



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS (UFG)
ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA, MECÂNICA E DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E DE
COMPUTAÇÃO (EMC)

Murilo Felisberto Morais de Assunção

**GERENCIAMENTO E OTIMIZAÇÃO DE DOSES
DE RADIAÇÃO EM EQUIPAMENTOS DE
HEMODINÂMICA**

Goiânia
05/09/2025



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
ESCOLA DE ENGENHARIA ELÉTRICA, MECÂNICA E DE COMPUTAÇÃO

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES

E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a [Lei 9.610/98](#), o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico

Dissertação Tese Outro*: _____

*No caso de mestrado/doutorado profissional, indique o formato do Trabalho de Conclusão de Curso, permitido no documento de área, correspondente ao programa de pós-graduação, orientado pela legislação vigente da CAPES.

Exemplos: Estudo de caso ou Revisão sistemática ou outros formatos.

2. Nome completo do autor

MURILO FELISBERTO MORAIS DE ASSUNÇÃO

3. Título do trabalho

“Gerenciamento e Otimização de Doses de Radiação em Equipamentos de Hemodinâmica”

4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante:

a) consulta ao(à) autor(a) e ao(à) orientador(a);

b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação.

O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **Emerson Nobuyuki Itikawa, Coordenador de Curso**, em 08/10/2025, às 11:48, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Murilo Felisberto Moraes De Assunção, Discente**, em 13/10/2025, às 09:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5702254** e o código CRC **67F12710**.

Murilo Felisberto Moraes de Assunção

**GERENCIAMENTO E OTIMIZAÇÃO DE DOSES DE
RADIAÇÃO EM EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, da Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação, da Universidade Federal de Goiás (UFG), como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e de Computação.

Área de concentração: Sistemas e Sinais Biomédicos

Orientador: Prof. Dr. Emerson Nobuyuki Itikawa

Coorientador: Prof. Dr. Jonas Oliveira da Silva

Goiânia
05/09/2025

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Assunção, Murilo Felisberto Morais de
GERENCIAMENTO E OTIMIZAÇÃO DE DOSES DE RADIAÇÃO EM
EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA [manuscrito] / Murilo
Felisberto Morais de Assunção. - 2025.
142 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Emerson Nobuyuki Itikawa ; co-orientador
Dr. Jonas Oliveira da Silva.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Escola
de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação (EMC), Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Goiânia,
2025.

Bibliografia. Anexos.

1. Níveis de referência. 2. Fluoroscopia digital. 3. Dose. 4.
Qualidade de imagem. 5. Otimização. I. Itikawa , Emerson Nobuyuki ,
orient. II. Título.

CDU 621.3



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

INSTITUTO DE FÍSICA

ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Ata nº **08** da sessão de Defesa de Dissertação de **Murilo Felisberto Moraes de Assunção**, que confere o título de Mestre em **Engenharia Elétrica e Computação**, na área de concentração em **Engenharia da Computação**.

Ao/s **cinco dias de Setembro de 2025**, a partir da(s) **8:30AM**, no Laboratório de Mídias do Instituto de Física da UFG - campus Samambaia, realizou-se a sessão pública de Defesa de Dissertação intitulada **“Gerenciamento e Otimização de Doses de Radiação em Equipamentos de Hemodinâmica”**. Os trabalhos foram instalados pelo Orientador, Professor Doutor **Emerson Nobuyuki Itikawa (IF/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: membro titular externo Professor Doutor **Jonas Oliveira da Silva (IF/UFG)**, membro titular externo Prof. Dr. **Marcelo Baptista de Freitas (EPM/UNIFESP)** através de video-conferência. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do trabalho. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Dissertação, tendo sido o candidato **aprovado** pelos seus membros. Proclamados os resultados pelo(a) Professor(a) Doutor(a) **Emerson Nobuyuki Itikawa**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **cinco dias de Setembro de 2025**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **Emerson Nobuyuki Itikawa, Coordenador de Curso**, em 05/09/2025, às 13:55, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcelo Baptista de Freitas, Usuário Externo**, em 05/09/2025, às 16:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Jonas Oliveira Da Silva, Professor do Magistério Superior**, em 08/09/2025, às 08:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5633731** e o código CRC **4FFD7AC1**.

Referência: Processo nº 23070.012596/2025-29

SEI nº 5633731

Dedico este trabalho à minha filha, Catarina, que com sua chegada me ensinou o verdadeiro significado de amor incondicional. Que você cresça sorridente, corajosa e curiosa, e que saiba que todo esforço aqui foi também para mostrar que o conhecimento abre portas e transforma vidas.

Agradecimentos

Este trabalho é fruto de um esforço contínuo que teve início durante minha graduação na UFG e foi aprofundado durante a residência na UNIFESP, consolidando-se com a aplicação prática dos conceitos de proteção radiológica no ambiente clínico. Implementou-se rotinas de radioproteção que, infelizmente, ainda carecem de maior adesão em nosso país, especialmente nos estados mais afastados dos grandes centros.

À família, minha base e inspiração, dedico meus mais profundos agradecimentos. À minha amada esposa, Taynara, que durante todo o período deste mestrado suportou os momentos de “loucura” durante a escrita e coleta de dados. Obrigado por gerar em seu ventre o melhor elixir para o cansaço: o sorriso da nossa filha. À minha mãe Maria Nelma, meu farol moral e alicerce de tudo o que produzi e criei; agradeço profundamente pela sorte de ter sido criado por você. Aos meus irmãos, Marcello e Arthur, meus companheiros e amigos incondicionais.

Aos professores orientadores, Prof. Dr. Emerson Itikawa e Prof. Dr. Jonas Oliveira, minha sincera gratidão por acreditarem neste projeto, mesmo diante das falhas deste orientando. Obrigado pela paciência, pelo tempo dedicado e pela compreensão durante o processo de escrita e nos momentos em que conciliei o trabalho acadêmico com a paternidade.

Ao Hospital São Francisco de Assis, na pessoa do Dr. Fábio Campedelli, que viabilizou a implementação deste estudo e a publicação desses dados, além de ter decidido abraçar esta jornada profissional, que se transformou em uma prática aplicada. À superintendente Valdirene, que, em conjunto com o corpo clínico, tornou possível a realização deste estudo. Agradeço profundamente aos diversos profissionais que contribuíram para a coleta de dados e a implementação das práticas de radioproteção, especialmente às gestoras da radiologia, Marlúcia e Laís, às enfermeiras Sibelle e Bárbara e às técnicas de enfermagem Eliana e Karine.

Aos colegas de profissão, minha amiga física Jeane Serrão, por acreditar no projeto de física médica no estado de Goiás e por ter abraçado o desafio da aquisição de equipamentos de dosimetria e da implementação da assessoria em física médica no Centro-Oeste. Ao físico médico Guilherme, pelo auxílio essencial na coleta de dados das imagens DICOM e na

formatação para apresentação.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Computação (PPGEEC), pelos auxílios administrativos e por ter aceitado este projeto que integra as áreas de física médica e engenharia.

Por fim, à CAPES, pela bolsa fornecida durante este trabalho, viabilizando o desenvolvimento desta pesquisa e contribuindo para a formação acadêmica e profissional que aqui se concretiza.

A todos que, de alguma forma, fizeram parte desta trajetória, minha eterna gratidão.

Resumo

Este estudo analisou estratégias de gerenciamento e otimização de doses de radiação em diversos procedimentos de hemodinâmica, desde a caracterização do sistema de imagem até o impacto da otimização nos níveis de exposição. A avaliação dos parâmetros do equipamento incluiu a exatidão dos indicadores de dose, o comportamento do AEC e a influência do processamento de imagem na redução do ruído sem comprometer a qualidade diagnóstica. Registrou-se sistematicamente os parâmetros dosimétricos, incluindo tempo, PKA e dose, para angioplastia, cateterismo, exames vasculares e outros procedimentos de alto nível de exposição ou mais recorrentes, ampliando a base de referência na literatura. A otimização dos protocolos clínicos levou a reduções expressivas nos níveis de exposição. No cateterismo, a mediana do PKA caiu 16,3%, enquanto na angioplastia a redução alcançou 18,6%. A comparação com 17 outros de DRL nacionais ou regionais revelou que, no cateterismo, o PKA da instalação superou 63,16% dos estudos analisados, enquanto na angioplastia, ao final do estudo, permaneceu acima de apenas 24%. A análise ocupacional demonstrou uma queda de 64,6% nos eventos de registro e 64,8% nos de investigação, refletindo maior adesão às práticas de radioproteção. O estudo de alta exposição indicou que, apesar da associação com características anatômicas complexas, a correlação estatística com o Índice de Complexidade se mostrou fraca. Esses achados destacam a importância do monitoramento contínuo, do registro automatizado e da gestão ativa das doses, oferecendo uma metodologia replicável para otimização em diferentes centros.

Palavras-chaves: Níveis de referência, Fluoroscopia digital, Dose. Qualidade de imagem, Otimização.

Abstract

This study evaluated strategies for managing and optimizing radiation doses in hemodynamic procedures, covering aspects from imaging system characterization to the impact of optimization on exposure levels. Initially, equipment parameters were analyzed, including the accuracy of dose indicators and the behavior of AEC, as well as the influence of image processing on noise reduction without compromising diagnostic quality. Dosimetric parameters, including time, PKA, and dose, were systematically recorded for angioplasty, catheterization, vascular exams, and other high-exposure or more frequent procedures, expanding the reference base in the literature. The optimization of clinical protocols resulted in significant reductions in exposure levels. In catheterization, the median PKA was reduced by 16.3%, while in angioplasty, the reduction was 18,6%. The parameters were compared with 17 other national and international studies. For catheterization, the facility's PKA remained above 63,16% of the analyzed studies, whereas for angioplasty, by the end of the study, it was above only 24%. Occupational analysis indicated a decrease of 64,6% in recording events and 64,8% in investigation events, reflecting greater adherence to radioprotection practices. The high-exposure study revealed that, despite the association with complex anatomical characteristics, no statistical correlation was established with the Complexity Index. The findings highlight the importance of continuous monitoring, automated recording, and active dose management, providing a replicable methodology for optimization in different centers.

Keywords: Reference levels, Digital fluoroscopy, Dose, Image quality, Optimization.

Sumário

INTRODUÇÃO	5
1.1 Introdução	5
OBJETIVOS	11
2.1 Objetivo geral.....	11
REFERÊNCIAL TEÓRICO.....	13
3.1 Angiografia	13
3.2 Sistema de imagem	15
3.2.1 O Tubo de Raios X e o Sistema de Colimação.....	17
3.2.2 Controle automático de exposição.....	20
3.2.2 Receptor de Imagens	22
3.2.3 Processamento de imagens	24
3.3 Métricas de qualidade de imagem.....	26
3.3.1 Ruído	26
3.3.2 Relação Sinal Ruído e Contraste Ruído.....	27
3.3.3 Resolução Espacial	30
3.4 Dosimetria e otimização de dose.....	31
3.4.1 Kerma no ponto de referência.....	32
3.4.2 Produto kerma-area.....	33
3.4.3 Níveis de Referência Diagnóstico	34
3.4.4 Gatilhos Dosimétricos para Investigação de Exposição	39
3.4.5 Exposição Ocupacional	39
3.4.6 Otimização de dose.....	40
MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1 Equipamento de Hemodinâmica	45

4.2.1	Dosimetria	46
4.2.2	Qualidade de imagem	48
4.3	Determinação dos Valores Típicos de Exposição	51
4.4	Análise Quantitativa dos Valores Típicos de exposição e Otimização de Protocolos.....	54
4.5	Indicadores Clínico-Operacionais de Dose Ocupacional.....	56
4.6	Avaliação da Complexidade dos procedimentos de alta radiação.....	57
RESULTADOS.....		58
5.1	Parecer Consubstanciado do CEP	58
5.2	Distribuição geral dos procedimentos	58
5.3	Caracterização do sistema de imagens	61
5.3.1	5.2.1 Dosimetria e avaliação do detector.....	61
5.3.2	5.1.2 Qualidade de imagem	64
5.4	Proposta de otimização	68
5.5	Caracterização dos níveis de exposição – Cateterismo Cardíaco.....	69
5.5.2	Estratificando por Biotipo.....	78
5.5.3	Intervenções vasculares e outros procedimentos relevantes	79
5.5.4	Colimação.....	82
5.5.5	Correlação com a dose ocupacional.....	84
5.5.6	Doses elevadas.....	85
●	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96
	Anexos.....	102

Capítulo 1

Introdução

1.1 Introdução

A radiologia intervencionista é uma modalidade que utiliza imagens dinâmicas em tempo real por meio de um sistema de imagem composto por um equipamento gerador de Raios X, um detector de imagens e um monitor de imagem, com o objetivo de auxiliar procedimentos cirúrgicos, tais como a condução de cateteres nos vasos sanguíneos, nas artérias cardiovasculares, nas artérias cerebrais, nos sistemas gastrointestinais, entre outros (CARNEVALE, 2017). Além disso, os sistemas de hemodinâmica utilizam um tubo emissor que gera feixes pulsados de Raios X, reduzindo a exposição à radiação. Esses feixes são captados por um detector de alta sensibilidade e convertidos em imagens, que são transmitidas em tempo real para monitores de vídeo, permitindo o acompanhamento preciso e contínuo do procedimento. As imagens são processadas com o uso de algoritmos reconstrotores e filtros computacionais para sua melhor visualização (FRANCISCO, 2021), auxiliando cirurgiões em procedimentos complexos que, sem o recurso das imagens dinâmicas, seriam extremamente invasivos.

Alguns procedimentos de hemodinâmica, como angioplastias em artérias localizadas em regiões de bifurcação, áreas com calcificação excessiva e artérias em tortuosidades, podem ser considerados de alta complexidade (IAEA, 2009). Esses procedimentos geralmente demandam um tempo prolongado de fluoroscopia por parte dos operadores, podendo resultar em altas doses de radiação aos pacientes. Essas doses variam conforme a complexidade do exame, o biótipo do paciente, a experiência dos operadores, a duração do procedimento e a tecnologia disponível no equipamento.

Tal como a exposição médica à radiação primária, a preocupação com a exposição ocupacional à radiação secundária é crucial. Os profissionais do setor de hemodinâmica registram os maiores valores de dose absorvida entre os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) em serviços de radiologia médica (PAZ, 2017). Portanto, é fundamental que a prática médica siga o princípio de radioproteção da otimização, conforme recomendado pela Norma CNEN NN 3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.

“Em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível, tendo em conta os fatores econômicos e sociais.” (CNEN,2024)

Embora o número de procedimentos intervencionistas tenha aumentado e se tornado mais complexo, a gestão e análise das doses de radiação a que os pacientes são submetidos ainda não são, em geral, realizadas por profissionais especializados em radioproteção. Essa prática é essencial, pois o crescimento na demanda desses procedimentos levou a um aumento significativo da dose coletiva de radiação (MEDEIROS et al., 2010). Assim, torna-se fundamental adotar estratégias que visem à redução da exposição à radiação, tanto para os pacientes quanto para a equipe ocupacional.

Entre essas estratégias, destaca-se o cumprimento dos programas estabelecidos pela Resolução RDC nº 611 (BRASIL, 2022), que incluem: programa de proteção radiológica, manutenção preventiva, garantia de qualidade e outras boas práticas. Este trabalho enfatiza, em particular, a utilização dos níveis de referência de diagnóstico (NRDs) para o gerenciamento e otimização das doses em hemodinâmica, conforme descrito no artigo 44 da referida resolução. O artigo estabelece que a otimização das exposições médicas deve assegurar a menor dose possível para alcançar o objetivo radiológico, sem comprometer a qualidade aceitável da imagem. Para isso, são considerados (BRASIL, 2022):

- I- A escolha adequada de técnicas, equipamentos e acessórios;
- II- A padronização e aperfeiçoamento dos processos de trabalho;
- III- A implementação de programas eficazes de garantia da qualidade;
- IV- O uso apropriado dos níveis de referência de diagnóstico.

Os Níveis de Referência Diagnóstica (NRD), do inglês *Diagnostic Reference Levels* (DRLs) são valores quantitativos de doses de radiação, estabelecidos com base em grandezas mensuráveis, como o produto kerma-área e o tempo de fluoroscopia. Esses níveis são uma ferramenta essencial para o gerenciamento e a otimização dos valores de exposição de pacientes para fins diagnósticos e proteção radiológica. Eles permitem a comparação das doses de radiação entregues entre diferentes operadores e instalações e são uma forma de nível de investigação, auxiliando na otimização da proteção na exposição médica de pacientes para procedimentos diagnósticos e intervencionistas (VAÑÓ, 2017).

Os valores dos NRDS não devem ser interpretados como limites de dose, mas sim como ferramentas para orientar a prática clínica e identificar oportunidades de otimização. O processo de estabelecimento e atualização dos NRD envolve a determinação de valores representativos da população de pacientes, com base em pesquisas e dados obtidos de diversas fontes. A metodologia para a definição desses níveis está descrita no ICRP 135 – *Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*, que propõe a análise de métricas estatísticas, como a média ou o terceiro quartil das grandezas dosimétricas em uma amostra da população estudada. É importante destacar que as metodologias e grandezas analisadas variam de acordo com a abrangência dos dados. Para níveis nacionais, geralmente são utilizadas métricas como o terceiro quartil, enquanto para níveis locais, referentes a salas individuais de radiação, a mediana é empregada. Esses valores locais, obtidos a partir da distribuição das doses em uma sala específica, são conhecidos como Valores Típicos de Dose (VTD). (VAÑÓ, 2017).

O relatório da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) *Safety Reports No 5: Establishing guidance levels in X ray guided medical interventional procedures: a pilot study*, realizou um estudo em 7 países e em mais de 20 instalações a fim de criar uma padronização nas definições dos conceitos de Níveis de referência de diagnóstico e nas grandezas dosimétricas a serem medidas, além de publicar dados de mais de 4000 procedimentos para produzir parâmetros comparativos, que serão utilizados nesse estudo (IAEA,2009). O documento também apresenta metodologias para avaliação do índice de complexidade para os procedimentos de angioplastia cardíaca, baseado nos formatos anatômicos das artérias a serem estudadas, na posição, na dificuldade de acesso e no número de vasos. O gerenciamento de doses inicia-se pelo registro de parâmetros dosimétricos apresentados em relatórios de dose e uma caracterização dos procedimentos executados nos setores.

Após a publicação do relatório do *Safety Reports No 5*, foram conduzidos diversos

estudos subsequentes que se basearam em suas diretrizes e metodologias (IAEA,2009). Esses estudos buscaram determinar os níveis de referência específicos para procedimentos intervencionistas, como cateterismo e angioplastia. Ao analisar uma grande quantidade de procedimentos realizados em diferentes instalações médicas e em diversos países, esses estudos contribuíram significativamente para o desenvolvimento de parâmetros mais precisos e atualizados. A informação presente na literatura fornece uma base sólida para a otimização da proteção radiológica e destaca a flutuação desses valores, seja devido à tecnologia disponível em cada centro, às características do procedimento ou ao protocolo estabelecido na sala de hemodinâmica.

Dentre os parâmetros a serem obtidos nos Relatórios Estruturados de Dose (RSDR), estão o kerma no ar e a dose acumulada no ponto de referência, geralmente expressos em mGy, correlacionados com a energia depositada em um meio por unidade de massa. Outro parâmetro comumente utilizado é o Produto Kerma-Área (KAP), geralmente medidos em Gy·cm², que representa o produto do kerma no ar pela área de incidência do feixe de Raios X (MCLEAN, 2007). Tanto os valores de dose quanto os de KAP podem ser exibidos no console do dispositivo e nos RSDRs. Além desses, serão coletados parâmetros operacionais, como o número de disparos, o tempo total de emissão de radiação e as projeções utilizadas durante o exame. Alguns dos indicadores possuem limites superiores para procedimentos cardíacos ou neurológicos, os quais, para fins de investigação dosimétrica, são apresentados na Tabela 1, conforme o *Safety Report* nº 59.

Tabela 1 – Grandezas dosimétricas e seus limites para níveis de investigação de possíveis danos teciduais.

Grandeza Dosimétrica	Nível de investigação
Tempo de Fluoroscopia	>60 min
Produto Kerma-área	>300 Gy·cm ²
Dose Acumulada	> 5000 mGy
Dose máxima medida na pele	> 3000 mGy

Fonte:(IAEA,2009)

As informações sobre o procedimento são armazenadas em um sistema padronizado de registro e comunicação de imagens médicas. O sistema mais utilizado é o DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), utilizado para permitir a troca de imagens e informações médicas entre equipamentos de diferentes fabricantes, padronizando e unificando

softwares de imagens através de um dicionário de dados, que registra grandezas por meio de um código individualizado. Para cumprir esse objetivo, o padrão fornece vários níveis de apoio, como o suporte para conexão a um servidor de banco de dados, o gerenciamento e armazenamento de imagens, o suporte a informações do paciente, os padrões para a garantia da qualidade da imagem, segurança de dados pessoais e uniformidade das informações.

