, 2 e 3 foram, respectivamente, $2,65\times e^{-16}$, $2,19\times 10^{-12}$ e $1,15\times 10^{-7}$. Neste caso todos os grupos possuem um valor de p menor que o nível de significância considerado (0,05), rejeitando assim a hipótese nula. Diante disso, temos que os dados não seguem uma distribuição normal. O mesmo acontece com as incidências que compõem os grupos 2 e 3.

Os gráficos da Figura 4.11 a 4.13 mostram que a distribuição dos dados dos grupos 1, 2 e 3 não caracterizam uma distribuição normal, apresentando características de distribuições exponencial e bimodal, não atendendo assim ao pressuposto da normalidade dos grupos. Contudo devido ao fato da ANOVA ser um teste robusto (conforme explicado no item 3.7), a análise seguiu a diante.

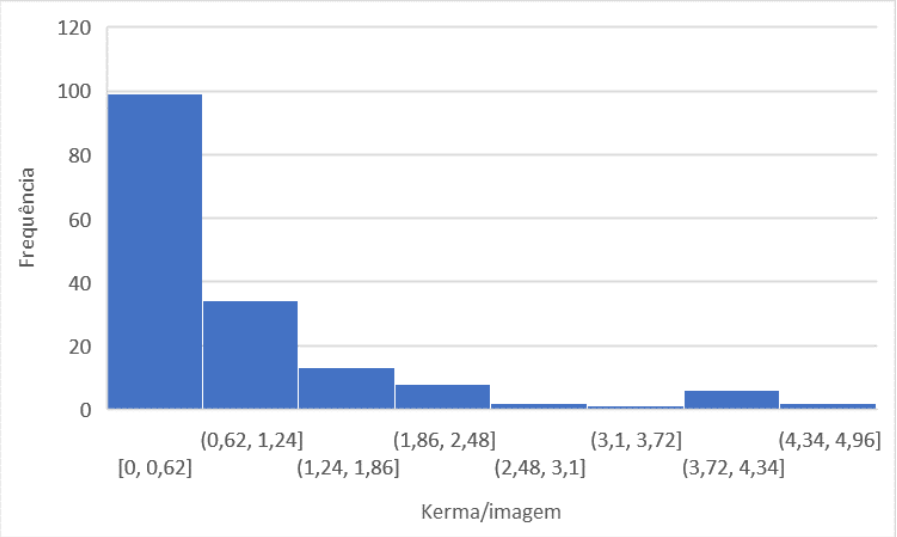


Figura 4.11: Histograma do grupo 1.

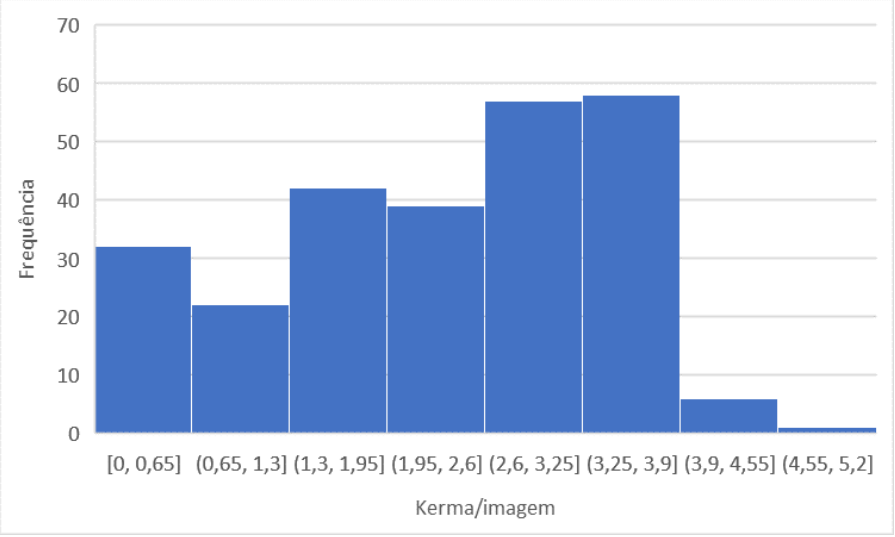


Figura 4.12: Histograma do grupo 2.

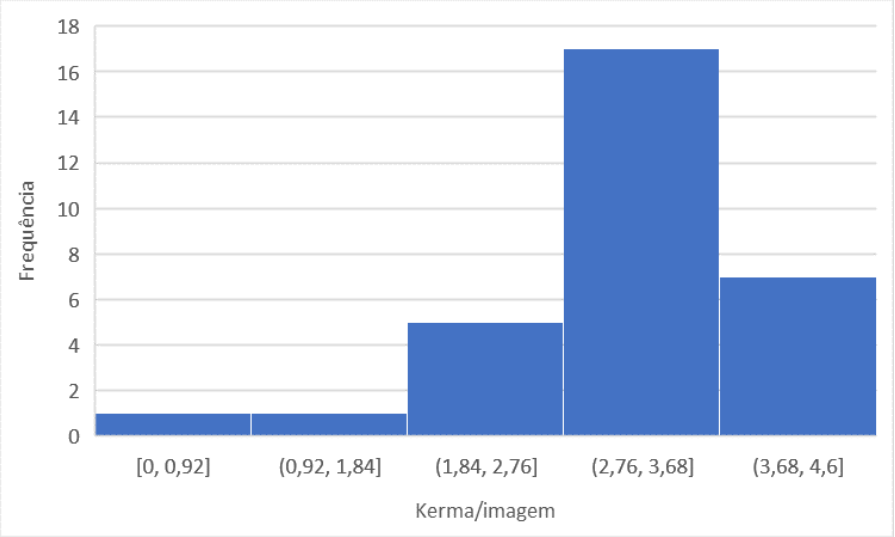


Figura 4.13: Histograma do grupo 3.

Para verificar o pressuposto da homogeneidade das variâncias foi feito o teste de Barlett. O valor de p encontrado foi de 0,41. Sabendo que H_0 representa as variâncias constantes e homogêneas e H_1 há uma desigualdade entre as variâncias, como o valor de p é maior do que o nível de significância considerado (0,05). Logo H_0 é aceito, então pode-se concluir que os grupos são constantes e homogêneos.

Ao analisar os resultados da ANOVA, conforme mostrado na Tabela 4.8, temos as fontes de variação relacionadas ao tratamento (grupos 1, 2 e 3) e as fontes de variação relacionadas ao acaso (resíduo). A variação interna, ou seja, o quanto o kerma/imagem modifica entre um mesmo grupo, é representado pelo resíduo. O valor do quadrado médio é a estimativa desta variação interna. A variação entre os três grupos pode ser vista pela linha grupos, em que o quadrado médio nos diz a variação entre estes grupos de tal modo que, se esta variação não for muito superior à variação dentro do grupo, há fortes indícios de que a variação que está ocorrendo é por mero acaso. Contudo, neste caso a variação do quadrado médio é muito maior que o quadrado médio dentro de um mesmo grupo (resíduo), então temos que em média há pelo menos uma diferença entre um dos diferentes grupos, acarretando num valor de F de 107,90. Considerando que:

- H_0 = as médias dos grupos são iguais;
- H_1 = as médias dos grupos são diferentes.

Em seguida, ao verificar o valor de p, considerando o nível de significância como 0,05, temos que ele é menor que o nível adotado. Logo dizemos que existe pelo menos uma diferença entre duas médias envolvidas dos grupos, que são estatisticamente diferentes de zero. Portanto, o kerma/imagem de um grupo é maior do que algum outro grupo de incidências.

Tabela 4.8: Resultados da ANOVA.

Kerma/imagem (mGy)	**Quadrado médio**	**Valor de F**	**Valor de p**
Grupos 1, 2 e 3	127,41	107,90	$<2\times e^{-16}$
Resíduo	1,18	-	-

Para verificar quais as médias que diferem entre si, foi feito um procedimento de comparações múltiplas, analisado por meio do teste de Tuckey. Sendo assim, pode ser concluído que entre os grupos 1 e 2 há uma diferença estatisticamente significativa, uma vez que o valor de p é menor que 0,0001, valor no qual é menor que o nível de significância adotado. Portanto, H_0 é rejeitado. Temos um mesmo resultado ao comparar as médias entre os grupos 3 e 1 e entre o grupo 3 e o grupo 2.

Os intervalos de confiança podem ser vistos por meio do gráfico presente na Figura 4.14. Caso o intervalo de confiança não contenha o zero dizemos que as médias entre os grupos analisados são estatisticamente diferentes. Logo concluímos que existe uma diferença significativa entre os três grupos estudados de incidências, uma vez que o intervalo de confiança dos três grupos não inclui o zero.

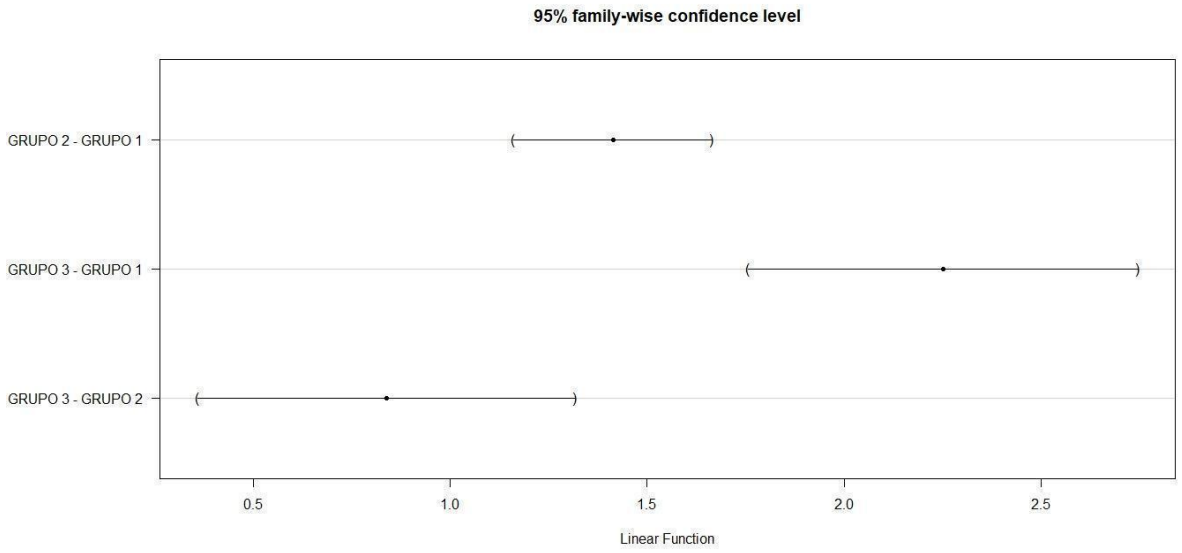


Figura 4.14: Gráfico do intervalo de confiança de 95% das diferenças de médias dos grupos 1, 2 e 3.

Como os dados não possuem uma distribuição normal, um dos pressupostos da ANOVA não foi atendido. Sendo assim, foi realizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis a fim de comprovar os resultados da análise de variância. O valor de p encontrado foi de $2,2\times e^{-16}$, levando a conclusão de que pelo menos 2 grupos são diferentes entre si, confirmando dessa forma o resultado encontrado por meio da ANOVA.

Sendo assim, pode ser concluído que o valor de kerma/imagem dos grupos 1, 2 e 3 são diferentes estatisticamente e que, portanto, há uma diferença no kerma/imagem ao variar as incidências consideradas.