Em 2009, foi lançada a subcategoria DICOM SR para o armazenamento de dados dosimétricos, conhecida como *Radiation Dose Structured Report* (RDSR). O RDSR é um objeto DICOM que pode ser criado e gerenciado separadamente da geração e armazenamento das imagens. Embora algumas informações de dose estejam presentes nos cabeçalhos dos arquivos DICOM, o RDSR vai além, pois extrai esses dados do cabeçalho DICOM e adiciona informações complementares, organizadas em uma estrutura padronizada. Todos os dados no RDSR são armazenados em campos públicos, cada um com seu identificador específico. Um aspecto relevante é que o RDSR é um arquivo independente, o que garante o registro dos dados de radiação relacionados ao procedimento, mesmo que as imagens geradas durante o exame sejam descartadas (CLUNIE, 2000).

Com as informações obtidas do RDSR, diversas estratégias podem ser utilizadas a fim de obter-se uma dose otimizada. Esses procedimentos devem fazer parte dos programas de garantia de qualidade e incluem, dentre outros, os testes de desempenho do equipamento e a revisão contínua e sistemática dos protocolos técnicos, sempre buscando a utilização de valores apropriados de tensão, corrente, algoritmos de reconstrução de imagens etc. Além disso, os processos de monitoramento das doses de radiação (*dose tracking*) e a auditoria desses valores complementam as boas práticas no processo de otimização e garantia de qualidade (ASSUNÇÃO, 2021).

Os processos de gerenciamento e otimização de dose têm sido amplamente estudados e implementados em serviços que oferecem modalidades como tomografia computadorizada e radiologia convencional. No entanto, nos setores de hemodinâmica, esses procedimentos apresentam menor adesão devido a diversos fatores. Entre eles, destaca-se a dificuldade no acesso e na análise dos parâmetros de exposição, uma vez que os relatórios de dose frequentemente não estão devidamente configurados ou não possuem o cabeçalho estruturado de forma padronizada, como nos equipamentos de tomografia ou radiologia convencional. Além disso, há limitações de acesso aos centros cirúrgicos, escassez de profissionais especializados em radioproteção nesses setores e falta de acesso completo aos parâmetros de

exposição e processamento programados nos protocolos, o que compromete a padronização e o monitoramento dos parâmetros dosimétricos durante a rotina clínica.

O processo de otimização, idealmente, deve iniciar com a utilização de objetos simuladores, que possuem características de atenuação próximas às dos pacientes e estruturas que permitem estudos quantitativos de métricas de qualidade da imagem. Esses simuladores são utilizados para avaliar o impacto da alteração dos parâmetros relevantes na relação dose/qualidade de imagem, antes da exposição em pacientes. Nesta etapa, a exposição potencial do paciente pode ser estimada por meio dos indicadores de dose dos procedimentos, obtidos na dosimetria das radiações. A qualidade de imagem pode ser avaliada por parâmetros físicos quantitativos e qualitativos, como o ruído e a razão sinal-ruído (SNR), complementados pela avaliação do corpo clínico, que analisa a qualidade das imagens clínicas com base em percepções subjetivas e qualitativas, considerando a relevância diagnóstica e aplicabilidade clínica. A implementação das alterações nos parâmetros de aquisição e reconstrução das imagens na rotina clínica deve ocorrer em conjunto com essa análise do corpo clínico, garantindo que os ajustes técnicos não comprometam o valor diagnóstico das imagens. Além disso, os indicadores de dose praticados com os protocolos otimizados devem ser registrados e monitorados para futuras melhorias (KORDOLAIMI, 2014), e os NRDs são comumente empregados no processo, a fim de serem comparados com a literatura ou com os níveis estabelecidos pela legislação local, quando esses existem (ASSUNÇÃO, 2021).

Capítulo 2

Objetivo

2.1 Objetivo geral

Utilizar técnicas de gerenciamento e otimização de dose em procedimentos de hemodinâmica, implementando estratégias de registro, monitoramento e alterações nos protocolos clínicos.

Objetivo específico

- Caracterizar os procedimentos e o perfil epidemiológico de hemodinâmica em um hospital de grande porte em Goiânia, que realiza treinamento de médicos residentes na área, incluindo os valores típicos de exposição praticados.
- Avaliar o comportamento do sistema de imagem quanto ao ruído e à resolução espacial, considerando alterações nos parâmetros de dose de referência – que regulam o AERC- e nos Kernels de reconstrução.
- Aplicar técnicas de otimização em protocolos de angioplastia e cateterismo, avaliando os resultados nos indicadores de dose e métricas de qualidade de imagem, e apresentando os valores típicos obtidos em comparação com dados publicados em estudos da área.
- Implementar estratégias para monitoramento contínuo e registro automatizado de doses em um sistema PACS, buscando integrar boas práticas de gerenciamento de dose ao fluxo de trabalho clínico.
- Avaliar a correlação entre os níveis de exposição médica da instalação e a dose ocupacional, monitorando variações e fatores que influenciam a exposição da equipe assistencial.
- Caracterizar os parâmetros dosimétricos de procedimentos com alto nível de exposição e avaliar sua complexidade com base em parâmetros anatômicos dos vasos estudados.

Capítulo 3

Referencial teórico

3.1 Angiografia

Os equipamentos de angiografia desempenham um papel crucial na realização de diagnósticos vasculares e de procedimentos intervencionistas pouco invasivos. A angiografia gera imagens que fornecem informações anatômicas e fisiológicas detalhadas em tempo real, permitindo a avaliação da condição clínica dos vasos sanguíneos, bem como a identificação de traumas, doenças ou áreas sujeitas a intervenção (LAMMOGLIA, 2001). Adicionalmente, esses procedimentos podem incluir a utilização de balões de angioplastia e próteses (*stents*) para restabelecer o fluxo sanguíneo adequado em áreas onde há obstrução ou redução do fluxo normal.

Na prática da cardiologia intervencionista, os procedimentos mais comuns incluem a angiografia coronária e a angioplastia coronária transluminal percutânea. A angiografia coronária, também conhecida como cateterismo, é um procedimento diagnóstico empregado para avaliar o fluxo sanguíneo nas artérias coronárias. Já a angioplastia é uma intervenção terapêutica destinada a desobstruí-las, melhorando o fluxo sanguíneo, e é frequentemente realizada através da dilatação de placas ateroscleróticas e implantação de *stents* como representado na Figura 1 (REAL, 2014).

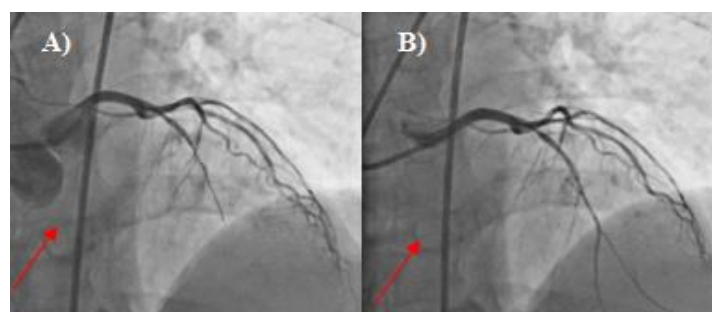


Figura 1 – Imagem de uma angioplastia de coronária. A) Obstrução detectada e a B) imagem após a inserção do *stent*. Fonte: Setor de Cirurgia vascular do Hospital São Francisco de Assis.

A fim de visualizar com clareza os vasos sanguíneos e eliminar estruturas sobrepostas, como ossos e tecidos, é empregado o procedimento de angiografia por subtração digital (DSA). Um exemplo desta técnica é apresentado na Figura 2. Este método envolve a inserção de um catéter na região de interesse (ROI, do inglês *region of interest*), seguida pela aquisição de imagens antes e após a administração de um agente de contraste.

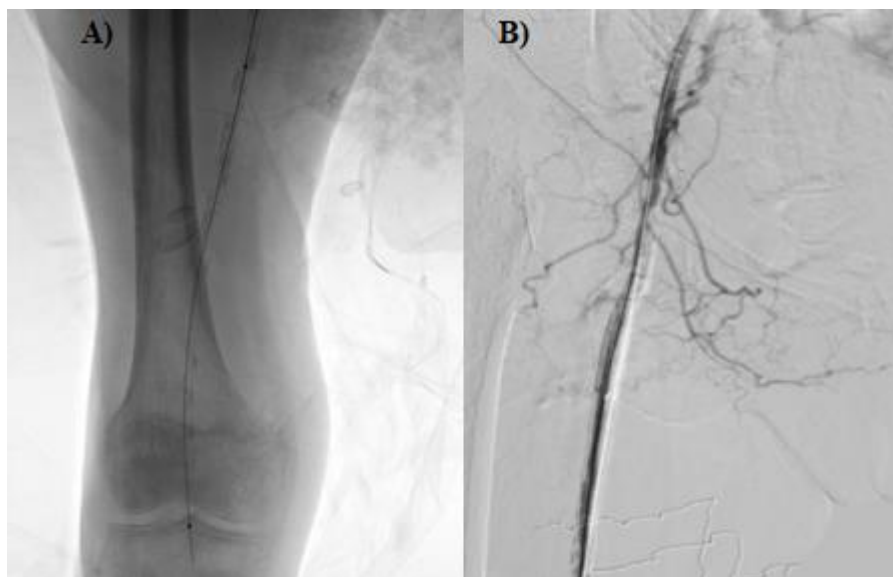


Figura 2 – A) Imagem anatômica adquirida em modo de radiografia digital e B) imagem de subtração Fonte: Setor de Cirurgia vascular do Hospital São Francisco de Assis.

Vários fatores anatômicos e patológicos influenciam a complexidade dos exames de angiografia, podendo dificultar o acesso e o tratamento. Esses fatores exigem maior cuidado, planejamento e, conseqüentemente, um tempo de exposição prolongado para o paciente. Os principais fatores que contribuem para a complexidade em exames de angioplastia coronária transluminal percutânea foram descritos por Sianos (2005), Konigstein (2021) e pela IAEA (2009). A Figura 3 ilustra esses fatores, incluindo: Figura 3(A) – lesões que dificultam a passagem de dispositivos, como oclusões; Figura 3(B) – alterações anatômicas em bifurcações arteriais; e Figura 3(C) – lesões localizadas em áreas com tortuosidades.



Figura 3 – (A) Área ocluída com acúmulo na região proximal à oclusão do setor; (B) Lesão em bifurcação com ângulo severo, dificultando o acesso e posicionamento de *stents*; (C) Lesão localizada imediatamente após uma tortuosidade severa Fonte (SIANOS, 2005).

Quando ocorre uma lesão oclusiva, há uma interrupção completa do fluxo sanguíneo em um segmento arterial, tornando o problema muito mais complexo em relação ao tratamento. O bloqueio completo impede qualquer tipo de fluxo além do ponto de bloqueio, necessitando assim de técnicas que podem desviar do bloqueio e restabelecer o fluxo. Em muitos casos, o fluido se acumula na área proximal à oclusão, complicando ainda mais as questões para intervenção e prolongando o tempo do procedimento (SIANOS, 2005).

A tortuosidade refere-se à curvatura de um vaso sanguíneo. Essa condição é caracterizada por um trajeto não reto do vaso, resultando em um aumento da complexidade do fluxo sanguíneo, complicando assim o movimento do fluido. Condições como hipertensão, envelhecimento e alterações estruturais dentro das paredes vasculares estão relacionadas à tortuosidade arterial (CHEN, 2019). Em procedimentos de angioplastia e implante de *stent*, a tortuosidade é um grande desafio durante a operação porque dificulta a navegação de instrumentos através do vaso torcido, resultando em maior complexidade do procedimento e em menores taxas de sucesso imediato (KONIGSTEIN, 2021).

Uma lesão de bifurcação é conhecida por ser uma estenose na origem de um vaso principal e um ramo lateral, onde o ramo tem um diâmetro mínimo de 1,5 mm. Elas também podem ser caracterizadas como obstruções complexas em sistemas de dois vasos, mais particularmente na árvore arterial coronária. A estenose do lúmen dentro desta bifurcação é bastante rara isoladamente sem lesões acompanhantes em algum outro lugar ao longo da bifurcação. O melhor tratamento para este tipo de lesão ainda é uma questão de debate. A posição correta para colocação do *stent* deve sempre permitir que cada ramo tenha seu fluxo de entrada suficiente (KONIGSTEIN, 2021).

3.2 Sistema de imagem

A fluoroscopia se destaca da radiografia principalmente pela sua capacidade de adquirir imagens de Raios X em tempo real com altas taxas de quadros e menor dose por imagem. Uma cadeia de imagem fluoroscópica moderna é composta por diversos elementos, tais como o tubo

de Raios X, colimadores, detectores, sistema de processamento e monitor de visualização. O angiógrafo modelo *Artiszee floor* (Siemens Healthcare; Inc Alemanha) instalado na instalação de estudo está representado na Figura 4, destacado os principais componentes.

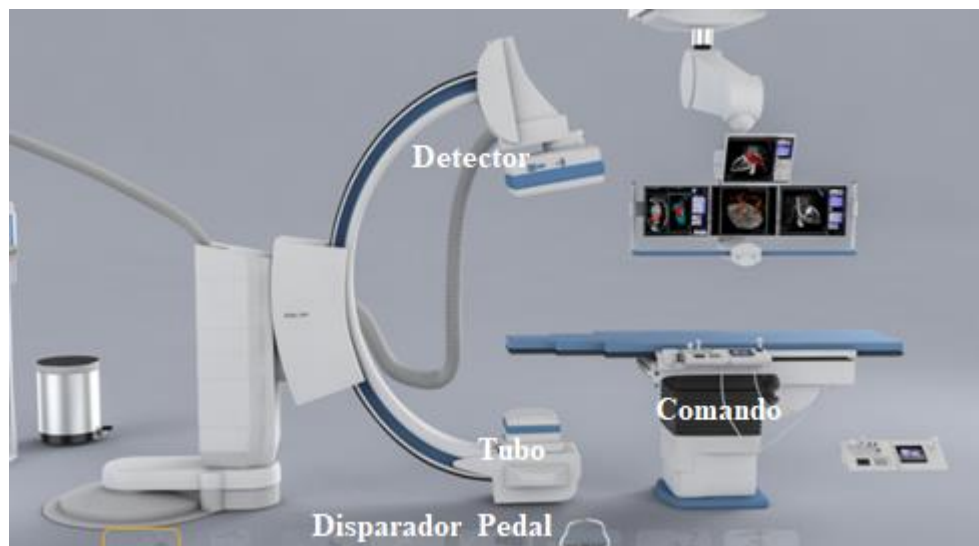


Figura 4- Equipamento Artis zee floor da Siemens utilizado no presente estudo (Disponível em: https://www.turbosquid.com/pt_br/3d-models/3d-model-angiography-siemens-artis-1692340. Acesso em: 03, março de 2024.

Os receptores de imagem em equipamentos atuais utilizam detectores de estado sólido, denominados detectores de painel plano (FPD), sendo um dos componentes mais importantes da cadeia de formação de imagem. Esses detectores podem realizar conversão direta ou indireta da radiação em sinal. Na conversão direta, os Raios X são convertidos diretamente em carga elétrica por meio de um material fotocondutor. Já na conversão indireta, os Raios X são primeiramente convertidos em luz em um cintilador e depois a luz é transformada em sinal elétrico. Ambos os tipos de detectores possuem alta eficiência de conversão, oferecendo elevada resolução espacial e excelente resposta ao contraste, o que resulta em imagens digitais de alta qualidade (BUSHBERG, 2022).

O tubo de Raios X em um sistema de angiografia deve possuir filtração de feixe de cobre e baixa tensão de pico, quando comparado com radiologia convencional, permitindo que seja alcançada uma menor dose de radiação para o paciente, mantendo um alto contraste de imagem contrastada para aplicações angiográficas. Um colimador ajusta o tamanho do feixe de Raios X em resposta ao operador, limitando o FOV (do inglês *Field of View*) a uma área clinicamente relevante, para ajustar as mudanças na distância fonte-imagem ou quando o FOV geral do

receptor de imagem é alterado, comumente devido à mudança do modo de ampliação pelo operador (BUSHBERG, 2022).

O produto básico de um sistema de imagem fluoroscópica é uma imagem de raios X de projeção semelhante a uma radiografia; no entanto, um procedimento de fluoroscopia intervencionista com duração de 20 minutos, realizado a 15 quadros (ou frames) por segundo (15 FPS), produz um total de 18.000 imagens individuais. Devido ao grande número de imagens, esses sistemas devem produzir cada quadro com uma dose muito menor do que em uma radiografia convencional (BUSHBERG, 2022).

3.2.1 O Tubo de Raios X e o Sistema de Colimação

No tubo de Raios X, a radiação é produzida principalmente por meio de *bremstrahlung* e Raios X característicos. Os principais componentes do tubo incluem o cátodo, ânodo, rotor/estator, envelope de vidro ou metal, porta do tubo, soquetes de cabo e a carcaça do tubo representados na Figura 5. Um gerador fornece a energia necessária, permitindo a seleção da tensão, corrente e tempo de exposição do tubo de Raios X. A tensão é ajustada entre 40 e 150 kV para imagens diagnósticas (BUSHBERG, 2022). Em radiologia intervencionista, as tensões costumam ser mais baixas, favorecendo maior resolução de contraste em detrimento do ruído e da penetração do feixe (TAPIOVAARA,1999).

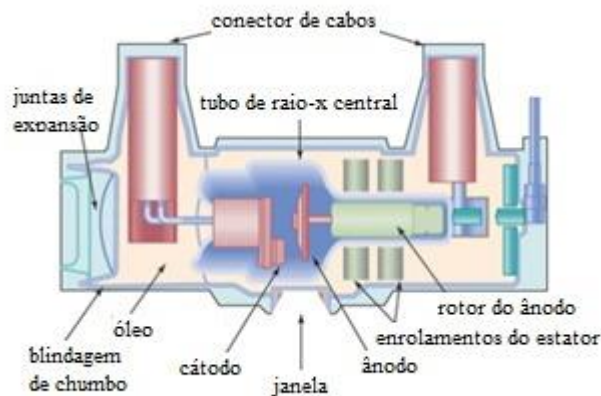


Figura 5 – Esquema pictórico de componentes básicos de um tubo de Raios X (BUSHBERG, 2022).

Os valores típicos de corrente em radiologia convencional variam entre 100 e 1.000 mA, com tempos de exposição geralmente inferiores a 100 ms. Nos equipamentos que operam no modo fluoroscopia, os tempos de exposição costumam ser mais longos, o que exige que o

filamento opere com correntes menores (BUSHBERG, 2022). Nesses casos, as correntes podem atingir até 30 mA, suficientes para a maioria dos procedimentos intervencionistas. No entanto, procedimentos de maior complexidade, como angioplastias, exigem doses de radiação mais elevadas, especialmente nos modos de subtração, onde a qualidade da imagem é primordial. Equipamentos de angiografia, por exemplo, podem alcançar correntes superiores a 1.000 mA, proporcionando imagens de alta qualidade com baixo ruído e anatomia subtraída, o que resulta nas maiores doses de radiação tanto para os pacientes quanto para os profissionais ocupacionalmente expostos (IOEs).

Com o aumento da potência dos Raios X, especialmente em energias mais baixas, e com focos menores e mais quadrados, surgem implicações importantes para a programação do sistema de controle automático da taxa de dose (AEC). À medida que a voltagem do tubo é reduzida e a filtragem espectral aumenta, a eficiência do espectro de Raios X melhora, mas as limitações na saída de radiação permanecem. Tubos de nova geração possuem maior capacidade de manuseio de potência, o que permite o uso de correntes mais altas e filtragem espectral avançada, resultando em doses mais baixas para o paciente e melhor qualidade de imagem (DEHAIRS, 2020).

Ao iniciar a operação do tubo, uma corrente é gerada no filamento (cátodo), cujo valor está diretamente relacionado ao ajuste da corrente feito pelo operador. Esses elétrons são então acelerados pelo campo elétrico criado pela diferença de potencial entre os polos e, ao interagirem com o alvo (ânodo), produzem *bremstrahlung* e/ou radiação característica, dependendo das interações nucleares nos núcleos atômicos (DANCE, 2014). Após a emissão, o feixe de Raios X é filtrado na janela de saída, atenuando fortemente fótons de baixa energia com pouca contribuição para formação da imagem para a imagem. Assim, o espectro de emissão desse tubo é fortemente influenciado pela corrente, tensão e filtração de saída, como representado pelos espectros na Figura 6 (ANDREO, 2017). Os tubos de Raios X em sistemas de angiografia possuem filtração substancial de feixe de cobre e baixo energia, o que permite reduzir a dose de radiação ao paciente em comparação com sistemas mais antigos, enquanto ainda oferecem alto contraste de imagem de iodo para aplicações angiográficas.