Uma segunda conclusão a ser considerada com os resultados da ANOVA é que as angulações OAE 90 e OAD 90 podem ser consideradas como uma só (grupo 1) ao serem estudadas e que possuem um menor valor de kerma/imagem dentre todas as angulações analisadas, comprovando dessa forma o que foi apresentado no item 4.2.1. Em relação aos grupos 2 e 3, também todas as incidências contidas dentro deles podem ser estudadas como uma só, visto que seus valores de kerma/imagem são relativamente próximos. A contribuição do valor do

kerma/imagem das incidências do grupo 2 para o paciente é intermediária. Por outro lado, OAE 0 CRAN 20 e OAD 20 (grupo 3) resultam em uma maior dose, uma vez que o kerma/imagem deste grupo é um tanto quanto alto.

4.3 Efeito da inserção automática de filtros de alumínio e cobre na dose ao paciente

Na Figura 4.15 está representada a sequência das séries de cine adquiridas durante um procedimento de arteriografia cerebral no paciente que chamaremos ABC. No gráfico não são representadas as irradiações realizadas com fluoroscopia em tempo real porque essa informação não fica registrada na memória do equipamento de raios X. Durante o procedimento em questão foram adquiridas 21 séries, com as angulações representadas no eixo horizontal do gráfico de acordo com a sequência temporal de realização do exame, ou seja, a primeira aquisição foi OAE 0-CRAN 10 e a última foi OAD 40-CAU10.

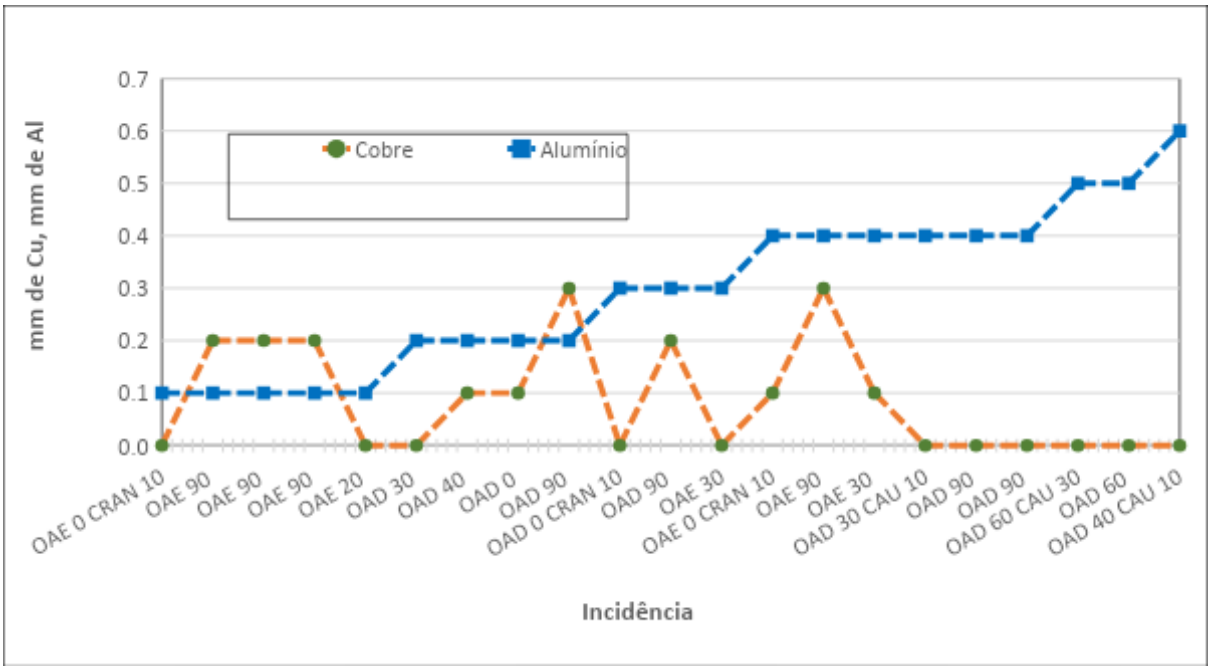


Figura 4.15: Comportamento dos filtros de alumínio e cobre durante uma angiografia cerebral do paciente ABC.

Em primeiro lugar, pode ser observado que a espessura dos filtros de alumínio vai aumentando na medida que mais séries vão sendo adquiridas. Podemos interpretar este fato como se o equipamento tivesse “memória” de que a cada nova série adquirida, a dose ministrada na pele do paciente vai aumentando. Por outro lado, a espessura dos filtros de cobre inseridos é maior para aquelas incidências muito anguladas; sendo particularmente pesada para angulações extremas como as de 90 graus. Este processo acontece até certo ponto em que o grau de filtração de Al é muito significativo e o equipamento não mais insere filtros de cobre.

Por outro lado, a filtração de cobre é menor na medida que o kerma no ponto de referência aumenta (ou seja, mais imagens são adquiridas), como pode ser observado nas Figuras 4.16 e 4.17.

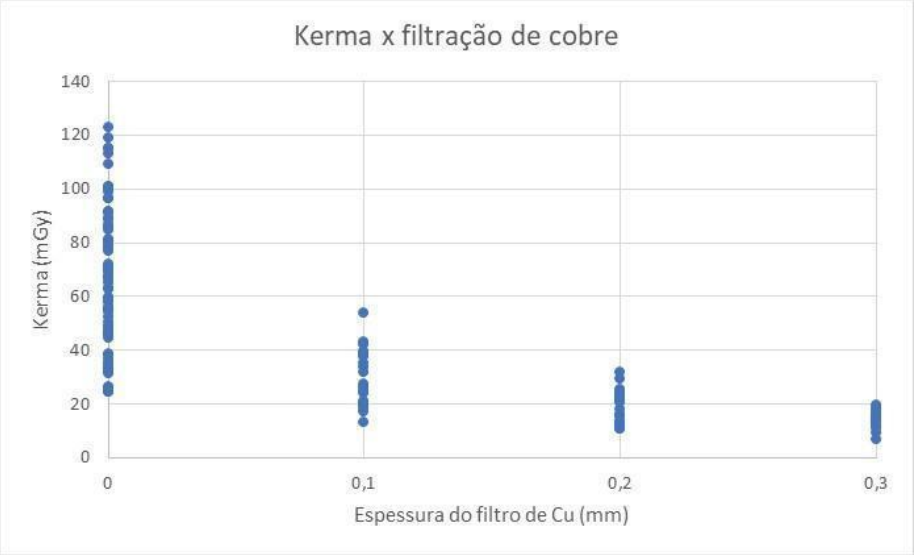


Figura 4.16: Relação entre a espessura do filtro de cobre e o kerma no ponto de referência.

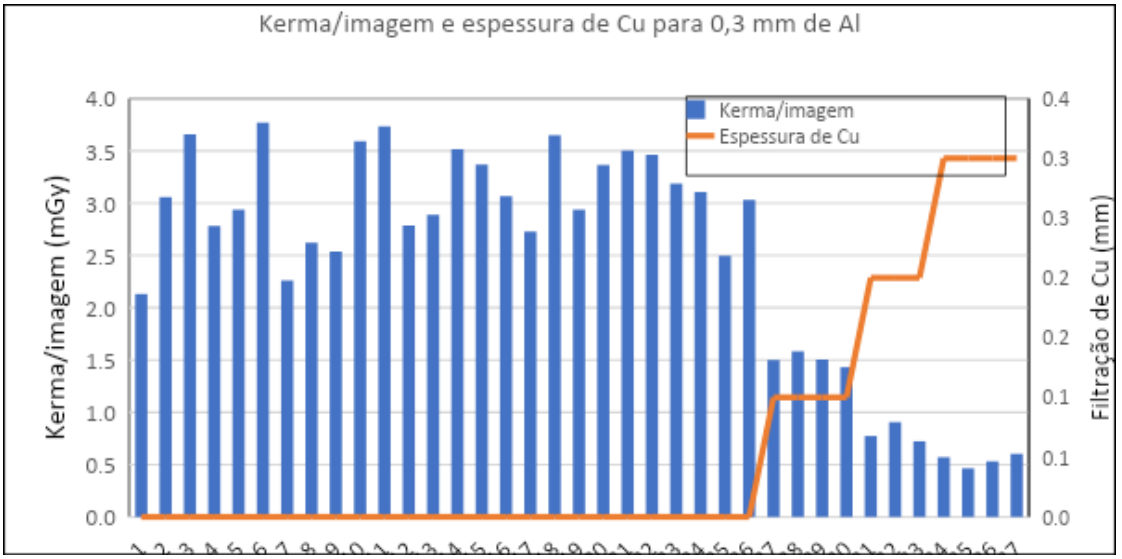


Figura 4.17: Relação entre a espessura de filtros de cobre inseridos e o valor de kerma/imagem.

Para todos os 39 procedimentos estudados foram realizados gráficos similares ao da Figura 4.17 e o comportamento da inserção e retirada de filtros seguiu o mesmo padrão. Dentre estes 39 procedimentos, as espessuras de filtros variaram entre 0 e 0,9 mm Al e entre 0 e 0,3 mm de Cu.

Nas Figuras 4.18 e 4.19 pode ser observado o efeito das filtrações de alumínio e cobre separadamente, em função do valor de kerma/imagem. Diferentemente do efeito de filtração de cobre, a inserção de filtros de alumínio não produz uma diminuição tão importante. No caso de filtrações de cobre, ao dobrar a espessura do filtro, o valor de kerma/imagem cai praticamente à metade. Este comportamento deve-se, obviamente, a que o alumínio é um material menos absorvedor que o cobre.

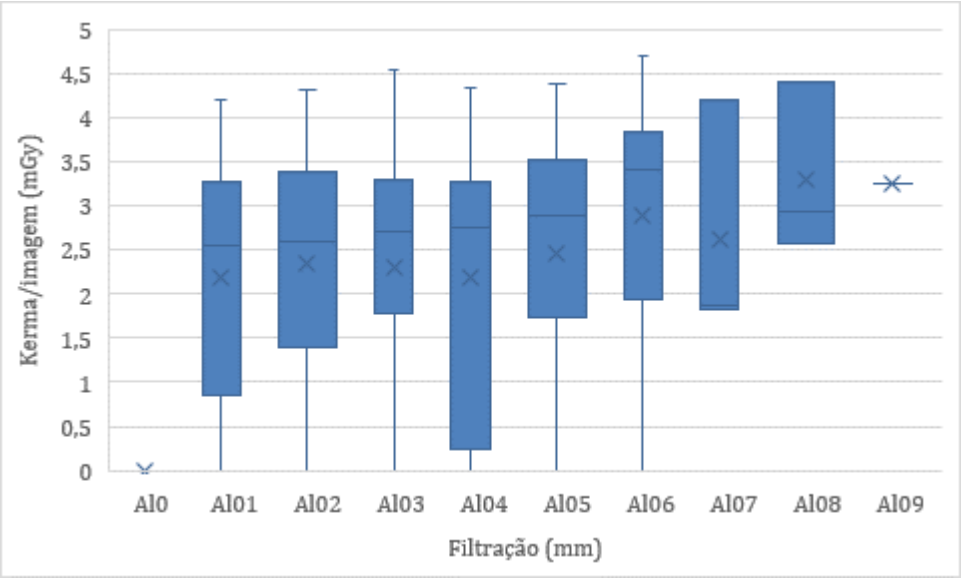


Figura 4.18: Kerma por imagem das diferentes espessuras de alumínio usadas como filtração adicional, quando não há introdução de filtros de cobre.