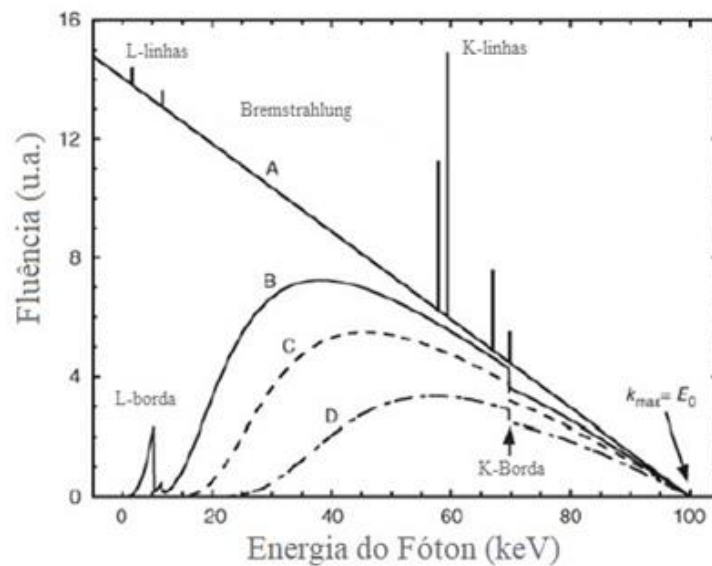


Figura 6- A - Espectro não filtrado. B - Espectro filtrado através de 0,01 mm de tungstênio após sair do alvo. C - Espectro filtrado adicionalmente através de 2 mm de alumínio. D - Espectro filtrado através de 0,15 mm de cobre e 3,9 mm de alumínio, além da filtração inerente do alvo de tungstênio (ANDREO, et al, 2017).

Os tubos de Raios X em sistemas de angiografia possuem uma filtração significativa de feixe, geralmente com cobre e baixa energia, o que reduz a dose de radiação ao paciente enquanto mantém um alto contraste de imagem, fundamental para visualizar com clareza as artérias e destacar o material de contraste, como o iodo. Em procedimentos angiográficos, para aumentar o contraste e melhorar a visualização, o espectro de Raios X é ajustado para emitir fótons com energias ligeiramente acima da borda de absorção K do iodo (33,2 keV). Isso é feito adicionando filtros de cobre, com espessuras entre 0,1-1,0 mm, e restringindo a tensão do tubo de Raios X (LANCASTER,2016). No entanto, ao elevar a filtração adicional, a necessidade de filamentos com maior capacidade de corrente também aumenta, garantindo que o sistema opere com um nível de ruído aceitável. Essa combinação estratégica resulta em uma melhoria significativa na qualidade da imagem, garantindo uma visualização otimizada das estruturas vasculares e do material de contraste.

A necessidade de limitar o feixe de Raios X à área de interesse é essencial para reduzir a exposição desnecessária à radiação. Para atender a esse propósito, os colimadores fluoroscópicos são projetados para ajustar dinamicamente o tamanho do campo de Raios X, respondendo aos comandos do operador e do sistema. Esses ajustes permitem que o feixe seja restringido à menor área possível dentro da região de interesse do receptor de imagem,

conforme os requisitos clínicos. Essa capacidade de controle é fundamental para minimizar a exposição desnecessária, pois partes do feixe que não contribuem para a formação da imagem não fornecem informações clínicas relevantes, aumentando a exposição tanto do paciente quanto da equipe (BUSHBERG, 2022). Além disso, uma maior fração de espalhamento nas áreas fora da região de interesse pode aumentar o ruído, degradando a qualidade da imagem.

O confinamento do feixe à área de visualização ativa é uma função do sistema, sendo automaticamente ajustado pelo colimador de Raios X em resposta a mudanças na visualização e na distância entre a fonte e o receptor de imagem (SID). Um ajuste adequado do colimador pelo operador resulta em feixes menores, reduzindo a exposição total à radiação e melhorando a segurança e a qualidade da imagem. No entanto, embora a seleção de um modo de ampliação possa reduzir o tamanho do feixe, o que pode ser observado nas figuras 7A e 7B, é importante observar que muitos equipamentos aumentam a taxa de dose quando a área de visualização é reduzida dessa forma. A ampliação da imagem dentro de uma área maior também pode ser obtida através de processamento de imagem ou visualização em um monitor maior, conforme representado nas figuras 7C e 7D (BUSHBERG, 2022).

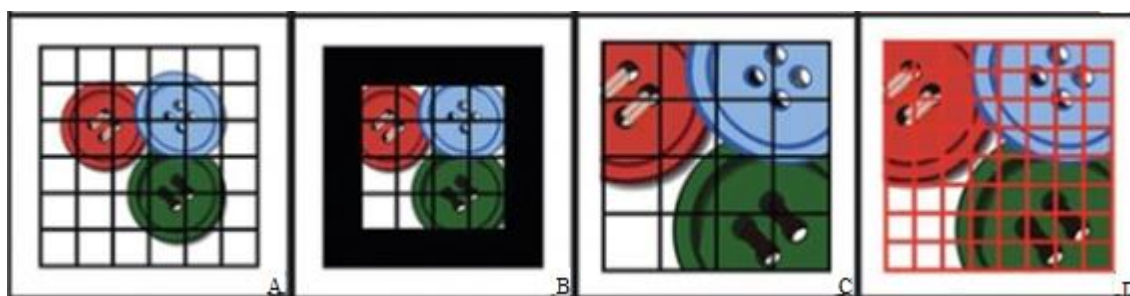


Figura 7- Em A-B, o detector de painel plano possui uma matriz fixa de dexels. O mesmo dexel cobre a mesma parte do paciente, independentemente do modo de ampliação, e, portanto, a resolução não muda quando a imagem é ampliada digitalmente. Já em C-D, a mesma área é representada em mais pixels, aumentando a resolução espacial (BUSHBERG, 2022).

3.2.3 Controle automático de exposição

Os sistemas radiográficos utilizam dispositivos de controle automático de exposição (AEC) que ajustam automaticamente os fatores técnicos radiográficos. O objetivo do AEC é fornecer uma intensidade de Raios X constante ao receptor de imagem, independentemente da espessura do tecido no caminho do feixe. Isso resulta em um SNR (relação sinal-ruído) do detector razoavelmente constante em sua faixa de trabalho. Em um FPD, o AEC coleta

informações sobre a intensidade de Raios X detectada observadas por um subconjunto pre-determinado de *dexels*. Dependendo da configuração clínica, o subconjunto varia de detectores em uma área central relativamente pequena dentro do feixe colimado. Se o sinal médio estiver muito baixo, o sistema comanda o gerador a aumentar a saída de Raios X, produzindo um sistema de retroalimentação até atingir o SNR programado (BUSHBERG, 2020).

Para adequar o sinal da imagem, o sistema ajusta fatores de Raios X, como tensão (kV), corrente (mA), largura do pulso, ponto focal e filtração, entre outros parâmetros. Essas seleções fazem parte das ferramentas disponíveis para equilibrar a dose do paciente e a qualidade da imagem, adequando-se a diferentes tipos de exames e, em alguns casos, às necessidades de imagem específicas do operador. O sistema também considera as mudanças na taxa de dose máxima de saída ao alternar entre modos "baixo", "normal" e "alto" para qualquer espessura do paciente. Além disso, parâmetros de processamento de imagem podem ser controlados pelo AEC, influenciando ainda mais a apresentação da imagem ao operador (DANCE, 2012).

Os modos de exposição em sistemas fluoroscópicos utilizam técnicas que permitem ajustes automáticos na taxa de exposição de Raios X, levando em consideração a espessura do paciente e outros fatores técnicos. O AEC é responsável por manter a taxa de dose máxima de saída ao alternar entre os modos de exposição para qualquer espessura do paciente. A Figura 8 ilustra algumas possibilidades com um sistema hipotético equipado com três modos fluoroscópicos, cada um com um limite regulatório de taxa de exposição diferente. Em 8A, a saída permanece constante até que o limite do modo seja ultrapassado, resultando na mesma saída de radiação para pacientes de tamanhos fino a médio. Nesse exemplo, o modo "baixo" é limitado a uma taxa de kerma no ar programada no equipamento; neste modo, todos os pacientes mais espessos recebem a taxa de dose limite, enquanto a qualidade da imagem diminui com o aumento da espessura do paciente. Um comportamento semelhante é observado nos modos "normal" e "alto" quando seus limites são alcançados. A Figura 8B ilustra um sistema com três modos fluoroscópicos, onde os dois modos inferiores se aproximam do limite regulatório da Instrução Normativa 91 de 88 mGy/min para o modo normal (BRASIL, 2021), enquanto o modo de alta taxa de dose é superior para todas as espessuras de pacientes, apresentando o dobro do limite regulatório. Na Figura 8C, são apresentadas as trajetórias hipotéticas que mostram como a manipulação da taxa de tensão pode afetar a visualização do contraste do iodo beneficiadas pela baixa tensão. A redução da tensão melhora o contraste do iodo às custas de uma dose maior na pele para pacientes mais pesados. Com o aumento da tensão, minimiza-se a dose ao paciente em detrimento do contraste do iodo para muitos pacientes (curva mais baixa).

A curva tracejada representa uma possível calibração entre a dose e a visibilidade o contraste da imagem.

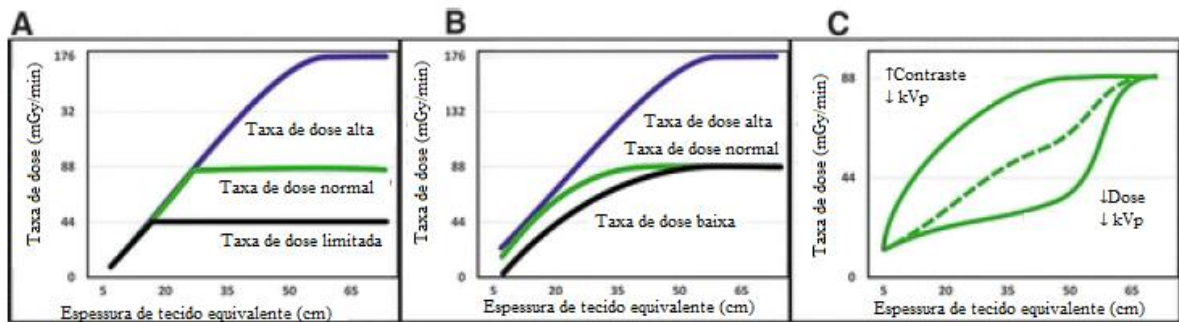


Figura 8- As taxas de dose de saída são programáveis em função do tamanho do paciente; A: doses limitadas por um fator de 2 entre os modos; B: doses limitadas apenas pelo limite da legislação; C: calibrações considerando casos especiais.

3.2.2 Receptor de Imagens

As imagens de Raios X de projeção são formadas como sombras do interior do corpo, o que implica que o receptor deve ser maior do que a parte do corpo a ser visualizada, devido à magnificação projetada. Esse requisito representa um desafio inicial na fabricação de um receptor de Raios X, já que é necessário irradiar uma área grande para a captura adequada das imagens. Além disso, um segundo desafio é garantir que o sistema tenha uma qualidade de imagem ótima, permitindo a detecção de objetos com tamanho e contraste limitados apenas pelas flutuações estatísticas de natureza quântica (DANCE, 2014). Isso implica na absorção da maioria dos quanta de Raios X e na sua utilização eficiente, ou seja, limitada pelo ruído quântico, enquanto ainda proporciona uma resolução espacial adequada. Dois sistemas de detecção de imagem se destacam em equipamentos de fluoroscopia: intensificadores de imagem e FDPs.

Um intensificador de imagem é um dispositivo utilizado em sistemas de fluoroscopia, mais antigos, que converte Raios X em luz visível, amplificando a imagem para facilitar a visualização em tempo real. O processo envolve a conversão dos Raios X em luz na tela de entrada, a emissão de elétrons por uma camada fotoemissora, a aceleração e focalização desses elétrons por lentes eletrostáticas, e a reconversão dos elétrons em luz visível na tela de saída. Esse sistema amplifica significativamente a imagem, permitindo que ela seja observada com muito mais brilho e detalhes, enquanto usa doses de radiação menores do que as necessárias em técnicas de radiografia convencional (BUSHBERG,2011).

O desenvolvimento dos FPDs representou uma revolução na fluoroscopia, substituindo o intensificador de imagem, o sistema óptico e as câmeras por tecnologia digital. Representados na Figura 7, esses detectores são compostos por matrizes de transistores de filme fino (TFT) de elementos detectores individuais (dexels) e oferecem modos de conversão indireta, em que o sinal de radiação é primeiro convertido em luz e então registrado pelo detector, e conversão direta, onde a radiação interage diretamente com o TFT para fluoroscopia. Esses avanços não apenas reduziram a dose de radiação para o paciente, mas também contribuíram para a redução do ruído e o aprimoramento da resolução espacial, melhorando assim a qualidade diagnóstica das imagens fluoroscópicas (BUSHBERG, 2022).

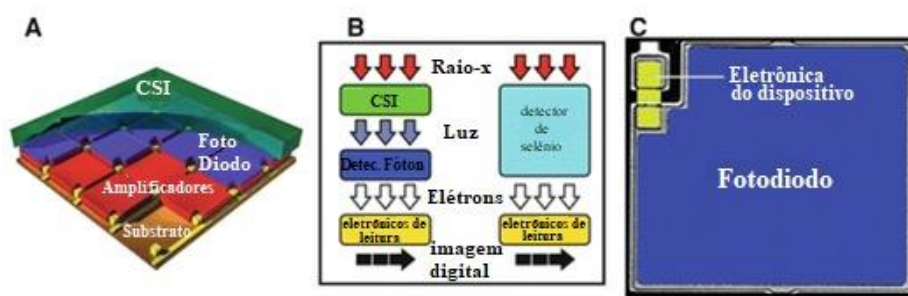


Figura 9 - A. Componentes em um FPD indireto. Note que a camada de CsI é contínua e que há espaço entre os elementos individuais de detecção. Os elementos em um sistema de Raios X direto também são separados (não mostrado). B. Fluxo de informação através de FPDs indiretos e diretos. C. O fotodiodo e alguns dos componentes eletrônicos em um dexel (BUSHBERG, 2022).

Em sistemas de intensificadores de imagem, a Eficiência de Detecção Quântica (DQE, do inglês *Detective Quantum Efficiency*) é em torno de 70%, sendo o ruído quântico de Raios X a principal fonte de ruído. No entanto, os avanços tecnológicos alteraram significativamente esse cenário. Os sistemas modernos de detectores planos possuem aproximadamente 90% de DQE, sendo mais sensíveis à radiação e produzindo menos ruído, resultando em doses típicas de 10 a 100 nGy por imagem para fluoroscopia. A comparação entre suas DQE está representada na Figura 8. Quando comparados com os sistemas de radiografia digital, esses operam com doses mais altas, entre 1.000 e 5.000 nGy de kerma para o detector por imagem (BUSHBERG, 2011).

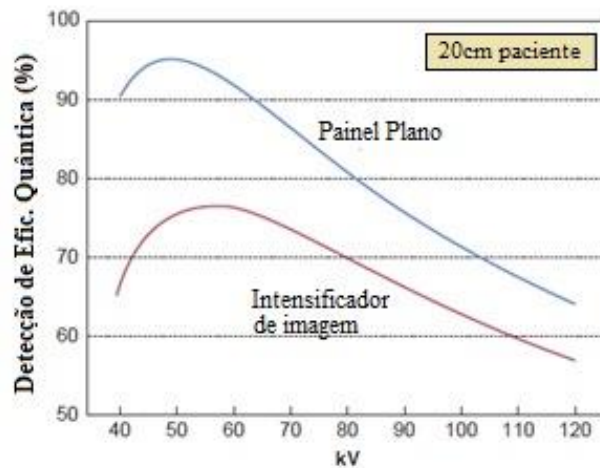


Figura 8 - Esta Figura compara o desempenho de detecção quântica como uma função da energia do feixe de Raios X (kV de um espectro polienergético endurecido por um paciente com 20 cm de espessura) (BUSHBERG, 2011).

3.2.3 Processamento de imagens

Nas imagens de fluoroscopia o processamento é dinâmico e ocorre durante o procedimento, sendo de suma importância para minimizar ruído e permitir a visualização adequada das estruturas em tempo real. Nessa modalidade há o uso de diversos filtros para aprimorar a visualização de estruturas, destacaremos dois filtros principais: o temporal recursivo, que utiliza imagens anteriores para formar a projeção, minimizando o ruído e/ou a necessidade de maior exposição; e o subtração DSA, que visa remover estruturas que não são de interesse durante a fase de visualização do contraste arterial (LANCASTER, 2016).

A subtração digital é uma ferramenta algorítmica essencial em sistemas radiográficos digitais, sendo a subtração temporal um dos algoritmos mais comuns utilizados, como exemplificado na Figura 10. Nesse procedimento, são capturadas imagens dinâmicas do paciente em uma taxa específica, geralmente na ordem de um segundo de exposição essas imagens capturam o fundo anatômico que deverá ser removido no processamento, essas imagens são denominadas de imagens máscaras. Após a administração de um agente de contraste, um conjunto de imagens dinâmicas é adquirido enquanto o agente de contraste se distribui pela área de interesse. A diferença entre as imagens de contraste e as imagens "máscara", obtidas antes da injeção do agente de contraste, é então calculada. Esse processo permite isolar o sinal de contraste, eliminando estruturas anatômicas estáticas presentes em ambas as imagens. Como resultado, artérias menores podem se tornar visíveis nas imagens de

subtração, anteriormente indetectáveis ou mal visíveis (LANCASTER, 2016).

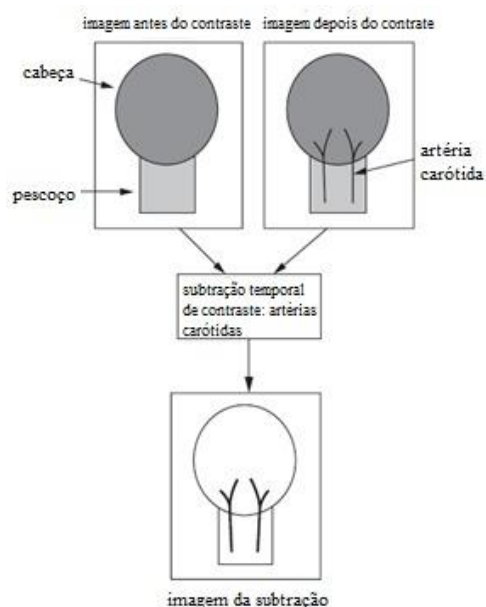


Figura 10 - Subtração temporal para destacar a mudança devido ao material de contraste (LANCASTER, 2016).

O método de subtração em tempo real, proposto por Kruger e Gould em 1981, permitiu o processamento contínuo de imagens filtradas em sistemas de fluoroscopia, oferecendo subtração em tempo real sem a necessidade de controle de tempo no sistema de Raios X (GOULD, 1981). Essa técnica, conhecida como filtragem recursiva no domínio do tempo, pode ser incorporada diretamente aos sistemas de fluoroscopia e utiliza uma constante k , com valor entre 0 e 1, para determinar o peso das imagens anteriores na formação da imagem subsequente. A imagem anterior recebe um peso k , enquanto a imagem atual é ponderada pelo complemento, $1 - k$, sendo que os dados de ambas são somados para formar a imagem final. Quando há alterações nas imagens, o peso atribuído às imagens anteriores pode gerar um borramento momentâneo, devido à influência dos dados passados na formação da imagem subsequente, conforme ilustrado na Figura 10. Além disso, a técnica de filtragem recursiva é relativamente imune a pequenas instabilidades tanto no sistema de visualização quanto no de Raios X, que poderiam afetar significativamente as imagens produzidas pela subtração no modo máscara (LANCASTER, 2016).