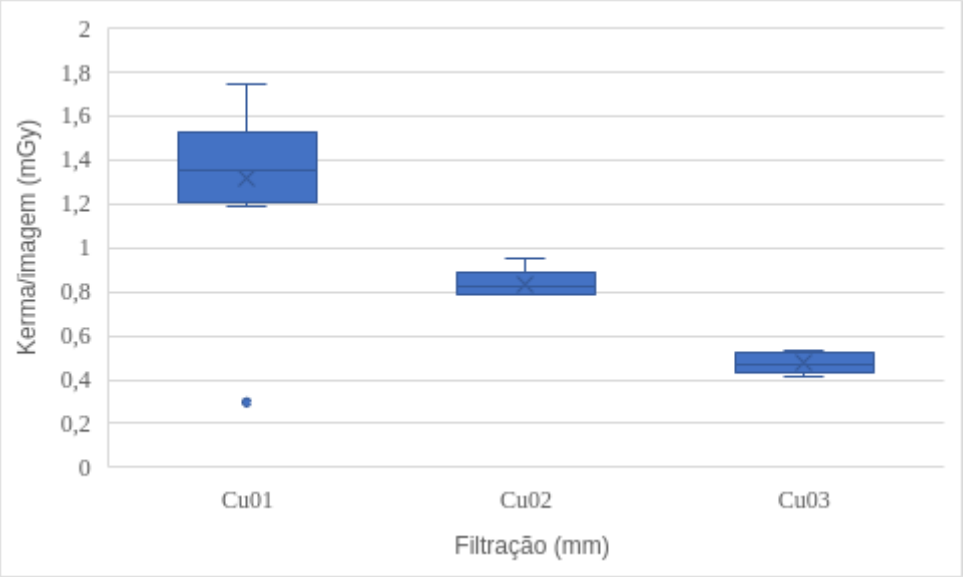


Figura 4.19: Kerma por imagem das diferentes espessuras de cobre usadas como filtração adicional, quando não há introdução de filtros de alumínio.

Se compararmos as filtrações de alumínio e cobre em um mesmo gráfico (Figura 4.20), observa-se que a filtração de cobre é mais pesada que a de alumínio,

visto que o valor de kerma/imagem diminui drasticamente com umas poucas décimas de mm de cobre.

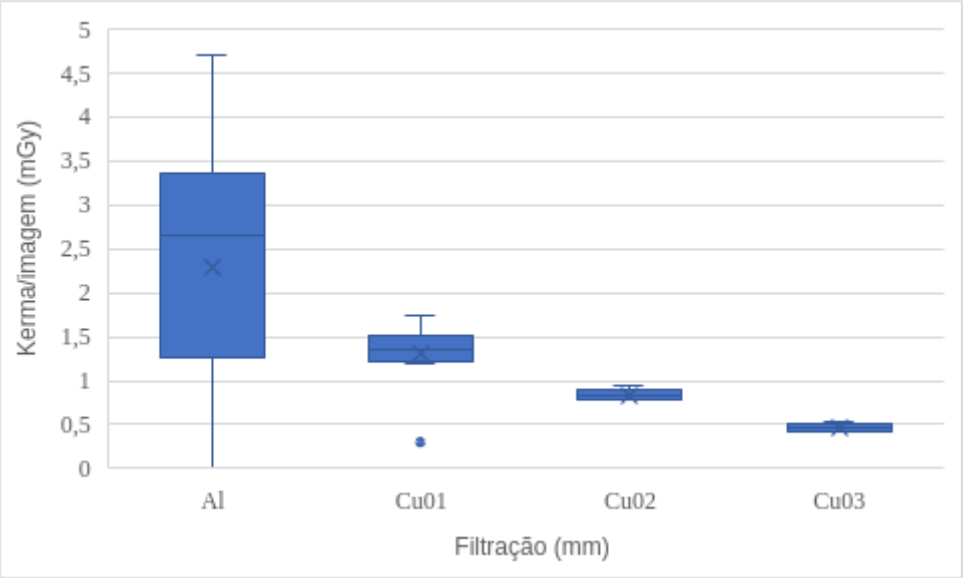


Figura 4.20: Comparação dos valores do kerma por imagem das filtrações de cobre e de alumínio.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

Foi verificado que, durante os procedimentos de angiografia cerebral, a maior parcela da dose total recebida pelo paciente corresponde aos valores resultantes do kerma no ar no ponto de referência de entrada no paciente e do produto kerma durante a obtenção de imagens por subtração digital. Valores totais observados nos registros do PKA e do kerma no ponto de referência do paciente durante as arteriografias de 39 pacientes variaram, respectivamente, entre (7584 ± 4661) $\mu Gy.m^2$, com terceiro quartil de 792 $\mu Gy.m^2$, e de (746 ± 378) mGy, com terceiro quartil de 964 mGy.

De maneira geral, os valores de número de séries, número de imagens e tempo total obtidos durante as arteriografias cerebrais estudadas foram similares aos reportados por outros autores de trabalhos similares ao presente.

Em relação à variação do valor de kerma/imagem nas diferentes incidências, foi verificado que as angulações que proporcionam um maior valor de kerma/imagem não são utilizadas com muita frequência, como é o caso de OAE 0-CRA 20 e OAD 20. Por outro lado, as angulações OAD 90 e OAE 90 são as mais usadas no dia a dia nos procedimentos de arteriografia cerebral e, apesar disso, resultam em uma menor dose. Em suma, quanto mais horizontal for a incidência, menor será o valor do kerma/imagem. Em contrapartida, quanto mais “craniada” forem as angulações, maiores serão os valores de kerma/imagem obtidos.

Foi feita uma análise menos qualitativa dos valores registrados de kerma/imagem nos 39 procedimentos utilizando o teste ANOVA. Assim foi possível agrupar as projeções que apresentaram valores similares de média e mediana de kerma/imagem (grupos 1, 2 e 3) para não ter que estudar individualmente uma a uma todas as incidências identificadas. Assim, esta metodologia permitiu concluir que as angulações OAE 90 e OAD 90 formam um conjunto (grupo 1) e que possuem um menor valor de kerma/imagem dentre todas as angulações analisadas.

Em relação aos grupos 2 e 3, o mesmo foi verificado, sendo que o valor do kerma/imagem das incidências do grupo 2 para o paciente é intermediária. Por outro lado, as incidências do grupo 3 resultam em uma maior dose.