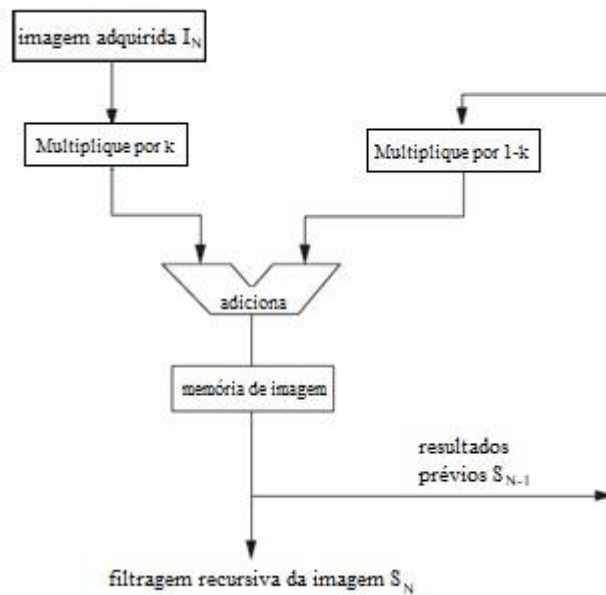


Figura 11 - O filtro recursivo cria uma imagem de saída que é uma soma ponderada de imagens anteriores em uma sequência temporal (LANCASTER, Jack; HASEGAWA, 2016).

3.3 Métricas de qualidade de imagem

3.3.1 Ruído

O ruído é definido como a incerteza em um sinal devido a flutuações aleatórias de diversas naturezas. Existem muitas causas para essas flutuações. Por exemplo, a variação na intensidade do feixe de Raios X de um tubo é naturalmente aleatória. De fato, o número de fótons emitidos pela fonte por unidade de tempo varia de acordo com uma distribuição de Poisson. Outras fontes de flutuação aleatória, introduzidas pelo processo de atenuação dos materiais presentes no caminho do feixe de radiação (paciente, filtragem do feixe de Raios X, mesa do paciente e invólucro do detector), também seguem processos de Poisson, incluindo o próprio ruído introduzido pelos detectores. A raiz quadrada da variância amostral é o desvio padrão, que pode ser usado para quantificar a incerteza ou o ruído associado a um sinal, conforme definido pela Equação 1 (LANCASTER, 2016). Para grandes quantidades de dados, a distribuição de Poisson se aproxima de uma distribuição normal, o que é o caso na imagiologia, como pode ser observado na Figura 12, que representa a imagem de um disco envolto por um ruído de fundo.

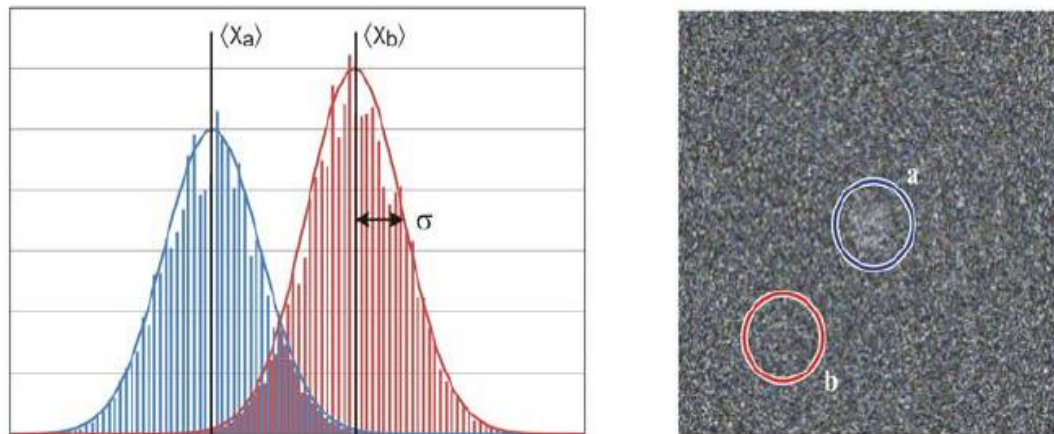


Figura 12- Um disco uniforme (a) é mostrado em um fundo uniforme (b), na presença de ruído quântico de Raios X. O perfil do sinal de ambos se aproxima de uma distribuição normal, onde o desvio padrão é definido como o ruído (DANCE, 2014).

$$\sigma = \sqrt{s} \quad (1)$$

O nível de ruído em imagens fluoroscópicas é tipicamente elevado devido à utilização de baixa intensidade de radiação no detector, com o objetivo de manter a dose do paciente em um nível seguro. Os sistemas baseados em detectores digitais são particularmente suscetíveis ao ruído eletrônico, especialmente o ruído de leitura, que impacta diretamente o desempenho da imagem em situações de baixo kerma no detector. Essa dependência é mitigada em níveis mais altos de exposição, como os empregados durante a aquisição de imagens digitais no modo cine, entretanto pode acarretar em um aumento de dose tanto no paciente quanto na equipe (BUSHBERG, 2022). Além disso, a percepção do ruído pode ser influenciada por fatores como a taxa de quadros, o sistema de visualização (incluindo a iluminação da sala e os monitores utilizados) e a experiência do corpo clínico, entre outros.

3.3.2 Relação Sinal Ruído e Contraste Ruído

A resolução de contraste refere-se à capacidade do sistema de renderizar diferenças sutis em tons de cinza. Esse conceito não se concentra em objetos fisicamente grandes ou pequenos por si só (o que caracteriza a resolução espacial); em vez disso, a resolução de contraste está relacionada às alterações na intensidade do sinal (representados nos valores de pixel da imagem). Pequenas diferenças na intensidade do sinal podem dificultar a detecção e caracterização dessas estruturas com confiança. Na Figura 12, uma estrutura em formato de

disco é representada em um fundo com ruído crescente, demonstrando melhor visualização na Figura 12A. À medida que o ruído se intensifica, ocorre uma perda de contraste na Figura 12B, até que o sinal da estrutura se mistura com o ruído, prejudicando a visualização e dificultando a definição das bordas, como observado na Figura 12C (DANCE, 2014).

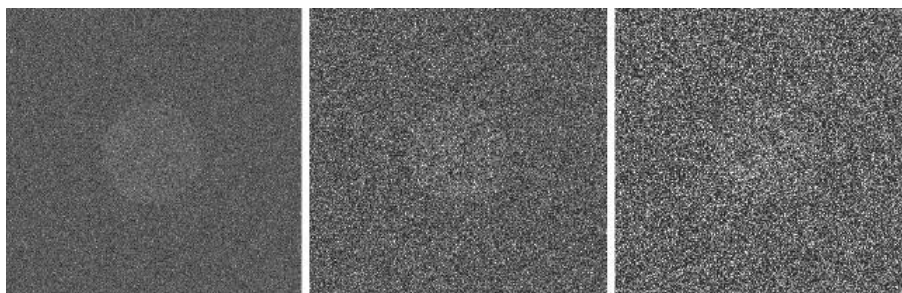


Figura 12 - A capacidade de detectar um objeto depende tanto do contraste do objeto quanto do ruído na imagem (DANCE, 2014).

O nível de contraste é inerentemente baixo na imagiologia fluoroscópica, uma vez que a fluência deve ser mantida baixa devido à grande quantidade de imagens e ao longo tempo de exposição, produzindo um ruído elevado nos pixels da imagem. Esse efeito é ainda mais acentuado pelos altos valores de tensão do feixe, necessários para manter a dose do paciente em um nível aceitável. O contraste é significativamente melhorado pelo uso de marcadores radiopacos em cateteres e outros instrumentos, além do uso de agentes de contraste exógenos. Os agentes de contraste para fluoroscopia são selecionados com base em suas propriedades químicas, toxicidade, tempo de meia-vida biológica e propriedades de atenuação de Raios X. O iodo e o bário são dois agentes de contraste comumente usados na imagiologia, com bordas K de 33 keV e 37 keV, respectivamente. O gadolínio ou o dióxido de carbono podem ser usados quando o contraste de iodo é contraindicado devido a alergias ou função renal prejudicada (BUSHBERG, 2022).

O uso de energias de Raios X tão baixas pode levar a uma dose excessiva no paciente, exigindo uma seleção cuidadosa da tensão de pico kV e filtragem apropriada, como mostrado na Figura 13. Uma técnica comumente utilizada é a inserção de pequenas quantidades de filtros de cobre para modelar o espectro de Raios X. O cobre atenua o feixe de baixa energia (abaixo da borda K do iodo), que têm pouca chance de penetrar no paciente e, portanto, gerar contraste. Como muitos fótons de baixa energia, que contribuiriam apenas para aumentar a dose do paciente, são removidos, um feixe com tensão mais baixa pode ser usado na mesma taxa de dose do paciente, resultando em um contraste de iodo melhorado. Na Figura 13, é apresentado

o coeficiente de atenuação total para diversos espectros a 65 kVp. Quando comparado ao 65 kVp filtrado, o número de fótons é reduzido, especialmente para os fótons de baixa energia, e o número total de fótons é diminuído. Isso torna necessária a utilização de uma corrente mais alta no tubo de Raios X, resultando na demanda por tubos com maiores potenciais de corrente de filamento, como representado na curva em azul. A fluência de energia do feixe de Raios X é significativamente reduzida pela adição de filtros de cobre, e a corrente do tubo deve ser aumentada para níveis elevados (50–400 mA) para manter larguras de pulso aceitavelmente curtas para a imagem (DANCE, 2014).

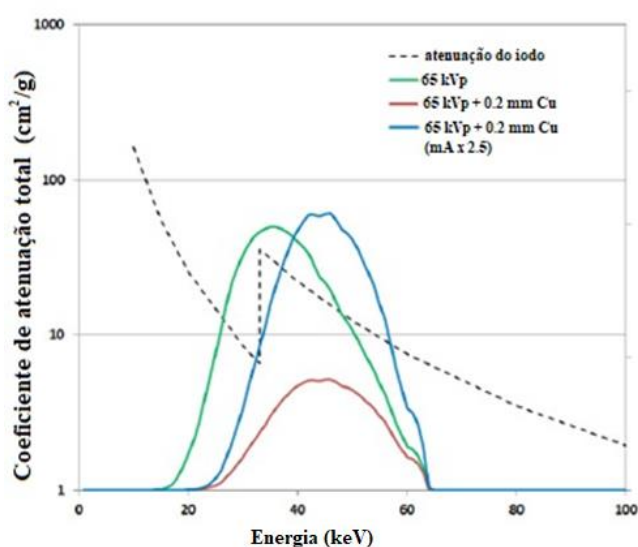


Figura 13 - Impacto da moldagem espectral no contraste de iodo (DANCE, 2014).

Já o SNR representa a razão entre a grandeza de sinal e ruído em uma imagem, conforme descrito na equação 2. Essa relação descreve a qualidade da imagem, indicando quão bem o sinal de interesse se destaca em relação ao ruído de fundo. Em sistemas de imagem, o sinal refere-se à diferença entre o objeto de interesse e seu entorno, enquanto o ruído representa o desvio padrão associado a esse sinal. Ao examinar uma imagem arterial em um exame médico, o sinal corresponderia à intensidade do contraste arterial em relação ao tecido, representado pelo valor médio dos pixels. Já o ruído seria a variação aleatória na intensidade do tecido de fundo, representado pelo desvio padrão dos pixels desse sinal. Uma alta relação SNR indica que o sinal é forte em relação ao ruído, o que é desejável para uma imagem de qualidade. Na fluoroscopia, esse parâmetro é utilizado para ajustar o AEC, retroalimentando o sistema de emissão de radiação ao aumentar ou reduzir os parâmetros do feixe (BUSHBERG, 2022).

$$SNR = \frac{Sinal}{\sigma} \quad (2)$$

3.3.3 Resolução Espacial

Resolução espacial é a capacidade de um sistema de imagem de discriminar ou separar detalhes em um objeto na imagem. A visualização de estruturas patológicas e anatômicas, ou a nitidez do objeto dentro da imagem produzida por qualquer sistema de imagem, depende inteiramente do nível de resolução espacial. A resolução espacial pode ser definida intuitivamente como a menor distância pela qual dois objetos separados e altamente contrastados ainda podem ser visualizados como dois objetos distintos (DANCE, 2014).

Em um detector plano a resolução é determinada por vários fatores, como o tamanho do detector, a distância entre os dexels e a geometria da imagem na aquisição. Para o detector plano, existem matrizes cujas dimensões são responsáveis pela densidade de pixels em relação à imagem digital resultante. Normalmente, reduzir o tamanho dos dexels e espaçá-los adequadamente resulta em uma resolução espacial aprimorada para o detector. Sendo assim, essas dimensões também devem ser ajustadas para garantir que a DQE seja alta e que a dose de radiação seja mantida em um nível mínimo para a aquisição de uma imagem diagnóstica, assegurando um nível de ruído aceitável (BUSHBERG, 2022).

A resolução espacial também pode depender do tamanho do campo de visão (FOV, do inglês *Field of View*) e da taxa de quadros. Se o FOV for pequeno, sua porção no detector será menor, o que melhora a resolução espacial, pois os tamanhos dos elementos da imagem projetada são reduzidos. A resolução espacial também depende da taxa de quadros da imagem, pois seu aumento pode causar borramento, e a resolução não pode exceder a capacidade dos detectores. A otimização da resolução espacial, ao final, envolve compensações entre a densidade de dexels, o tamanho do FOV e a taxa de quadros da imagem, para obter imagens de alta qualidade com detalhes finos bem reproduzidos. A figura abaixo mostra a dependência da resolução espacial em relação ao tamanho do campo para sistemas de detectores planos digitais e intensificadores de imagem (BUSHBERG, 2022).

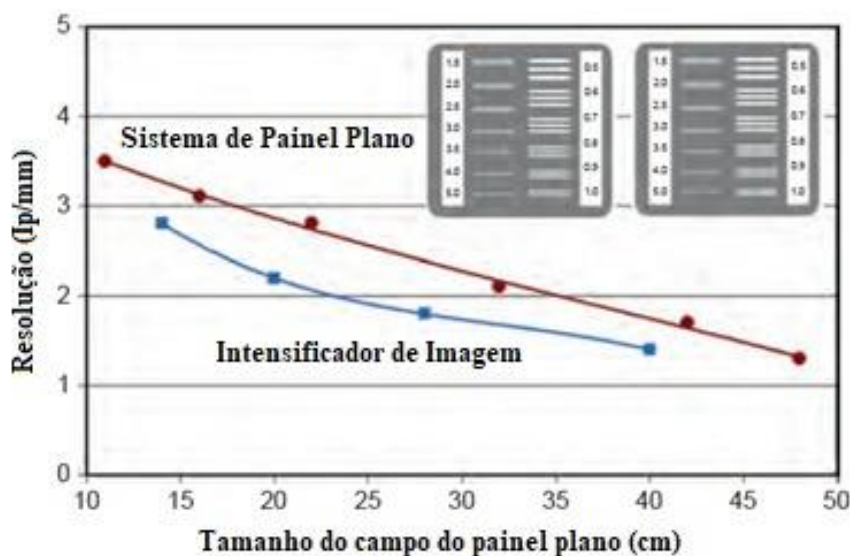


Figura 14 - A resolução espacial na fluoroscopia para um sistema de fluoroscopia baseado em intensificador de imagem (II) e um sistema de painel plano é mostrada. Conforme o tamanho do campo diminui, a magnificação aumenta e a resolução espacial aumenta proporcionalmente (BUSHBERG, 2011).

3.4 Dosimetria e otimização de dose

As exposições dos pacientes decorrentes de procedimentos radiológicos formam a maior parte da exposição da população a fontes artificiais de radiação. Devido aos riscos associados à utilização da radiação no paciente, existe uma necessidade de monitorar, controlar e otimizar o design e o uso do equipamento de imagem por Raios X para que a dose do paciente seja reduzida tanto quanto possível, consistente com a obtenção da qualidade de imagem clínica requerida. (DANCE, 2014).

A radiologia intervencionista é a especialidade que proporciona as maiores doses por procedimento, tanto para pacientes quanto para profissionais da radiologia médica. Em algumas situações, podem ocorrer lesões radioinduzidas, às vezes severas. Isso pode acontecer devido aos longos tempos de exposição, às altas taxas de dose, à grande quantidade de imagens adquiridas, à colimação inadequada e à crescente complexidade dos procedimentos realizados (CANEVARO, 2009). Assim, é fundamental otimizar esses procedimentos para minimizar a exposição desnecessária tanto dos pacientes quanto da equipe médica (PERNICKA, 2007).

Nesse contexto, com a crescente conscientização sobre a importância da dose de radiação recebida pelos pacientes, surgiu uma tendência de implementar princípios de otimização e aumentar a fiscalização regulatória (PERNICK, 2007). As agências reguladoras têm formulado programas e práticas para garantir a qualidade, envolvendo atividades gerenciais e técnicas que incluem a avaliação da qualidade da imagem e da dose do paciente, além da dose espalhada. Embora as avaliações dosimétricas e de qualidade de imagem utilizando fantasmas sejam úteis para controle de qualidade e comparações entre centros e entre os próprios protocolos da instalação, elas não fornecem uma estimativa direta das exposições médicas, nem capturam variações de dose causadas por fatores como o tamanho do paciente e as técnicas de exposição. Para uma avaliação precisa, é fundamental medir a dose em uma amostra de pacientes ou deduzir seu valor a partir dos parâmetros de exposição (PERNICK, 2007), por meio de relatórios de dose e outras ferramentas de auditoria voltadas para a radioproteção. Essa abordagem sistemática e consistente é vital para garantir que os departamentos de radiologia alcancem altos padrões de segurança e eficácia em suas práticas.

Apesar disso, para procedimentos médicos, o conceito de limites de dose não é aplicável, pois a dose de imagem não deve comprometer a qualidade necessária para os fins diagnósticos na radiologia diagnóstica e intervencionista. Portanto, as doses dos pacientes são gerenciadas em vez de controladas, e a principal ferramenta para a auditoria dos parâmetros de exposição é o nível de referência diagnóstico (DANCE, 2014). As principais grandezas dosimétricas significativas utilizadas na radiologia intervencionista são o Kerma no ar no ponto de referência e o Produto Kerma Área (PKA).

3.4.1 Kerma no ponto de referência

Kerma no ponto de referência ou dose cumulativa (CD, do inglês *cumulative dose*) refere-se ao kerma acumulado no ponto de referência intervencionista P.R durante um procedimento guiado por fluoroscopia. O IRP está localizado a 15 cm atrás do isocentro, no raio central do feixe de Raios X, conforme representado na figura 15. Seu ponto de referência é fixo em relação à construção mecânica do fluoroscópio, portanto, ele se move em relação ao paciente sempre que a mesa ou o arco é ajustado. O $K_{a,r}$ é a quantidade mais correlacionada à dose de pele em procedimentos guiados por fluoroscopia, pois inclui todas as contribuições para a dose de pele (BUSHBERG, 2022).

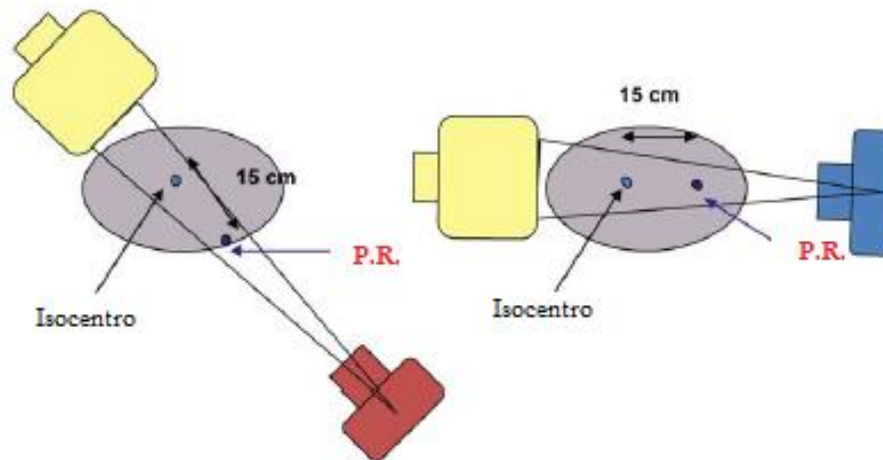


Figura 15 – Representação do fator de ponto de referência em relação ao isocentro do equipamento (Adaptado: BUSHBERG, 2022).

A dose de pico na pele (PSD) refere-se à maior dose em uma única área da pele do paciente, e determinar a PSD com alta precisão é desafiador na prática. A CD é medida em um único ponto no espaço, o que pode não corresponder à superfície da pele do paciente, exigindo correções geométricas para a distância entre o isocentro e a entrada da pele, além dos fatores de retroespalhamento que podem aumentar a PSD além da CD indicada (DANCE et al., 2014). Assim, o kerma de referência reportado não é a PSD recebida pelo paciente, já que seu ponto de referência é fixo em relação à construção mecânica do equipamento e se move em relação ao paciente sempre que a mesa ou o braço é ajustado. Isso pode resultar em subestimativas ou superestimativas do kerma local na entrada da pele durante a irradiação. Essa métrica é especialmente útil na gestão da irradiação do paciente durante os procedimentos e em processos posteriores de gerenciamento da qualidade (BUSHBERG, 2022).

3.4.2 Produto kerma-area

A quantidade de produto kerma-área no ar (PKA) é definida como a integral do kerma no ar sobre a área (A) do feixe de Raios X em um plano perpendicular ao eixo do feixe equação 3 (ANDREO et al., 2017):

$$PKA = \int K(x, y) dx dy \quad (3)$$

O PKA possui a importante propriedade de ser aproximadamente invariante com a distância do foco do tubo de Raios X, exceto por variações devido à atenuação e espalhamento. Isso ocorre porque, à medida que o feixe diverge (conforme ilustrado na Figura 16), a área transversal com a qual ele interage também aumenta com o quadrado da distância. Simultaneamente, a fluência do feixe diminui com o aumento da distância. Essas duas variações, portanto, se compensam, resultando na invariância do PKA em relação à distância. Essa característica torna o PKA uma medida valiosa para avaliação da exposição dos pacientes durante procedimentos de radiologia intervencionista, particularmente em procedimentos hemodinâmicos, onde as distâncias até a entrada da pele variam com cada incidência. A comparação de doses entre diferentes configurações de exposição e distâncias do tubo de Raios X é facilitada, tornando as doses comparáveis.

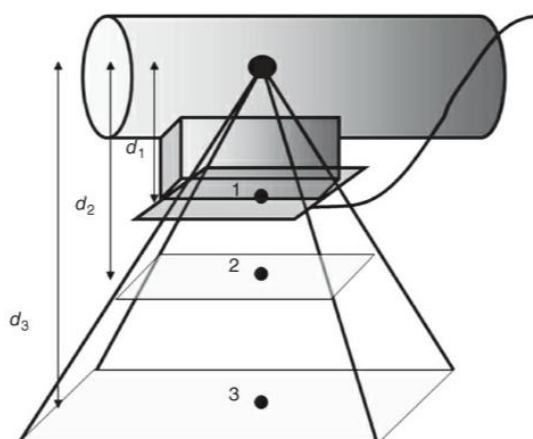


Figura 16 - Diagrama esquemático usado para mostrar a invariância de PKA com a distância.

No entanto, uma limitação importante dessa métrica é que ele não fornece um indicador direto da possibilidade de reações cutâneas. Um procedimento que resulta no mesmo PKA pode gerar uma baixa dose de pele em uma grande superfície com grandes tamanhos de campo ou uma alta dose de pele em uma pequena superfície com um campo pequeno (BUSHBERG, 2022).

3.4.3 Níveis de Referência Diagnóstico

Os Níveis de Referência Diagnóstica (NRDs) foram definidos no documento ICRP 135 (VAÑÓ, 2017), como uma ferramenta de investigação voltada a auxiliar na otimização da proteção durante a exposição médica de pacientes em procedimentos diagnósticos e intervencionistas. Esses valores estabelecem parâmetros de exposição que orientam a aquisição

de imagens utilizadas para guiar procedimentos ou realizar diagnósticos, garantindo que o serviço exponha os pacientes a uma quantidade otimizada de radiação. O objetivo é manter a qualidade da imagem adequada, com exposição tão baixa quanto razoavelmente exequível (ALARA, do inglês *As Low As Reasonably Achievable*) (VAÑÓ, 2017). O termo NRD, derivado dos princípios de justificação e otimização, atualmente possui quatro termos relacionados a essa grandeza, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2– Definições relacionadas aos Níveis de Referência Diagnóstica (NRD).

Termo	Descrição
NRD	Ferramenta de investigação usada para auxiliar na otimização da exposição médica em procedimentos diagnósticos e intervencionistas.
Grandeza NRD	Uma grandeza facilmente mensurável, relacionada à quantidade de radiação utilizada em um procedimento médico.
Valor NRD	Um valor definido para uma grandeza NRD, geralmente a mediana ou o terceiro quartil das distribuições das grandezas NRD obtidas em coletas de dados.
Processo NRD	O processo clínico de estabelecer esses valores e utilizá-los como ferramentas de otimização. Esse processo deve ser atualizado regularmente no programa de garantia de qualidade para assegurar melhorias contínuas na aplicação de radiação ionizante em radiologia intervencionista.

Fonte: (Vaño, 2017)

Os valores de NRD, portanto, são representativos das doses (ou grandezas auxiliares) entregues em um exame ou procedimento específico e não necessariamente valores ideais ou otimizados. São definidos como a mediana da distribuição em uma única sala ou o percentil 75 (ou 3º quartil) da distribuição de múltiplos centros dos indicadores de dose obtidos em exames diagnósticos por imagem comuns realizados em pacientes típicos, considerando o IMC e a complexidade dos exames usuais da instalação (BORBA, 2023) e podem ser representações gráficas como na figura 17. Para a determinação de NRD, é preferível utilizar, especialmente em amostras pequenas, uma faixa específica de peso. Quando os grupos são suficientemente grandes, essa seleção pode não ser necessária (CARRUANA, 2013). As grandezas registradas para a determinação dos NRDs na fluoroscopia tipicamente incluem kerma acumulado no ponto de referência, PKA, tempo de fluoroscopia e número de aquisições em modo cine (VAÑÓ, 2017), sintetizado na tabela 3.

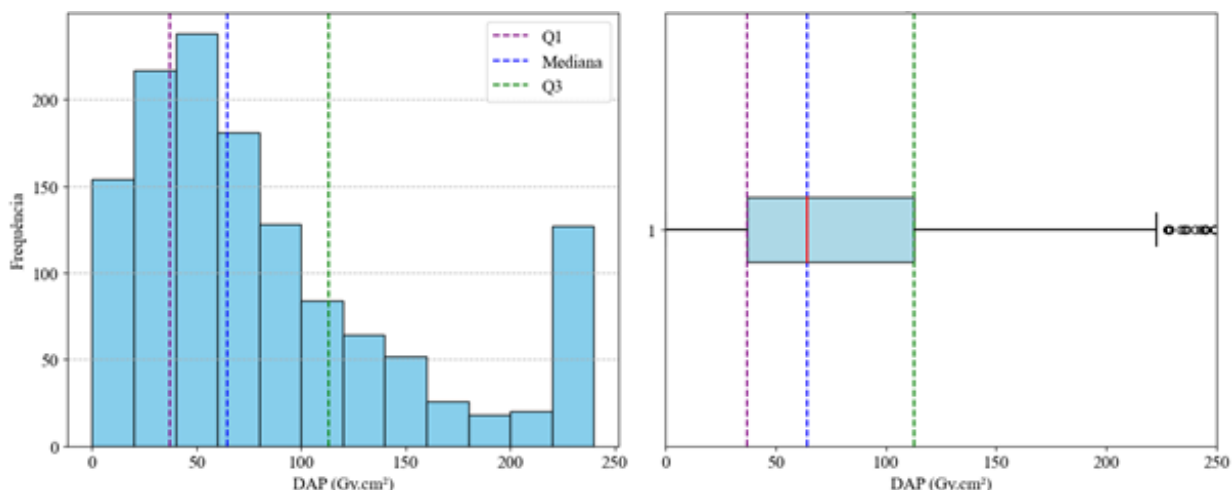


Figura 17 – Representações gráficas dos quartis e da mediana para todos os dados da instalação analisada (Fonte: O autor).

Tabela 3 -Grandezas que podem ser utilizadas em NRDs em Radiologia intervencionista

Grandeza Dosimétrica	Unidade de medida recomendada
Tempo de Fluoroscopia	Min
Produto Kerma-área	Gy·cm ²
Dose Acumulada	mGy
Dose máxima medida na pele	mGy

(Fonte: O autor).

Os NRD podem ser obtidos a partir de estratos específicos em âmbitos locais, regionais ou nacionais, conforme representado na Tabela 4, e coletados por meio de estudos específicos. Os tipos de NRD estão apresentados na Tabela 2 (VAÑÓ, 2017). Para um número pequeno de salas ou uma única instalação, um valor típico de dose pode ser definido como a mediana da distribuição. Esses valores típicos são úteis quando uma instalação realiza um grande número de exames especializados para os quais não existe NRD nacional (BORBA, 2024). Os níveis nacionais, por sua vez, são definidos com o terceiro quartil dos valores típicos regionais. Em alguns casos, os valores locais também podem se basear em dados de uma grande instalação onde se realizam muitos exames especializados para os quais não há valores de NRD nacionais. Os níveis nacionais e regionais devem ser revisados em intervalos regulares de 3 a 5 anos ou com maior frequência, quando ocorrerem mudanças substanciais na tecnologia, surgirem novos protocolos de imagem ou avanços em pós-processamento (CARRUANA, 2013).

Tabela 4 – Definições dos distintos níveis de referência de diagnóstico.

Nomenclatura	Área e instalações pesquisadas	Valor na distribuição usado para definir o NRD	Aplicação
Valores Típicos	Instalação de saúde consistindo em várias salas de Raios X ou um pequeno número de instalações ou uma única instalação vinculada a uma nova técnica.	Valor da mediana da distribuição, uma vez que não há dados suficientes para utilizar o terceiro quartil.	Uso local para identificar unidades que necessitam de otimização adicional.
Local	Salas de raio-x em poucas instalações de saúde (por exemplo, com pelo menos 10-20 salas de raio-x) em uma área local	Terceiro quartil dos valores medianos para salas individuais	Uso local para identificar unidades que requerem otimização adicional
Nacional	Seleção representativa de instalações que abrangem uma região	Terceiro quartil dos valores medianos para salas individuais ou dos valores nacionais	Em todo o país para identificar instalações onde a otimização é necessária
Regional	Seleção representativa de instalações que abrangem um país	Terceiro quartil dos valores medianos para salas individuais ou dos valores nacionais	Em todo o país para identificar instalações onde a otimização é necessária

Fonte: (VAÑÓ, 2017)

Os VT e NRDs não devem ser interpretados como um valor limite, indicando que valores superiores precisam ser clinicamente justificados, seja pelo biótipo do paciente ou pela complexidade dos procedimentos. Valores inferiores, por outro lado, devem ser considerados em processos de otimização, como a incorporação de novas tecnologias e abordagens que permitam a redução das doses praticadas (VAÑÓ, 2017). Normalmente, os NRD são níveis de dose que, se excedidos repetidamente, exigem investigação das causas e um procedimento corretivo, como parte dos programas de garantia de qualidade. Entretanto, esses valores não representam uma linha divisória rígida entre "boa e má prática médica", especialmente em relação a grupos de pacientes ou procedimentos especiais. Em algumas situações, doses mais baixas podem ser utilizadas de forma segura e eficiente, indicando condições de trabalho mais otimizadas (CARRUANA, 2013).

Caso os valores das doses de NRD em pacientes sejam mais altos do que o esperado, a investigação deve começar pela avaliação do equipamento, seguida da análise dos protocolos de procedimento e, finalmente, da técnica do operador. Problemas no equipamento ou configurações incorretas são mais fáceis de identificar e corrigir, enquanto o desempenho do operador é mais complexo de avaliar e influenciar (VAÑÓ, 2017). O registro do tempo de exposição à fluoroscopia é incentivado, embora o tempo cumulativo seja um indicador de baixa

correlação com a dose do paciente. Mesmo assim, ele pode ser registrado como uma quantidade subsidiária de NRD para auxiliar na otimização (VAÑÓ, 2017).

A análise NRDs revela uma considerável variação entre diferentes países ao redor do mundo. Levantamentos bibliográficos mostram que as práticas radiológicas, as características dos procedimentos e até mesmo as especificidades demográficas, como tamanho e peso dos pacientes, podem influenciar significativamente os valores estabelecidos em cada local. A Tabela 5 ilustra essa diversidade, apresentando NRDs nacionais ou locais de diversos estudos, onde se observa que os níveis de referência podem diferir substancialmente, refletindo as distintas condições de prática e as abordagens adotadas na proteção radiológica. Essa variação ressalta a importância de considerar os contextos locais na implementação de NRDs e na otimização dos procedimentos de imagem (OU-SAADA, 2020).

Tabela 5 – Níveis de referência diagnóstico nacionais. Para cateterismo e angioplastia.

País	Qtd. Exames			CA		DRL PTCA		Referência
	Centros	CA	PTCA	P _{KA} (Gy.cm ²)	Time (min)	P _{KA} (Gy.cm ²)	Time (min)	
IAEA	-	2265	1844	50	9	125	22	IAEA (2009)
Europa	9	672	662	45	6,5	85	15,5	Padovani et al. (2008)
Inglaterra	110	18700		29	4,5	50	13	Hart et al. (2009)
Irlanda	14	967	597	41,74	5	83,56	17,8	D'helft et al. (2009)
Bélgica	8	200	118	71,3	-	106	-	Bogaert et al. (2009)
Croácia	4	138	151	32	6,6	72	19	Brnić et al. (2009)
Estados Unidos	171	1326	672	83	5,4	193	18,5	Miller et al. (2012)
Suíça	23	311	319	102	15,49	125	1838	Samara et al. (2011)
Itália	5	103	79	49	4,87	100	1014	Compagnone et al. (2012)
Quênia	5	73	14	45,75	6,5	94	16	Korir et al. (2014)
Grécia	26	2572	1899	53	6	129	18	Simantirakis et al. (2013)
China	1	90	200	43,3	4,5	299	32,2	Cui et al. (2013)
Austrália	7	2590	947	58,65	-	129	-	Crowhurst et al. (2014)
Coreia do Sul	d	361	514	75,6	5,3	213	20,1	Kim et al. (2015)
Catar	3	-	-	72,14	4,67	143,7	8	Aly et al. (2015)
França	61	48547	40026	38	6	80	15	Georges et al. (2016)
Marrocos	4	457	200	37,3	4,48	87,1	16,15	Imane Ou-Saada (2020)
Espanha	14	16631	136631	39	3,7	78	15	Sanchez (2020)

Fonte (OU-SAADA, 2020 Adaptado)

Estudos sobre os NRDs (correspondentes ao percentil 75%) e os VTs (percentil 50%)

para procedimentos em hemodinâmica, exceto para angioplastia e cateterismo, ainda são escassos e estão disponíveis apenas para um número limitado de procedimentos, dispersos em diferentes fontes. Essa limitação ressalta a necessidade de mais dados de referência específicos para novas práticas e tecnologias em radiologia intervencionista (XINHUA, 2021).

3.4.4 Gatilhos Dosimétricos para Investigação de Exposição

Procedimentos complexos ou realizados em pacientes com maior espessura nominal de tecido equivalente (obesidade) tendem a requerer tempos de fluoroscopia mais longos, múltiplas aquisições e projeções desfavoráveis, elevando as grandezas dosimétricas do paciente e, por consequência, a radiação espalhada no ambiente. Para fins de investigação dosimétrica baseada em evidências, o *Safety Report* nº 59 (IAEA, 2009) estabelece níveis de investigação que devem acionar análise formal do caso quando ultrapassados. Valores de dose e de KAP podem ser exibidos no console do equipamento e constam nos RSDRs; adicionalmente, recomenda-se coletar parâmetros operacionais (número de disparos, tempo total de emissão e conjunto de projeções). Para procedimentos cardíacos e neurológicos, alguns indicadores possuem limites superiores; para fins de investigação, adota-se (Tabela 1): tempo de fluoroscopia > 60 min, KAP > 300 Gy·cm², dose acumulada no ponto de referência (K_{air}) > 5000 mGy.

A ultrapassagem de quaisquer desses gatilhos deve conduzir a uma investigação estruturada: revisão do RSDR e do plano geométrico (projeções/angulações), análise do balanceamento entre fluoroscopia e cine, colimação, magnificação e filtragem, bem como da distribuição angular da dose (potencial para “pontos quentes” de pele). Devem ser previstos registro em prontuário, orientações ao paciente e seguimento clínico quando aplicável, além da discussão do caso no ciclo de garantia da qualidade e retroalimentação de protocolos. Ressalta-se os níveis da Tabela 1 são gatilhos de investigação, devendo ser interpretados no contexto clínico e da complexidade do procedimento

3.4.5 Exposição Ocupacional

A exposição ocupacional em hemodinâmica guarda correlação direta com a exposição médica do paciente, pois decorre majoritariamente da radiação espalhada pelo próprio

paciente. Assim, variações na taxa de kerma no ar e no PKA do procedimento refletem-se no campo de espalhamento ao redor da mesa, modulando a dose nos operadores. Essa radiação secundária depende dos parâmetros técnicos e geométricos e das características do paciente, conforme sumarizado na Tabela 6. Em consequência, toda estratégia de otimização que reduz dose no paciente também reduz, de forma concomitante, a dose ocupacional — especialmente quando combinada ao uso consistente de EPIs (aventais com equivalente de chumbo, protetores de tireoide, óculos plumbíferos, biombos suspensos de teto, cortinas de mesa e barreiras móveis).

A monitoração individual é obrigatória para IOEs em hemodinâmica, usualmente com dosímetros OSL ou TLD sob o avental, à altura do tórax/abdome. O laboratório de dosimetria credenciado realiza a leitura periódica e emite relatórios individualizados, que permitem o acompanhamento longitudinal por trabalhador e função, com níveis internos de alerta e registro.

Quanto aos níveis de registro e de investigação, adota-se como nível de registro para monitoração individual 0,10 mSv por mês de dose efetiva (todas as doses $\geq 0,10$ mSv devem ser registradas). O nível de investigação para dose efetiva é 6 mSv/ano ou 1 mSv em qualquer mês; para dose equivalente em pele, mãos e pés, o nível de investigação é 150 mSv/ano ou 20 mSv/mês; e para cristalino, 6 mSv/ano ou 1 mSv/mês. A ultrapassagem de qualquer um desses patamares demanda análise formal (verificação do uso/posicionamento dos dosímetros, avaliação de barreiras e rotinas, treinamento dirigido e, se houver recorrência, reavaliação de processos) (BRASIL, 2024).

3.4.6 Otimização de dose

A otimização é um aspecto fundamental na prática da radiologia intervencionista, especialmente considerando o aumento da complexidade e utilização dos procedimentos. A crescente aplicação da hemodinâmica evidencia a necessidade de integrar técnicas de gerenciamento e redução de dose aos programas de garantia de qualidade (FURQUIM, 2009). Assim, é imperativo que todos os profissionais aproveitem as ferramentas de otimização disponíveis para obter imagens com qualidade aceitável, mantendo a dose de radiação tão baixa quanto razoavelmente exequível, em conformidade com o princípio ALARA da proteção

radiológica.

A utilização de técnicas de redução de dose, como o uso do processamento digital, a personalização dos protocolos de exame, a remoção da grade antiespalhamento em casos clínicos específicos, a redução da taxa de pulso e taxa de quadros, o uso padrão do modo de fluoroscopia em níveis baixos, bem como o monitoramento contínuo da dose e acompanhamento do paciente, é essencial. A Tabela 6 resume como as mudanças nos fatores operacionais afetam a qualidade da imagem e a dose de radiação para o paciente e para a equipe (BUSHBERG, 2022).

Tabela 6- Efeitos das mudanças operacionais na qualidade da imagem e na dose de radiação ao paciente e à equipe.

Mudança Operacional	Efeito na Qualidade da Imagem	Dose de Radiação ao Paciente	Dose de Radiação à Equipe
Aumento no tamanho do paciente	Piora (aumento da fração de espalhamento)	Maior	Maior
Aumento na corrente do tubo (mA) com tensão (kV) constante (ou seja, AEC desligado)	Melhor (menor ruído na imagem)	Maior	Maior
Aumento na tensão do tubo (kV) com AEC ativo	Tecido mole: Melhor (menor ruído) Osso e Iodo: diminuição do contraste	Menor	Menor
Aumento na filtração do tubo com AEC ativo	Pouca mudança	Menor	Menor
Aumento na distância entre a fonte e a pele	Ligeiramente melhor	Menor	Pouca Mudança
Aumento na distância entre a pele e o receptor de imagem	Ligeiramente melhor (menos espalhamento)	Maior	Maior
Aumento no Fator de Magnificação	Melhor (melhor resolução espacial)	Maior	Maior
Abertura do colimador aumenta	Pior (aumento da fração de espalhamento)	Mudança pouca (Maior PKA e dose efetiva)	Maior
Aumento do tempo de emissão	Sem efeito	Maior	Maior
Aumento na taxa de quadros da fluoroscopia pulsada	Melhor (melhor resolução temporal)	Maior	Maior
Uso de grade	Melhor (diminuição da fração de espalhamento)	Maior	Maior
Modos de gravação de imagem (cine, DSA, radiográfica)	Melhor (menor ruído, maior resolução)	Maior	Maior

Fonte: (BUSHBERG, 2022)

As novas características tecnológicas das máquinas de angiografia por Raios X de última geração oferecem um potencial significativo para a otimização da dose. No entanto, é

crucial que seu uso e efeito sobre a radiação sejam bem compreendidos. As configurações de protocolo programadas pelos fabricantes têm um impacto relevante nas características da imagem e na exposição à radiação, e nem sempre funcionam como esperado. Por exemplo, diversos sistemas de baixa dose operam apenas em modos de fluoroscopia, não sendo efetivos durante a aquisição de imagens em cine, por vezes ao reduzir o número de frames por segundo, podem ocorrer um aumento na dose por frame, resultando na mesma dose integrada. A investigação minuciosa das máquinas de Raios X durante o comissionamento e o controle de qualidade rotineiro pelo físico médico são vitais para garantir que as máquinas operem conforme o esperado, além de reportar à equipe clínica como as ferramentas disponíveis funcionam (TSALAFOUTAS, 2021).