Acerca da inserção automática de filtros de cobre e alumínio pelo equipamento avaliado, foi observado que, nas angulações de 90 graus em especial, a espessura dos filtros de cobre inseridos é significativa, podendo chegar até 0,3 mm Cu. No que se refere à inserção de filtros de alumínio, sua espessura vai aumentando à medida que o número de séries adquiridas aumenta durante o procedimento. Uma vez que sua espessura é suficiente, os filtros de cobre não são mais inseridos.

Os valores registrados da dose no ponto de referência intervencionista são, em média, maiores que 0,5 Gy, podendo atingir em certos casos valores mais elevados, suficientes para ocasionar efeitos determinísticos. Este fato ressalta a importância de conhecer e registrar os valores do kerma no ponto de referência intervencionista e do PKA, trazendo assim diversas vantagens para o paciente e profissionais, a melhora da qualidade dos procedimentos, a identificação de possíveis problemas no equipamento e de exposições elevadas no paciente. No caso de uma exposição elevada acontecer, recomenda-se o acompanhamento médico do paciente após o exame a fim de avaliar a possibilidade do surgimento de futuros problemas. Para isso, é necessário a presença de um físico médico treinado em radiologia intervencionista, atuando em serviços de hemodinâmica.

Os valores parciais (fluoro e subtração) de $K_{a,r}$ e PKA e a descrição detalhada das etapas do procedimento somente são registrados no relatório de dose na memória do computador do equipamento, não visíveis no painel de comando do equipamento. Sendo assim, um valor aproximado da exposição do paciente poderia ser feito em procedimentos de arteriografia cerebral a partir dos valores de kerma total e de PKA total, os quais são apresentados no painel de comando.

Devido à probabilidade real de indução de efeitos determinísticos (além dos estocásticos) o programa de controle da qualidade deve ser mais rigoroso porque a relação entre imagem e dose se torna mais crítica, pela necessidade de imagens de muito boa qualidade, já que as estruturas em estudo são de dimensões

extremamente pequenas (como o diâmetro de um vaso no cérebro) e de densidades semelhantes (vasos, massa cinzenta, etc).

É fundamental conhecer as ferramentas que o equipamento oferece, suas funções e a forma como isto influencia na exposição do paciente. Também é importante que haja uma interação fluida entre o físico médico, o *staff* médico e o pessoal do serviço de manutenção para satisfazer as necessidades dos usuários e obter o máximo proveito do equipamento com a maior proteção para todos os envolvidos.

Sugere-se para trabalhos futuros, a medição da dose recebida pelo paciente em pontos críticos da cabeça, como cristalino, pescoço e pele.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] ICRP. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. **ICRP Publication 85**, Annals of the ICRP, v. 30 n. 2, Vienna 2000.

[2] CANEVARO, L. **Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista.** Revista Brasileira de Física Médica, v. 3, n. 1, p. 101-115, 2009.

[3] **ASNR**, 2022. “O que é neurorradiologia”. Disponível em: <https://www.asnr.org/patientinfo/whatisnr.shtml>. Acesso em: 12 de outubro de 2022.

[4] MARDEGAN, Flávia. **Interpretação quantitativa dos fatores associados à exposição ocupacional e de pacientes em neurorradiologia intervencionista**. 2020. 84 f. TCC (Graduação) - curso de física médica, Instituto de Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2020. Acesso em: janeiro de 2020.

[5] AZEVEDO, Brenda. et al. Angiografia cerebral: agente modificador no desfecho do diagnóstico de aneurismas cerebrais e em seu planejamento cirúrgico. **Brazilian Journal of health Review**, Brasil, v.2, n.4, p. 2990-2997, jul./ag.2019.

[6] A.K.Jones. et al. Fluoroscopic Imaging Systems. *In*: DR.Dance. **Diagnostic Radiology Physics**: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International atomic energy agency, 2014, capítulo 8.

[7] ANGIOGRAFIA. **Manual MSD Versão Saúde para a Família**, 2021. Disponível em: <msdmanuals.com>. Acesso em: 19 de janeiro de 2023.

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

[9] Vano, E., Gonzalez, L., Guibelalde E., Aviles P., Fernandez, J. M., Prieto, C, and Galvan, C. **Evaluation of risk of deterministic effects in**

fluoroscopically guided procedures. Radiation Protection Dosimetry. v. 117, n. 1–3, p. 190–194, 2005.

[10] CNPq. Grupo certificado. dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/1543497898512376. Acesso em 20/08/2021.

[11] ICRP. International Commission on Radiological Protection. **ICRP PUBLICATION 103:** The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Annals of the ICRP, v.37, n.4, p. 1-339, 2007.

[12] European Union. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, y se derogan las Directivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom y 2003/122/Euratom. Official Journal of the European Communities, 17 Jan, L 13/1-73 (2014).

[13] IAEA TECDOC 1958. International Atomic Energy Agency. IAEA TECDOC 1958 “Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe”. Vienna, 2021.

[14] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução da Diretoria Colegiada – **RDC n° 611**, de 09 de março de 2022.

[15] MENDES PEREIRA, Vitor.Diagnostic neuroradiology for the interventional neuroradiologist. **National Library of Medicine**, 2013. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3856331/>.

[16] NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA. Johns Hopkins Medicine. Disponível em: <https://www.hopkinsmedicine.org/interventional_neuroradiology/>. Acesso em: 13 de outubro de 2022.

[17] MEHMET KOCAK, MD. ANGIOGRAFIA. **Manual MSD Versão para Profissionais de Saúde**, 2021. Disponível em: <msdmanuals.com>. Acesso em: 19 de janeiro de 2023.

[18] BUSHONG, S.C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos.** Nona Edição. Houston: Elsevier, 2010.

[19] **HCI**. Embolização de Aneurisma Cerebral. Disponível em: <https://www.hci.med.br/ver-artigo/21/embolizacao-de-aneurisma-cerebral>. Acesso em: 03 de fevereiro de 2023.

[20] BUSHBERG, Jerrold. et al. Interaction of Radiation with Matter. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Segunda edição. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, capítulo 3.

[21] ATTIX, Frank Herbert. Gama and X-ray Interactions in matter. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Madison: WILEY-VCH, 1986, capítulo 7.

[22] CHET R REES, Richard. et al. Radiation Safety and Protection Systems. *In*: DUCKSOO, Kim. **Vascular Imaging and Intervention**. Segunda edição. Londres: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2020, capítulo 6.

[23] BUSHBERG, Jerrold T. et al. Fluoroscopy. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Terceira edição. Philadelphia: Lippincott Wiilliams & Wilkins, 2012, capítulo 9.

[24] www.medicalexpo.com/pt/prod/philips-healthcare/product-70721-624967.html, acessado em 19/01/23.

[25] SCHUELER, Beth A. General Overview of Fluoroscopic Imaging. **The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residentes**, v. 20, n. 4, p. (1115-1126), julho de 2000.

[26] BUSHBERG, Jerrold. et al. Digital Radiography. **The Essential Physics of Medical Imaging**. Segunda edição. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, capítulo 11.

[27] ROWLANDS, J.A; NEITZEL, U. Receptors for Projection Radiography. *In*: DR.Dance et. al. **Diagnostic Radiology Physics**: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International atomic energy agency, 2014, capítulo 7.

[28] LANÇA, Luís; SILVA, Augusto. Digital Radiography Detectors: A technical overview part 1. **Elsevier**, v. 15, n. 1, p. 58-62, abril de 2008.

[29] OLIVEIRA DA SILVA, Mauro. **Avaliação Computacional da Dose em Pacientes e Profissionais em Angiografia Coronariana Utilizando o Visual Monte Carlo**. Tese de doutorado - Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2017. Disponível em:

http://moodle.ird.gov.br/ensino/index.php/teses/teses-doutorado-2017. Acesso em: 2 de fevereiro de 2023.

[30] ALOAN, L., *Hemodinâmica e Angiocardiografia: obtenção de dados, interpretação e aplicações clínicas*. São Paulo: Atheneu Rio. 1990.

[31] YOSHIMURA E.M. Fundamentals of Dosimetry. *In*: DR.Dance et. al. **Diagnostic Radiology Physics**: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International atomic energy agency, 2014, capítulo 3.

[32] ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging. **ICRU Report 74**, v. 5, n.2, 2005.

[33] ATTIX, Frank Herbert. Quantities for Describing the Interaction of Ionizing Radiation with Matter. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Madison: WILEY-VCH, 1986, capítulo 2.

[34] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Instrução Normativa – **IN n° 91**, de 27 de maio de 2021.

[35] NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures. **NCRP Report 168**, Bethesda, 2010.

[36] Balter, S; Miller, D. “Patient Skin Reactions From Interventional Fluoroscopy Procedures**”. AJR**, v. 202, n.4, (2014).

[37] IAEA training material. www.iaea.org/file/2017/training-cardiologyalllectures.zip , acessado em 01/02/2023.

[38] ICRP. International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection in Medicine. **ICRP Publication 135**, Annals of the ICRP, v. 46, n. 1, 2017.

[39] D’ERCOLE, Loredana et. al. Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures. **Elsevier**, Itália, v. 28, n. 1, p. (61-70), novembro de 2010.

[40] PAPAGEORGIOU, E. et.al, Comparision of Patient Doses in Interventional Radiology Procedures Performed in Two Large Hospitals in Greece. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 124, n.2, p. (97-102), agosto de 2007.

[41] URAIRAT,J. et.al. Evaluation of radiation dose to patients undergoing interventional radiology procedures at Ramathibodi Hospital, Thailand. **Biomedical Imaging and Intervention Journal**, v. 7, n. 3, p. (1-5), junho de 2011.

[42] 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**, v. 77, vn. 916, p. (315-322), abril de 2004.

[43] BOR, B. et al. Patient and Staff Doses in Interventional Neurorradiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. (62-68), fevereiro de 2006.

[44] LUNELLI, Neuri. et. al. Evaluation of occupational and patient dose in cerebral angiography procedures. **Radiologia Brasileira.** v. 46, n. 6, p. (351-357), dezembro de 2013.

[45] Yunsun Song, MD. Low-Dose Fluoroscopy Protocol for Diagnostic Cerebral Angiography. **Neurointervention**, v. 15, n. 2, p. (67-73), maio de 2020.

[46] Manual do utilizador Siemens Artis Zee.

[47] FREIRE, SM. Bioestatística Básica. Livro eletrônico. Rio de Janeiro: Ed. do autor, 2021.

[48] Blanca, M.J. et al. Non-normal data: Is ANOVA still a valid option? **Psicothema**, v.29, n.4, p. (552 - 557), 2017.

[49] Maroco,J. Análise Estatística: com utilização do SPSS. Terceira Edição. Lisboa: Edições Sílabo, 2007.

[50] https://www.inf.ufsc.br/~vera.carmo/Testes_de_Hipoteses/Teste_Nao_parametrico_Kruskal-Wallis.pdf. Acessado em: 25/03/2023.

[51] McKight, P.E.; Najab, J. Kruskal Wallis test. **The Corsini Encyclopedia of Psychology.** Janeiro de 2010.