Muitas publicações se concentram em questões de proteção contra radiação na fluoroscopia, especialmente em procedimentos intervencionistas. Segundo Tsapaki (2020), a otimização da dose do paciente ocorre por meio de uma combinação de modificação do protocolo do equipamento e do comportamento do operador, sem alterar as características do protocolo. Durante a aplicação do equipamento de radiologia intervencionista, é importante que o pessoal tenha conhecimento sobre o funcionamento e desempenho do equipamento, além de treinamento adequado em proteção contra radiação e consciência dos potenciais riscos tanto para o paciente quanto para a equipe.

O processo de otimização deve ser estruturado em cinco etapas:

- Estabelecimento de um programa de garantia de qualidade.
- Formação de um time de otimização composto por um médico, físico médico e tecnólogo com experiência na modalidade a ser otimizada.
- Determinação dos procedimentos mais significativos para otimização inicial.
- Modificação de protocolos pelo físico médico.

Durante a alteração de protocolos, o físico médico deve avaliar a diferença nos níveis de exposição e analisar métricas de qualidade da imagem, a fim de avaliar a relação entre perda e ganho de qualidade da imagem e redução de dose, conforme o ciclo de auditoria de otimização proposto pelo ICRP 135, apresentado na Figura 18. Assim, a otimização não apenas protege os pacientes, mas também os profissionais de saúde envolvidos nos procedimentos.

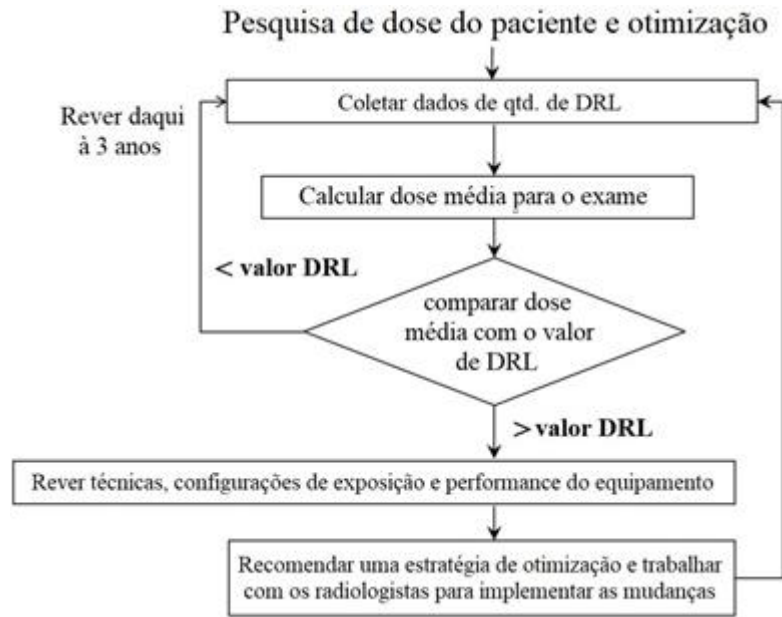


Figura 18 – Fluxo de auditoria de otimização (VAÑÓ, 2017).

Capítulo 4

Materiais e métodos

Este estudo foi desenvolvido no setor de Hemodinâmica do Hospital São Francisco de Assis (HSFA), instituição privada situada em Goiânia, com 13 leitos, integrada à rede particular e conveniada. O serviço atua como referência para intervenções de alta complexidade nas áreas de cardiologia, neurovascular e vascular. A pesquisa foi conduzida com foco no monitoramento e na otimização da exposição à radiação em procedimentos hemodinâmicos, utilizando coleta retrospectiva de dados no PACS para estabelecer a linha de base e determinar os valores típicos de dose.

Em seguida, foram realizados estudos com fantasmas e dosimetria de radiação, simulando condições de exposições para verificar o desempenho do sistema de imagem. A partir desses resultados, modificações foram feitas nos protocolos, especialmente para procedimentos de cateterismo e angioplastia. As alterações e desempenho dos processos foram monitoradas, com o registro contínuo para gerenciamento dos níveis de exposição, permitindo avaliação comparativa e outras medidas contínuas na otimização dos protocolos.

O Hospital São Francisco de Assis é equipado com um angiógrafo Siemens Artis Zee Floor, utilizado por quatro equipes: cardíaca, neurovascular, vascular e de alta complexidade, com uma carga de trabalho de aproximadamente 140 pacientes por mês. Além disso, a equipe de vascular conta com um programa de residência e um núcleo de pesquisa.

4.1 Equipamento de Hemodinâmica

O equipamento de hemodinâmica utilizado neste estudo é o Artis Zee Floor (Siemens Healthineers, Alemanha), representado na Figura 19, com todos os parâmetros de controle de qualidade em conformidade com a legislação vigente. O tubo de raios X opera tipicamente entre 44–125 kV, com pontos focais de 0,4–0,8 mm, corrente máxima de 800 mA e filtração total de 2,5 mmAl. O ânodo possui alvo de tungstênio e o sistema dispõe de filtros físicos (alumínio e

cobre) com espessuras usuais entre 0,1–0,5 mm, além de recursos de modulação de corrente e de tensão que, em conjunto com filtros computacionais específicos por estrutura anatômica, sustentam as estratégias de otimização de dose adotadas neste trabalho.

O sistema de detecção é um painel plano de silício amorfo (a-Si) de cintilação indireta com CsI, com campo ativo de 382×293 mm e tamanho de pixel de $154 \mu\text{m}$. O equipamento opera nos modos fluoroscopia pulsada (7,5 / 10 / 15 / 30 p/s) e cine (3 / 10 / 15 / 30 p/s), além de DSA/DR na faixa de 0,5–7,5 f/s e modos de aquisição 3D. Esses recursos – aliados à colimação, seleção de projeções e uso de filtragem adicional – foram empregados como base do processo de redução de dose e de manutenção da qualidade de imagem ao longo do estudo.



Figura 19- Equipamento de hemodinâmica do Hospital São Francisco de Assis Artis zee floor (Fonte: O autor).

Ao fim do exame/intervenção, o equipamento fornece um relatório estruturado de dose de radiação (RSDR), que contém diversas informações do procedimento, entre elas: tempo de fluoroscopia, KAP, kerma no ar acumulado, número de imagens cine adquiridas, bem como dose por região anatômica. Esse relatório é enviado juntamente com as imagens obtidas para o PACS, possibilitando o acesso, levantamento e análise dos dados de acordo com os objetivos do estudo.

4.2 Processo de otimização – Avaliação das ferramentas

4.2.1 Dosimetria

O kerma no ponto de referência foi avaliado utilizando uma câmara de ionização do tipo dedal (6cc, Radcal Corporation). As medições de kerma em ar e da taxa de kerma em ar foram

realizadas no ponto de referência do equipamento de radiologia intervencionista, com a câmara posicionada a 15 cm do isocentro na direção do tubo (SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, 2011), conforme ilustrado na Figura 20, ao longo da linha que une o foco ao ponto de referência. Os valores obtidos foram comparados com aqueles apresentados no relatório de dose do fabricante, variando a dose de referência no detector nos modos de arteriografia para duas tensões (87 kV e 70 kV) e para diferentes tempos de exposição, considerando tempos acima de 2 segundos no modo de dose acumulada. Em seguida, o k_{ar} foi convertido levando em conta os fatores de retroespalhamento (B) conforme PETOUSSI-HENSS (1998) e os fatores de calibração da câmara, de acordo com a equação 4.

$$Dose = f_c B k_{ar} \quad (4)$$



Figura 20- Configuração para medição do kerma no ar de referência (Fonte: O autor).

Para a medição da área do feixe, foi utilizada uma placa CR, posicionada perpendicularmente ao eixo do feixe e à mesma distância do foco que a câmara de ionização, conforme ilustrado na Figura 21. A área do feixe foi determinada pela análise da imagem radiográfica, e o valor do DAP foi calculado multiplicando a dose, obtida pela conversão do kerma no ar medido pela câmara de ionização (aplicando os mesmos fatores da Equação 4), pela área do feixe determinada com a placa CR.



Figura 21: Posicionamento para a avaliação área do feixe com placa CR (Fonte: O autor).

Para a avaliação do kerma no detector e do desempenho do AEC, foram utilizados filtros de cobre com espessuras de 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2,0 mm, posicionados na saída do tubo. Uma câmara de ionização do tipo "panqueca" (Câmara de Ionização - 60cc, Radcal Corporation) foi colocada na entrada do detector, conforme apresentado na Figura 22. A distância foco-detector foi mantida em 1 metro, variando a dose de referência nos valores de 1,2 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, 1,82 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ e 3,0 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$.

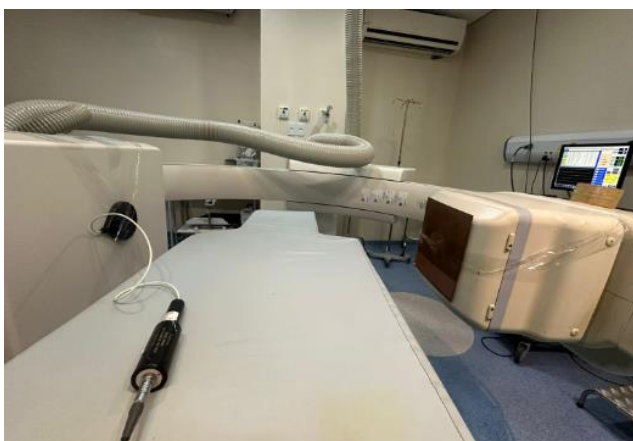


Figura 22- Configuração dos filtros e detectores para avaliação do AE (Fonte: O autor).

4.2.2 Qualidade de imagem

A qualidade de imagem foi avaliada com simuladores específicos para radiologia intervencionista e convencional, apresentados na Figura 23. Utilizou-se o simulador de baixo contraste MRA-07, operando com o modo automático de exposição em diferentes

configurações do AERC, contendo estruturas de variados diâmetros (3,0 mm; 2,0 mm; 1,0 mm; e 0,5 mm), cada uma com 1% de contraste relativo a 70 kV; e o sistema de grades para avaliação de alto contraste MRA-08, representando resoluções espaciais de 0,96; 1,2; 1,4; 1,6; 2,0; e 2,4 lp/mm. Além disso, foram utilizados conjuntos de atenuadores de cobre na mesma configuração empregada na dosimetria. As imagens foram analisadas no software de domínio público ImageJ (National Institutes of Health — NIH, Estados Unidos).



Figura 23- Simuladores para avaliação de alto contraste e baixo contraste (Fonte: O autor)

A configuração utilizada para avaliação da qualidade da imagem foi representada na Figura 24. Os simuladores foram fixados no detector para minimizar os efeitos de magnificação, e o simulador de baixo contraste foi posicionado de forma que as estruturas ficassem perpendicularmente à direção do efeito anódico. Para a resolução de alto contraste, a análise quantitativa foi feita pela determinação da MTF, enquanto no simulador de baixo contraste, a análise quantitativa foi realizada através da avaliação de ruído e SNR.



Figura 24- Configuração para avaliação da qualidade de imagem (Fonte: O autor)

A SNR foi utilizada para avaliar a variação do sinal em relação ao ruído dentro de uma mesma ROI (3 mm), como apresentado na Figura 25, conforme a Equação 5. Para a estimativa do sinal e do ruído, foram adquiridas imagens variando a dose por frame de 0,08 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ a

5,4 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ (ressalta-se que é necessário estabelecer parceria com a Siemens para liberação da senha do modo experto, a fim de acessar esses parâmetros). Essas doses representam a quantidade de radiação que atinge o detector. Para a avaliação da resolução espacial, também foram coletadas imagens em todos os tamanhos de campo disponíveis. Além disso, foram consideradas diferentes opções de reconstrução (kernels): *off*, *normal*, *smooth* e *sharp*.

$$SNR = \frac{VMP_{ROI}}{\sigma} \quad (5)$$

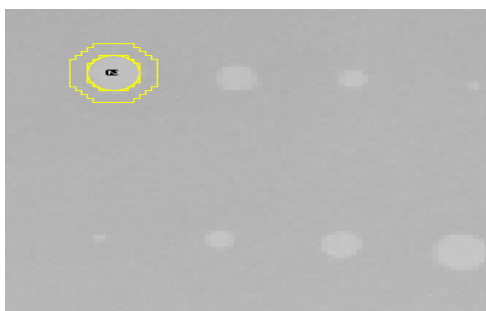


Figura 25- ROI de avaliação do sinal a central e do ruído no anel de 3 mm de banda a partir da região do sinal (Fonte: O autor).

A MTF, métrica quantitativa da resolução espacial, foi calculada usando uma borda de uma placa de cobre de 0,5 mm, conforme ilustrado na Figura 26. A abordagem envolveu a derivada da Função de Espalhamento de Linha (LSF) dessa borda, seguida pela transformada de Fourier para obter os dados da MTF. Essa estimativa foi realizada com o plugin *SE_MTF_2xNyquist* do software *ImageJ* (*Laboratori de Qualitat de la Imatge*, 2011). A Figura 26 ilustra a imagem da borda de uma placa de cobre de 0,5 mm usada para o cálculo da MTF. Para a técnica de aquisição utilizada, fixou-se o valor máximo de exposição para minimizar o ruído na análise dessa métrica, variando-se os kernels.

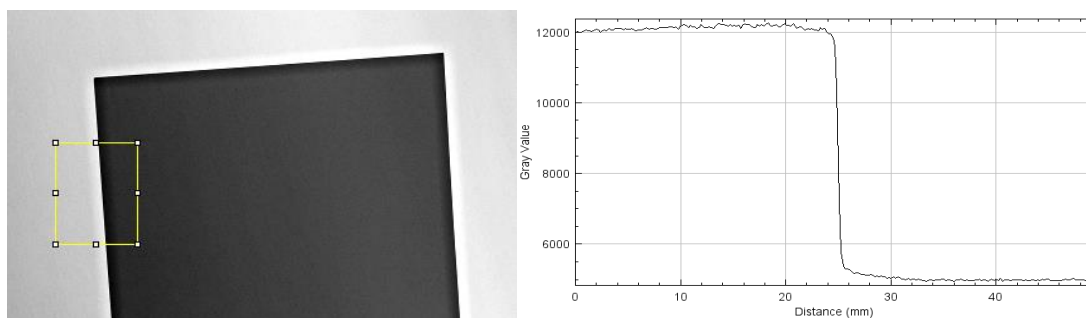


Figura 26- Borda de uma placa de cobre de 0,5 mm para cálculo da MTF (Fonte: O autor).

O resumo das técnicas utilizadas para avaliação do sistema, tanto de dosimetria quanto de

qualidade de imagem, e o impacto dos kernels estão apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Dados adquiridos para avaliação da qualidade, abrangendo toda a extensão dos níveis de exposição, com tensão de 70 kV, tamanho de campo de 48 cm, no modo *Single Shot* e utilizando os kernels *OFF, Normal, Smooth e Sharp*.

Avaliação do ruído e SNR e Resolução espacial			
Dose/Frame ($\mu\text{Gy}/\text{Frame}$)	Corrente (mA)	Tempo(ms)	Produto Corrente-Tempo (mAs)
0,08	32,9	3,9	3,8
0,17	97,9	4,7	10,8
0,54	101,0	4,1	10,1
1,20	238,1	3,8	20
2,40	374,5	5,0	41,9
3,60	310,3	9,0	62,3
5,40	371,9	11,3	92,9
MTF			
5,40	371,9	11,3	92,9

(Fonte: O autor)

4.3 Determinação dos Valores Típicos de Exposição

Os Valores Típicos (VT) em todas as etapas do estudo foram determinados considerando a mediana da distribuição das métricas de dose, DAP e tempo praticadas nos exames hemodinâmicos cardíacos e vasculares. Durante o trabalho, foram coletados dados dosimétricos de 1.218 pacientes no período de junho de 2022 a outubro de 2024. O registro desses parâmetros (como ID do exame, médico executante e tipo de procedimento), apresentados na Tabela 8, foi realizado por meio dos Dados de Registros Clínicos no sistema PACS Animati (netPACS | netRIS) ou pela leitura dos parâmetros no cabeçalho do Relatório


de Dose Estruturada (RDSR). Os parâmetros relevantes disponíveis para o estudo estão listados na Tabela 8. Inicialmente, o registro era feito em planilha preenchida manualmente pelas técnicas de enfermagem, com base no relatório de dose emitido após o exame e na ficha do paciente; posteriormente, esse processo foi automatizado por meio da leitura dos parâmetros no PACS e das tags do RDSR, utilizando um script em R.

Tabela 8 – Tabela dos parâmetros coletados e quais a forma de aquisição

Parâmetro	Descrição	Aquisição
Id	Identificação do paciente de forma anônima	Relatório de dose
Tempo Aquisição	Tempo total de exame, somando os modos fluoroscopia e CINE	RDSR
Dose	Dose total no ponto de referência	RDSR
DAP Total	DAP Total	RDSR
N Disparos	Números total de disparos Cine	RDSR
Procedimento	Categoria ou tipo de procedimento	Animatti
Médico de Responsável	Médico responsável pela Equipe do procedimento	Animatti

(Fonte: O autor).

Inicialmente, a coleta de dados era realizada pela equipe de enfermagem do setor de hemodinâmica, uma vez que as informações dos relatórios de dose não eram encaminhadas automaticamente para o PACS. Para contornar essa situação, foi desenvolvida uma tabela contendo parâmetros relevantes, como o número de disparos cine, tempo de fluoroscopia, PKA e exposição, representada na Figura 27. Além disso, realizou-se um treinamento para instruir a equipe de enfermagem sobre o preenchimento da planilha de dados e a interpretação preliminar do RDSR. Dessa maneira, os dados de 2022 foram coletados com o objetivo de servir como referência inicial para a otimização do protocolo.

Identificação da Equipe e Doses nos Procedimentos de Hemodinâmica		 V 001 08/22
Elaborado por:	Murilo F. Morais de Assunção	
Equipamento: Artis zee	Período de aquisição: ___/___/___	
Notificar Sup. de Proteção Radiológica: Murilo Assunção	Email: murillofelisberto@gmail.com	
Valores para Investigação: N° disparos > 40	Tempo de Fluoroscopia > 60 min	
Produto Dose Área Total > 300mGy.m ²	Dose Acumulada > 5000 mGy	

ID/ Data	Equipe	Nº disparos	Tempo de fluoroscopia (min)	Produto dose área total (uGym ²)	Dose Acumulada (mGy)	Tipo de procedimento
	Médico responsável:					
	Enfermagem:					
	Médicos residentes:					

Figura 27 – Tabela para preenchimento manual de aquisição de doses (Fonte: O autor).

Após a alteração realizada em março de 2023, em conjunto com a equipe de Tecnologia da Informação (TI), foi possível adicionar a categoria RSDR no sistema PACS e ajustar o caminho de envio do arquivo para o sistema. Um modelo do relatório de dose coletado via PACS está representado na Figura 28. Entretanto, os dados continuaram a ser coletados manualmente até outubro de 2023, quando um sistema automatizado de leitura de *tags* foi implementado, possibilitando a coleta retrospectiva de todos os dados desde março.

Double click or press ENTER
to view this document in the HTML browser

X-Ray Radiation Dose Report
Procedure reported: Projection X-Ray
 Has Intent: Combined Diagnostic and Therapeutic Procedure
Observer Type: Device
Device Observer UID: 1.3.12.2.1107.5.4.5.137416
Device Observer Name: ARTIS137416
Device Observer Manufacturer: Siemens
Device Observer Model Name: AXIOM-Artis
Device Observer Serial Number: 137416
Scope of Accumulation: Study
 Study Instance UID:
 1.3.12.2.1107.5.4.5.137416.300000230901081454390000000004
Accumulated X-Ray Dose Data
 Acquisition Plane: Single Plane
 Calibration
 Dose Measurement Device: Dosimeter
 Calibration Date: 21/07/2023 12:05:37
 Calibration Factor: 1 no units
 Calibration Uncertainty: 5 Percent
 Calibration Responsible Party: Siemens
 Dose Area Product Total: 0.01424419 Gy.m²
 Dose (RP) Total: 2.38635 Gy
 Fluoro Dose Area Product Total: 0.01070063 Gy.m²
 Fluoro Dose (RP) Total: 1.81256 Gy

Figura 28- Exemplo de relatório de dose aberto via PACs-Animatti (Fonte: O autor).

Os arquivos RSDR exportados do PACS do HSFA não possuem *tags* bem estruturadas em seus *headers*, como mostrado na Figura 28, o que impossibilita a compilação desses parâmetros por softwares como o *ImageJ* (*National Institute of Health*, NIH, Estados Unidos). Uma alternativa encontrada para contornar esse problema foi o uso do pacote *oro.dicom* em R, que permite ler imagens DICOM e estruturar seus *headers* como *data.frames*, facilitando a extração dos dados necessários de forma mais automatizada, pois quase todas as informações requeridas (ID, tempo de fluoroscopia, dose total, PKA total, médico responsável e tipo de procedimento) estão padronizadas por linha. Para extrair o número de disparos, foram contadas as ocorrências da *string "Irradiation Event X-Ray Data"* no relatório de dose; essa *TAG* registra eventos de um único disparo contínuo, tanto no modo fluoroscopia quanto no modo cine, como ilustrado na Figura 29, que mostra um evento registrado no header da imagem. Utilizando essa abordagem, foi criado um diretório contendo todos os protocolos de exames de interesse no formato DICOM, permitindo a iteração sobre cada arquivo presente no diretório onde todos os RSDRs são armazenados.

```

376 0040 A30A NumericValue DS 10 0.03252747 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
399 0040 A30A NumericValue DS 6 5.5125 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
422 0040 A30A NumericValue DS 10 0.01980614 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
445 0040 A30A NumericValue DS 8 3.17533 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
468 0040 A30A NumericValue DS 4 2098 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
491 0040 A30A NumericValue DS 10 0.01272133 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
514 0040 A30A NumericValue DS 8 2.33717 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)
537 0040 A30A NumericValue DS 4 114 (0040,A730) (0040,A730) (0040,A300)

```

Figura 29 – Cabeçalho de DICOM com valores de *tags* repetidas, para grandezas distintas (Fonte: O autor).

4.4 Análise Quantitativa dos Valores Típicos de exposição e Otimização de Protocolos

Após a coleta dos dados, procedeu-se à caracterização do sistema de imagem, ao estudo do perfil epidemiológico dos principais tipos de procedimentos e do perfil clínico dos pacientes, bem como à análise das métricas de exposição. Os resultados foram apresentados por meio de estatísticas descritivas (mediana, média, desvio-padrão, primeiro quartil [Q1] e terceiro quartil [Q3]); os Valores Típicos (VT) foram definidos pela mediana. As análises incluíram a estratificação por tipo de procedimento. As seguintes etapas foram realizadas:

Proposta de otimização: com base nos parâmetros de desempenho do sistema, foram implementadas mudanças nos protocolos visando reduzir os níveis de exposição mantendo a qualidade de imagem adequada à tarefa clínica; para estabelecer a relação entre qualidade de imagem e dose, variaram-se controladamente os níveis de dose de referência do AERC e adquiriram-se séries com diferentes doses por frame, medindo-se, para cada nível, o ruído (desvio-padrão na ROI), a SNR e a resolução espacial (lp/mm) em múltiplos kernels de reconstrução (off, normal, smooth, sharp); o trade-off entre ruído e dose foi então avaliado, compensando-se a redução planejada de dose pelo uso de kernels mais suaves quando necessário, de modo a preservar simultaneamente os limiares de SNR e de resolução definidos para a tarefa.

Determinação e análise dos Valores Típicos (VT): foram registrados os quartis (Q1, mediana e Q3), a média e o desvio-padrão das métricas de exposição (Kerma acumulado no ponto de referência, KAP [DAP] e tempo), destacando-se a mediana como Valor Típico das grandezas, para os protocolos de cateterismo e angioplastia em avaliações semestrais e, para os procedimentos vasculares, em avaliações anuais devido ao menor tamanho amostral semestral (n insuficiente para estimativas estáveis). O teste de Wilcoxon–Mann–Whitney foi aplicado para comparar os protocolos anteriores ao estudo com os protocolos otimizados, com ênfase no (DAP), considerado o melhor indicador do desempenho do médico e do protocolo por incorporar colimação e níveis de exposição (ALY, 2015).

Estudos de técnicas de estratificação por biótipo: a comparação foi concebida para responder a duas questões metodológicas práticas: (i) na ausência de massa/IMC, uma amostra ampla e heterogênea pode fornecer estimativas estáveis dos Valores Típicos (mediana) para cateterismo e angioplastia, desde que se mantenham constantes o mix de procedimentos, os protocolos e o período de análise; e (ii) quando massa/IMC está disponível, a estratificação pelo “paciente típico” (IMC 18,5–29,9) permite reduzir o tamanho amostral sem perda material de precisão, por limitar a variabilidade antropométrica que mais inflaciona as grandezas dosimétricas. Em síntese, a robustez da mediana aos extremos viabiliza grandes coortes não estratificadas quando não há massa/IMC, ao passo que a disponibilidade desses dados autoriza coortes menores e mais comparáveis, mantendo a validade dos Valores Típicos.

Avaliação da Efetividade do Sistema de Colimação: A efetividade do sistema de colimação foi analisada por meio do coeficiente angular da reta entre o DAP e a dose, indicando o tamanho médio efetivo do campo. O coeficiente de determinação (R^2) foi utilizado para avaliar a

consistência da colimação; neste caso, quanto maior o valor de R^2 , menor a variabilidade nos tamanhos de campo ao longo do conjunto de dados.

Análise Dosimétrica e Caracterização de Procedimentos de Alta Dose: O conjunto completo de dados foi analisado e os múltiplos dos valores de Q3 da distribuição foram comparados com a metodologia de CARRUANA, 2013. Exposição Ocupacional

4.5 Indicadores Clínico-Operacionais de Dose Ocupacional

A exposição ocupacional foi monitorada por trimestre a partir de duas fontes primárias: i) relatórios mensais individualizados do laboratório de dosimetria pessoal (SAPRA), contendo leituras de dose efetiva (E) para cada IOE e ocorrências operacionais (extravio, troca tardia, leituras abaixo do limite de detecção); e ii) registros procedimentais do PACS/RSDR (DAP, Kerma no ponto de referência, tempo de fluoroscopia, número de aquisições e projeções). Para cada trimestre, consolidou-se o conjunto de procedimentos realizados e a respectiva distribuição de DAP para toda a instalação, apresentada como boxplots e mediana, não com o objetivo de inferir valores típicos por técnica/equipe, mas para contextualizar a carga global de trabalho e o potencial de espalhamento no período.

Definiram-se dois indicadores ocupacionais, alinhados aos patamares operacionais adotados nos relatórios dosimétricos: “registro” quando $E \geq 0,10$ mSv no mês e “investigação” quando $E \geq 1,0$ mSv no mês. Metodologicamente, cada leitura mensal individual que ultrapassou um limiar foi contabilizada como uma ocorrência; as ocorrências foram somadas ao longo dos três meses do trimestre, resultando nos totais trimestrais de registros e de investigações. Em paralelo, as distribuições trimestrais de DAP foram construídas a partir dos RSDRs e correlacionadas a esses totais, sendo apresentadas ao corpo clínico e ao setor de qualidade como indicadores clínico-operacionais (boxplots e mediana).

A análise consistiu em segmentação antes/depois da implementação das estratégias de otimização e comparação dos totais trimestrais de “registros” e de “investigações” entre os períodos. Os resultados foram apresentados trimestralmente aos médicos e ao setor de qualidade por meio de boxplots e valores típicos (mediana), incluindo as doses ocupacionais classificadas pelos níveis de registro e de investigação e os casos de doses elevadas.

4.6 Avaliação da Complexidade dos procedimentos de alta radiação

Procedimentos de dose elevada foram estratificados, com destaque para os valores acumulados de dose no ponto de referência, pois são os valores sugeridos para níveis de ação, conforme a IAEA (2009). Nos casos de doses elevadas, são registrados todos os procedimentos em que os indicadores de dose estejam no intervalo de notificação (acima de 3000 mGy) ou de investigação (a partir de 5000 mGy e DAP superior a 300 Gy·cm²), conforme o Safety Report nº 59 [IAEA, 2009]. Procedimentos que entram em fase de investigação terão sua complexidade avaliada por um médico hemodinamicista com base em um conjunto de imagens dos pacientes indicados, utilizando os parâmetros descritos na Equação 6 [IAEA, 2009], a fim de verificar se a dose elevada é justificada considerando o número de vasos investigados, lesões, oclusões e lesões em tortuosidades e bifurcações, caracterizando esses procedimentos de alta dose conforme sua complexidade.

$$Ic = N^{\circ}Vasos + 0,51N^{\circ} Lesões + 0,69N^{\circ}Tortuosidades + 0,58N^{\circ} Bifurcações \quad (6)$$

Procedimentos com índice de complexidade (IC) entre 1 e 2 serão considerados de complexidade média, enquanto aqueles com IC superior a 2 serão classificados como de alta complexidade. Embora o índice tenha sido inicialmente desenvolvido para exames cardíacos, ele será aplicado também em procedimentos vasculares, especialmente nas angioplastias de membros inferiores.

Capítulo 5

Resultados e discussões

5.1 Parecer Consubstanciado do CEP

Parecer consubstanciado do CEP. O protocolo referente a esta análise foi aprovado pelo CEP-UFG sob CAAE 72766523.6.0000.5083 (Parecer nº 6.335.516, de 29/09/2023; status “Aprovado”). Trata-se de estudo retrospectivo com dados anonimizados; o CEP concedeu dispensa de TCLE, conforme Resoluções CNS 466/2012 e 510/2016. O documento oficial encontra-se no Anexo C.

5.2 Distribuição geral dos procedimentos

Os dados do perfil epidemiológico foram extraídos do Relatório RIS, fornecido pelo sistema de qualidade da enfermagem, como parte do relatório anual, e ilustram a distribuição dos atendimentos conforme faixa etária, gênero, especialidade e tipo de convênio, conforme apresentado na Figura 30.

Na análise por faixa etária (Figura 30a), observa-se uma predominância significativa de pacientes entre 61-70 anos, representando cerca de 58,7% do total. Quando comparado com a literatura, Rodrigues (2024) aponta que 60% dos pacientes atendidos estavam na faixa etária de 60 a 69 anos, e Lima (2018) observa uma concentração de 59%, valores próximos à distribuição observada no Hospital São Francisco de Assis. Em relação ao gênero (Figura 30b), há uma leve predominância de pacientes do sexo masculino, que correspondem a 56,8% dos atendimentos, enquanto o feminino representa 43,2%. Essa ligeira prevalência masculina pode refletir a maior incidência de doenças cardiovasculares entre homens, quando comparado com a literatura, Rodrigues (2024) apresenta 60% de atendimentos masculinos, e Lima (2018) apresenta 58%, ambos valores ligeiramente superiores ao observado a amostra, mas ainda dentro do padrão esperado para condições cardiovasculares, especialmente em idades avançadas.

A análise das especialidades (Figura 30c) revela que a Cardiologia é a mais demandada, respondendo por 53% dos atendimentos, seguida pela especialidade Vascular, com 33%, e pela Neurologia, com 14%. Quanto ao tipo de convênio (Figura 30d), o setor público, representado pelo convênio Prefeitura, cobre 50,98% dos atendimentos, enquanto convênios de saúde privados e atendimentos particulares representam 27,97% e 21,05%, respectivamente.

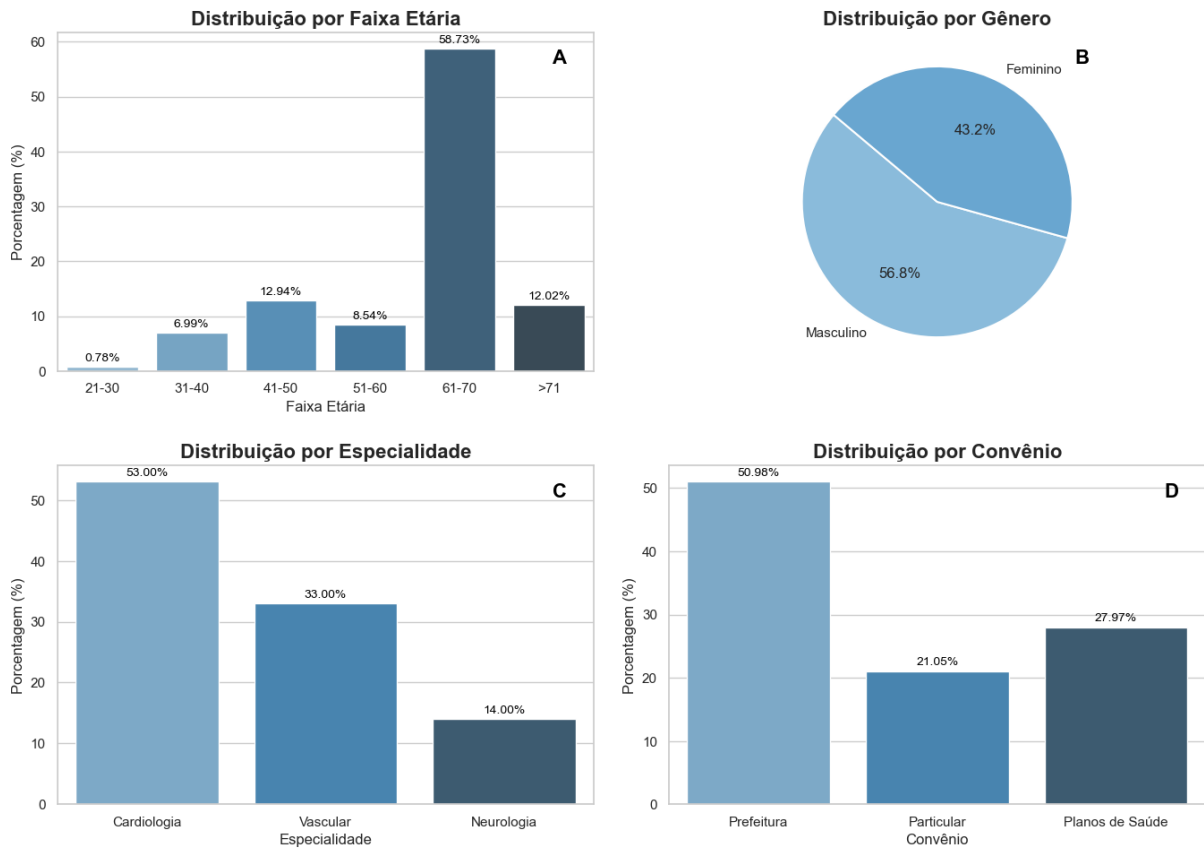


Figura 30- Distribuição dos atendimentos por faixa etária, gênero, especialidade e tipo de convênio no Hospital HSFA (Fonte: O autor).

Os dados de biótipos coletados a partir de março de 2024, que classificam os pacientes por categoria de peso, revelam uma prevalência significativa de pacientes com sobrepeso, representando 38% da amostra. Ao somar as categorias que excedem o IMC normal recomendado pelo ministério da saúde (BRASIL,2014), observa-se que 62,8% dos pacientes estão classificados como sobrepeso ou obesidade. Em comparação com os achados de Feijo (2009), que apontaram uma prevalência de 29% de obesidade em pacientes submetidos a procedimentos para tratamento de doença arterial coronariana, nossos dados apresentam uma taxa um pouco menor de obesidade, com 24% dos pacientes classificados nessa categoria. Esses dados comparativos das classes de obesidade estão representados na Tabela 9.

Tabela 9-Dados comparativos das classes de IMC dos pacientes com os critérios de peso estabelecidos pela OMS.

Categoria	Limite de IMC (OMS)	Quantidade de Ocorrências
Abaixo do peso	< 18,5	4
Peso normal	18,5 - 24,9	99
Sobrepeso	25 - 29,9	106
Obesidade grau I	30 - 34,9	52
Obesidade grau II	35 - 39,9	10
Obesidade grau III	≥ 40	6

(Fonte: O autor).

Na Figura 31, é apresentado o histograma da distribuição do IMC, que ilustra visualmente a concentração das diferentes classes de peso. Os valores de quartis, medianas e desvios padrão para massa, altura e IMC são detalhados na Tabela 10. Observa-se que o paciente típico, caracterizado pela mediana, possui massa de 72 kg, altura de 1,72 m e IMC de 25,8, próximo ao limite superior da faixa de sobrepeso. Esse resultado é semelhante ao encontrado no estudo belga de Bogaert (2009) com IMC de 26 e no estudo italiano de Compagnone (2011) que reporta massa média de 72 kg, assim como no estudo de Sanchez (2009), que encontrou IMC de 29.

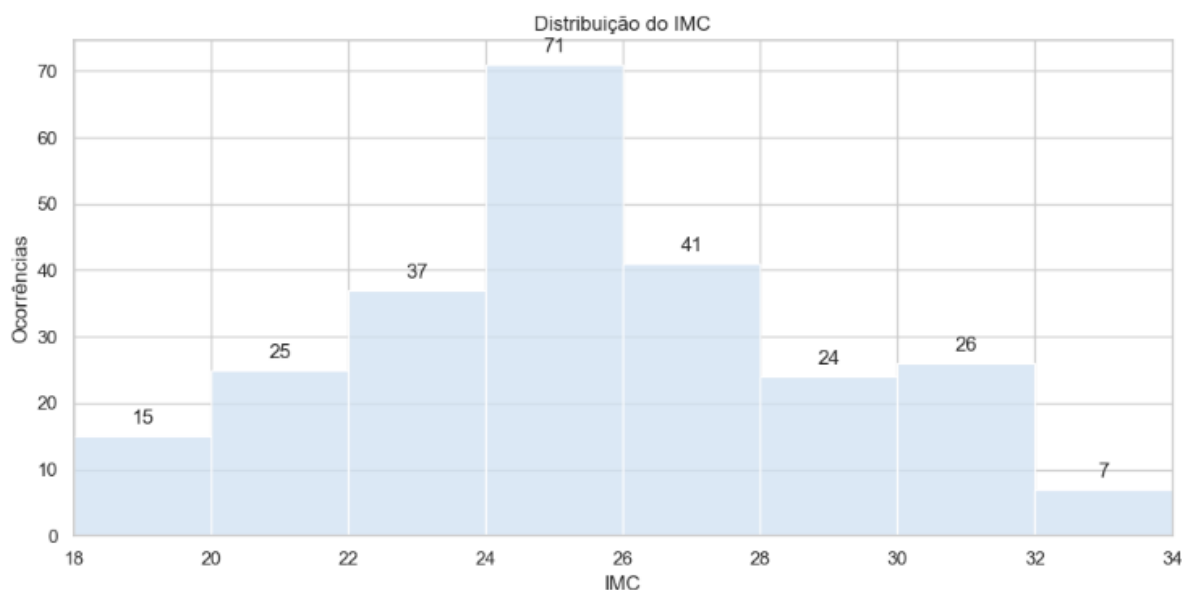


Figura 31-Distribuição de IMC dos pacientes estudados.

Tabela 10- Dados estatísticos acerca do biótipo dos pacientes, incluindo massa, altura e IMC com quartis, medianas e desvio padrão

	Q1	Q2	Q3	Média	Desvio padrão
Massa (kg)	62	72	82	73,2	15,9
Altura	1,60	1,65	1,72	1,65	0,1
IMC	23,4	25,8	29,7	26,7	4,9

(Fonte: O autor).

Foram analisados 1306 procedimentos, desses 36,2% (473) são Cateterismo cardíacos e 21,1% (275) são angioplastia das coronárias, resultando em 53% dos procedimentos da

instalação, a distribuição dos procedimentos mais realizados no setor estão apresentados na Figura 32.