ANEXO A

Formulário preenchido da Dosimetria de Pacientes e Profissionais em Radiologia Intervencionista

Formulário para Dosimetria em Pacientes e Profissionais em Radiologia Intervencionista (Canevaro et a

ição:	Sala: Única	Data:	Procedimento angiografia cerebral	Nº Registro
1 Dr.		Médico 2 Dr.		Acesso femoral

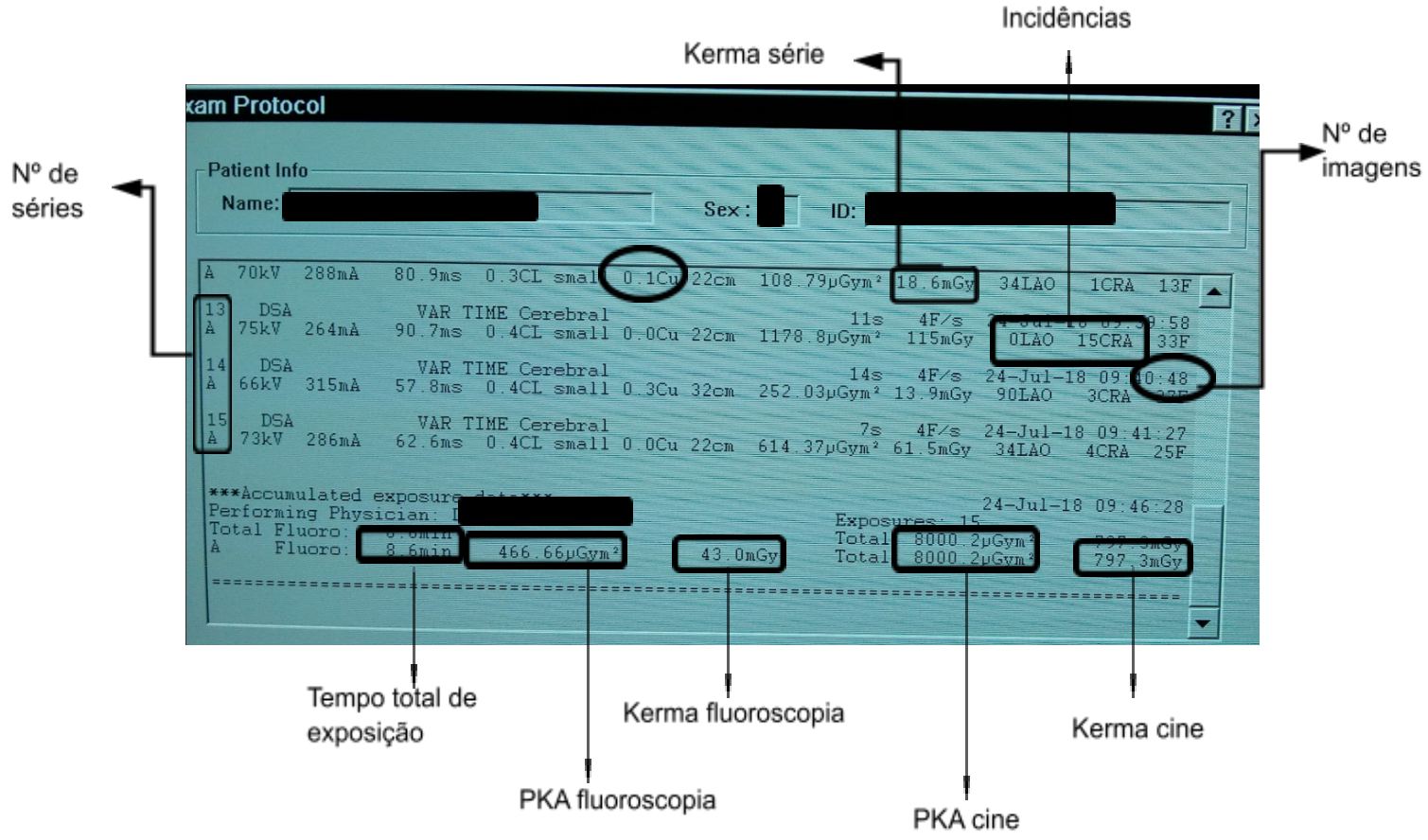
e MCS	Idade	Sexo	Peso	Altura	IMC	Início: 11:53 Fim: 12:15	( ) JR ( ) MP ( ) JL ( ) ____	( ) Alergia Azul: Isall ( ) Diabetes ( ) Sensibilidade na Pele ( ) Intervenção anterior Observações: ____

ra fluoro: ra aquis. Digital:	Roxo-Médico 1 [µSv] : 43,9 / Azul-Médico 2 [µSv]: 136,1 Verde-Tec. Enf [µSv]: — / Laranja-Referência [µSv]: 431,9		
uoro)	mA (fluoro)	Tempo de irradiação [min] 4,4	Nº de séries	Nº de imagens	$P_{K,A}$ /imagem [cGy.cm²/imagem]
icação mais usada		$P_{K,A}$ fluoro [mGy.cm²] 328,56 mGy.m²	$P_{K,A}$ aquis. Digital [mGy.cm²]	$P_{K,A}$ total [mGy.cm²] 7583,10 mGy.m²	Fluoro pulsada? (x) Sim ( ) Não	Taxa P_K
uso de: ime Gafchromic XR		Instrumentação de medida Kerma fluoro mGy 37,7	Kerma total [mGy] 996,1	SID (fluoro)	Mag (fluoro)	Projeção (fluoro)	Taxa k
e Calibração		Profissional foi monitorado durante procedimento (X) I2 ( ) TLD (X) Médico 1 ( ) Médico 2 ( ) Tec. Enf ( ) Tec. Rad ( ) ____					

Nº imagens	Tempo h:min	Rotação OAE / OAD		Angulação Cran / Caud		kVp	mA	ms	Taxa de PKA cine	Filtração Al/Cu	fr/s	P_K
74	11:55		35	0		74	267	90,7	22	0,0 0,1	4	119
76	11:55		7	3		76	262	90,7	22	0,1 0,0	4	90
70	11:57		90	4		70	292	73,2	32	0,1 0,1	4	45
73	11:57		37		6	73	271	90,6	22	0,1 0,0	4	
75	11:58		5	4		75	269	90,7	22	0,3 0,0	4	9
73	11:59		89	3		73	283	67,8	22	0,3 0,0	4	5
26	12:00		5	10		75	262	90,7	22	0,3 0,0	4	86

ANEXO B

Painel do equipamento contendo os parâmetros retirados para estudo.


Incidências
Kerma série
Nº de imagens
Nº de séries
Patient Info
Name:
Sex:
ID:
Tempo total de exposição
Kerma fluoroscopia
Kerma cine
PKA fluoroscopia
PKA cine