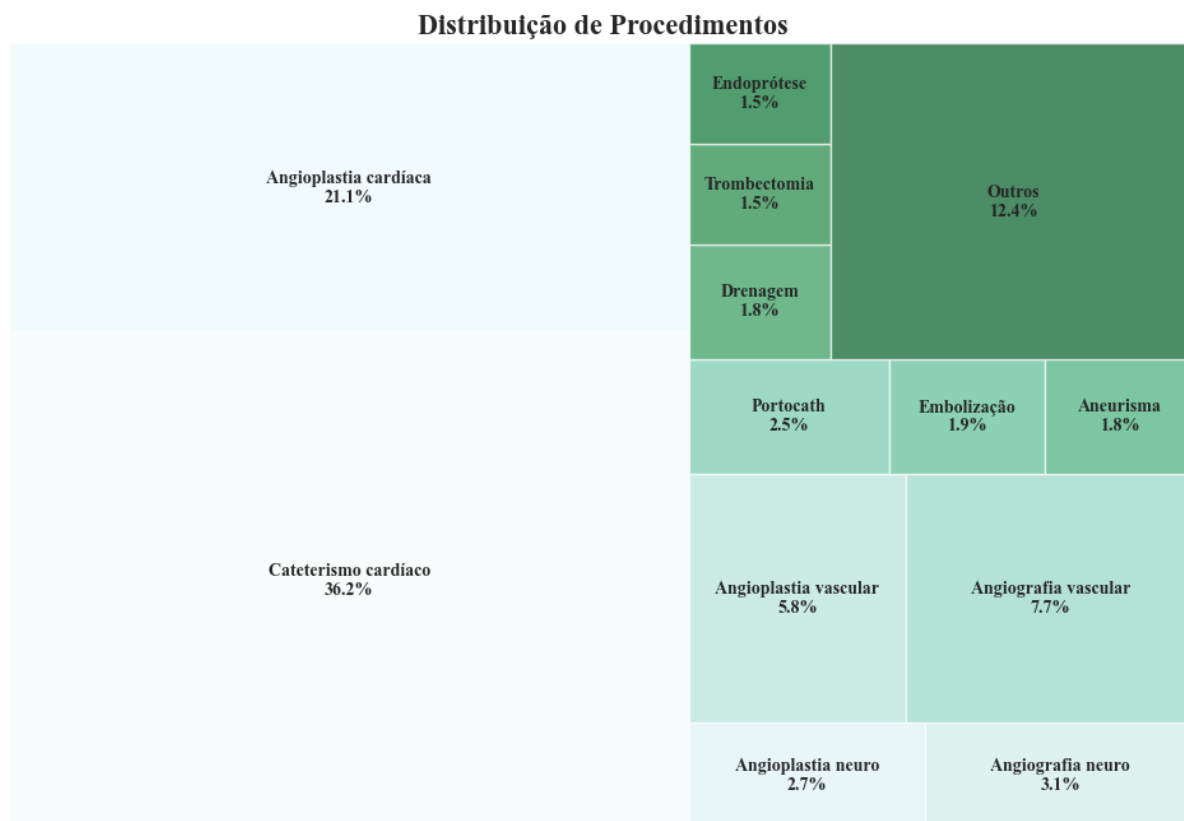


Figura 32 -Distribuição dos procedimentos do setor de hemodinâmica do HSFA (Fonte: O autor).

5.3 Caracterização do sistema de imagens

5.3.1 5.2.1 Dosimetria e avaliação do detector

Os dados apresentados nas Tabelas 11 e 12 mostram os indicadores dosimétricos obtidos a partir do RDSR, comparados com os valores nominais estabelecidos para o equipamento. Foram avaliados a tensão, corrente, kerma no ar e a dose no ponto de referência, considerando uma distância foco-câmara de 65 cm. Os desvios entre os valores medidos pela câmara e os valores nominais variaram entre 3% e 8%, permanecendo bem abaixo do limite regulamentar de $\leq 20\%$ (BRASIL, 2021), o que demonstra conformidade e estabilidade dos

parâmetros de dose (Tabela 11).

A análise do DAP, apresentada na Tabela 12, mostrou desvios entre 4% e 12%, dentro da faixa aceitável. A área foi medida a partir da imagem radiográfica fornecida pela placa CR, enquanto o tamanho nominal do campo refere-se à diagonal do campo quadrado ajustado. Esses resultados indicam uma boa concordância entre os dados medidos e os valores nominais, evidenciando ajustes adequados na configuração de dose do sistema de imagem.

Tabela 11 – Verificação da dose no ponto de referência: comparação entre valores medidos (tensão, corrente, kerma no ar e dose no ponto de referência) e nominais a 65 cm.

Tensão(kV)	Corrente (mA)	Kerma no ar (mGy)	Dose no ponto de referência (mGy)	Dose nominal (Gy)	Desvio Nominal
70	315	2,32	3,22	3,39	5%
70	153	1,13	1,56	1,65	6%
70	78	0,44	0,61	0,65	7%

(Fonte: O autor)

Tabela 12–DAP calculado (kerma \times área medida na placa CR) versus DAP nominal para diferentes campos.

Tamanho de Campo (cm)	Tensão(kV)	Corrente (mA)	Kerma no ar (uGy)	Area Medida (m ²)	DAP Calculado (uGy·cm ²)	DAP (uGy.m ²) Nominal	Desvio Nominal
48	70	33,3	13,8	0,111	2,119	2,21	4%
42	70	48,3	19,9	0,085	2,358	2,56	9%
32	70	58,1	22,5	0,048	1,502	1,68	12%
22	70	92,7	26,7	0,024	0,892	0,99	11%

(Fonte: O autor).

Modo automático de exposição: Os dados ilustrados na Figura 33 levam em consideração tanto o SNR que foi normalizado em função dos valores sem atenuação adicional quanto a dose por quadro. Observando, as doses de referência no detector — 1,20 $\mu\text{Gy}/f$, 1,82 $\mu\text{Gy}/f$ e 3,00 $\mu\text{Gy}/f$ — mostram a tendência de ajuste das condições de exposição: conforme a espessura da de filtração de cobre aumenta, a dose recebida pelo detector diminui progressivamente, conforme o previsto, para não elevar excessivamente a dose de entrada na pele. Esse padrão reflete o funcionamento adequado do AEC, que modifica a exposição para contrabalançar a atenuação aumentada introduzida pelo filtro de cobre. Em termos de SNR, há um ligeiro declínio na qualidade da imagem com o aumento da espessura do cobre, o que é esperado devido à diminuição de fótons que chegam ao detector como resultado da atenuação. No entanto, os

coeficientes de variação (CV) para o SNR, variando de 6,22% a 8,89%, permanecem em conformidade com os padrões de desempenho recomendados. Esses números sugerem um nível aceitável de variação na qualidade da imagem, indicando que o sistema mantém sua estabilidade apesar das flutuações nas condições de atenuação.

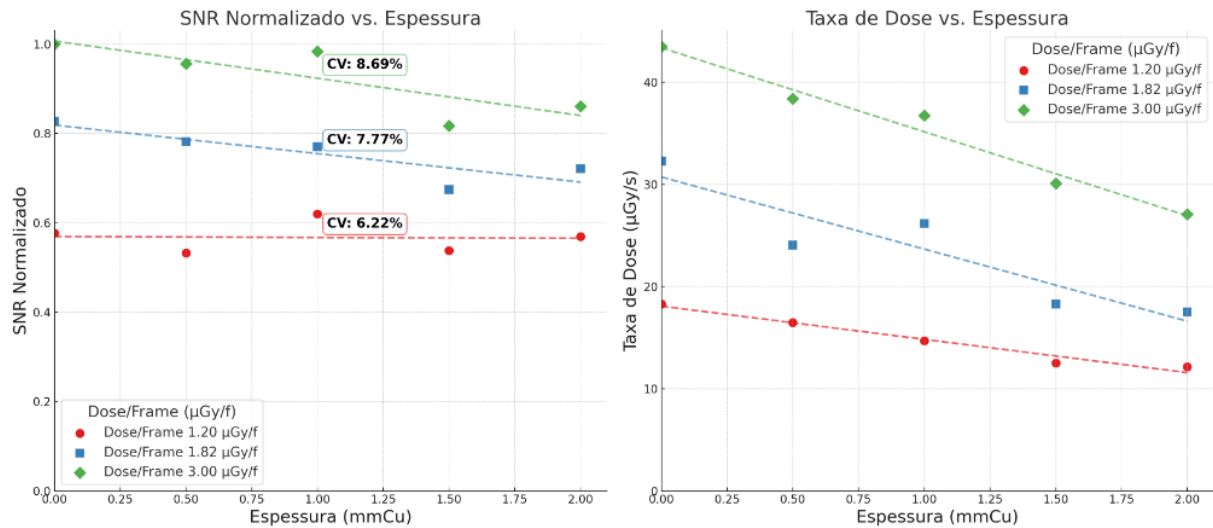


Figura 33- Comportamento da Taxa de dose no detector e SNR para diversas espessuras.

Ao aumentar a dose necessária no detector para a mesma atenuação e espessura, espera-se que o kerma no ar e o fator de dose calculado pelo sistema no ponto de referência também aumentem. Portanto, o parâmetro dose por frame pode ser utilizado como um modulador direto da fluência de fótons emitida pelo tubo e recebida pelo detector. Na Figura 34, é possível observar uma alta correlação ($R^2 > 0,99$) entre o aumento da dose por frame e o kerma no ar acumulado, conforme esperado.

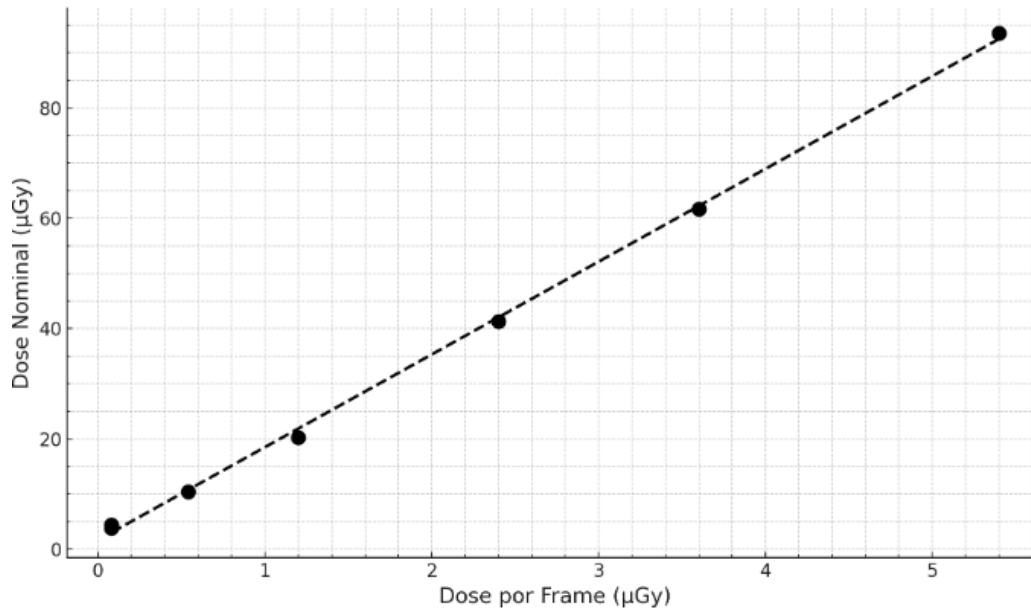


Figura 34-Tendência do aumento da dose por frame em relação à dose (Fonte: O autor).

5.3.2 5.1.2 Qualidade de imagem

Para a análise da resolução espacial, foi utilizada a MTF obtida pela borda de cobre. Conforme mostrado na Figura 35, as curvas indicam que não há diferenças significativas entre os filtros aplicados (*Normal*, *Sharp* e *Smooth*). No entanto, ao comparar qualquer filtro ativado com a imagem sem processamento (*Off*), observa-se uma diferença clara, especialmente nas frequências espaciais intermediárias.

Valores de MTF acima de 1 sugerem a presença de um processamento de realce de bordas, indicando que a ESF não foi bem definida, o que propaga incertezas na transformação de Fourier para a MTF. Apesar dessa limitação, as imagens processadas apresentam um aprimoramento significativo em relação àquelas sem processamento, evidenciando o efeito positivo dos kernel apresentando uma menor degradação do sinal a medida que a frequência espacial aumenta.

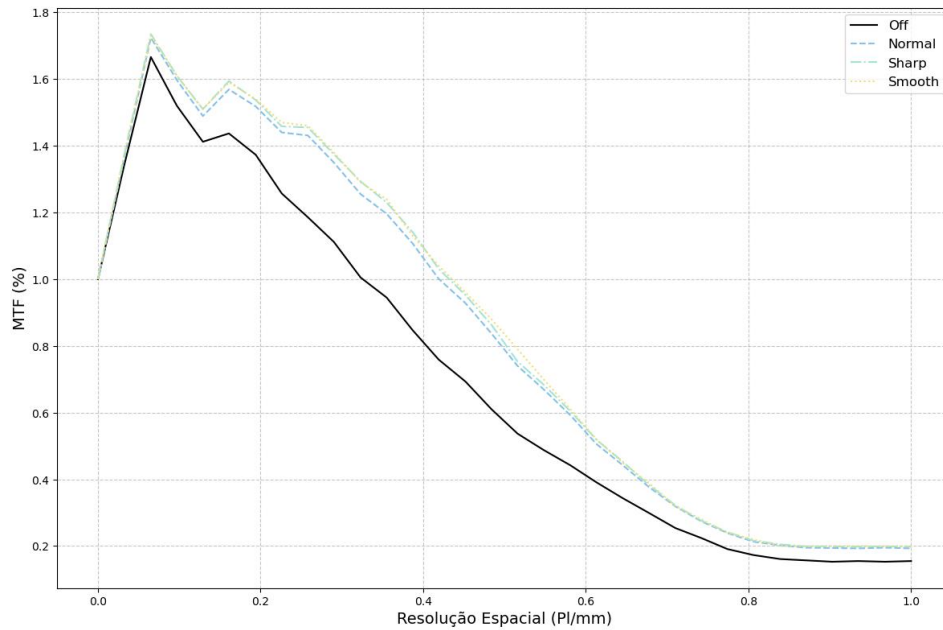


Figura 35- Degradação do sinal para os kernels disponíveis (Fonte: O autor).

A avaliação quantitativa da resolução espacial para os diferentes kernels, utilizando o padrão de malhas do simulador MR-08, está representada na Tabela 13. Não houve diferença perceptível entre os filtros na avaliação da MTF, contudo, ao ativar qualquer um dos kernels, foi observada uma suave melhoria na definição das bordas na avaliação qualitativa. Essa diferença foi perceptível apenas nos campos de 16 cm e 42 cm.

Tabela 13– esolução espacial por kernel (MR-08; valores em lp/mm): comparação Normal vs Off nos campos de 48–16 cm, com tensão e corrente indicados.

Abertura	48	42	32	22	16
Tensão (kVp)	70	72	73	73	74
Corrente (mA)	50	51	52	55	56
Resolução Espacial Kernel <i>Normal</i>	1,4	1,6	1,6	2,0	2,4
Resolução Espacial Kernel <i>Off</i>	1,4	1,4	1,6	2,0	2,0

(Fonte: O autor).

Em relação ao comportamento esperado do ruído no detector, previa-se uma análise pós-

processamento da imagem extraída, uma vez que não foi possível obter imagens no formato "For processing". Dessa forma, as previsões teóricas das otimizações foram baseadas nos dados apresentados na Figura 36, que ilustra o ruído na estrutura de 3 mm do simulador MR-07 de baixo contraste. As curvas de desempenho do ruído para os distintos kernels disponíveis em diferentes níveis de exposição, mostra comportamentos semelhantes para ambos casos. No entanto, uma diferença significativa é percebida quando o processamento é ativado, especialmente para baixas exposições.

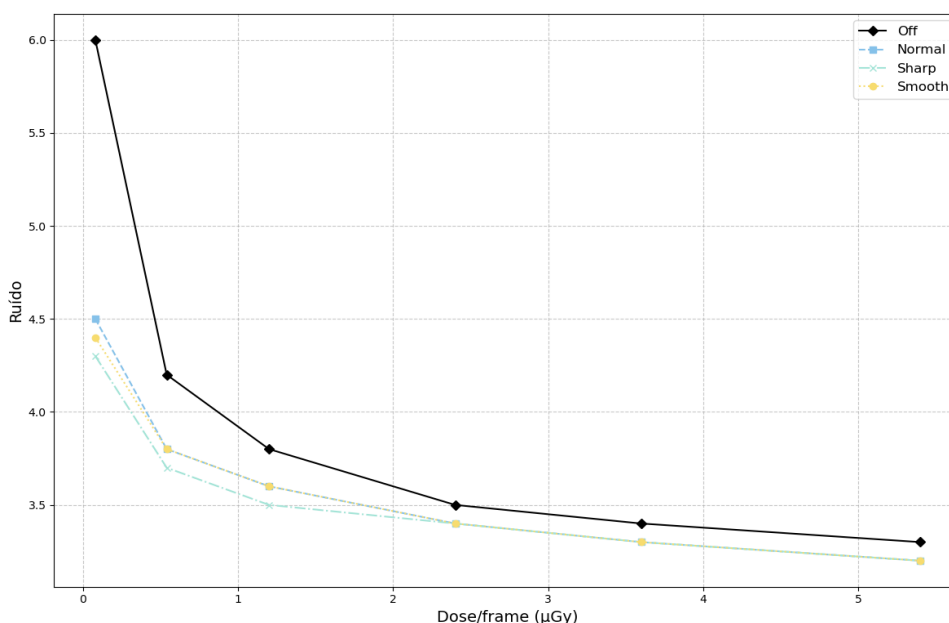


Figura 36- Comportamento do ruído com o parâmetro dose/frame (μGy) (Fonte: O autor).

À medida que o parâmetro de exposição de referência aumenta, a diferença entre as imagens com kernels ativados e desativados, mostrada na Figura 34, diminui. A razão entre o ruído dos kernels Normal e Off se reduz, chegando a apenas 3,4%. Abaixo de 1 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, a redução do ruído atingiu até 25%. As curvas também demonstram uma estabilização do ruído para doses acima de 2 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$. Isso sugere que os filtros aplicados são mais eficazes em condições de baixa exposição no detector para a redução de ruído. A redução do ruído pode permitir a diminuição da dose de radiação com um fator de redução quadrático, evidenciando o impacto positivo do processamento nas imagens.

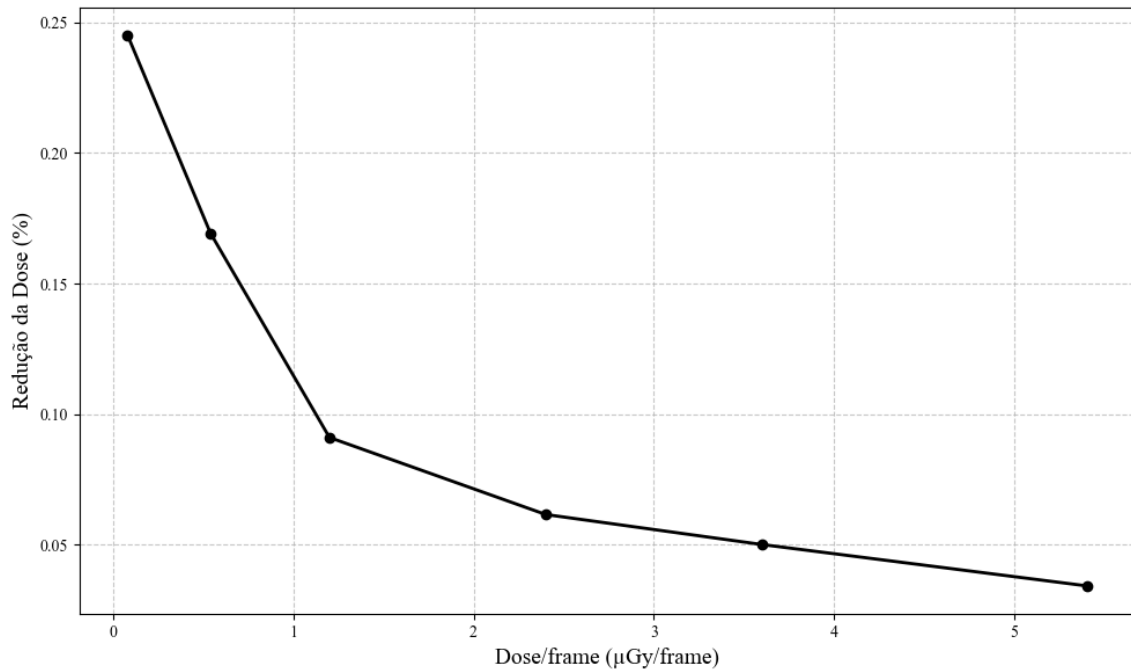


Figura 34 – Redução do ruído entre comparativamente entre o kernel ligado e desligado (Fonte: O autor).

O comportamento do SNR com o aumento dos índices de exposição é apresentado na Figura 35 para diversos kernels. Assim como o ruído, os valores de SNR atingem um platô para doses acima de 2,0 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, indicando que o aumento da dose não resulta em uma melhoria significativa na redução do SNR nessas condições de exposição. Portanto, o ajuste dos protocolos deve limitar a dose a valores próximos de 2,0 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, desde que o ruído permaneça dentro dos limites clínicos aceitáveis.

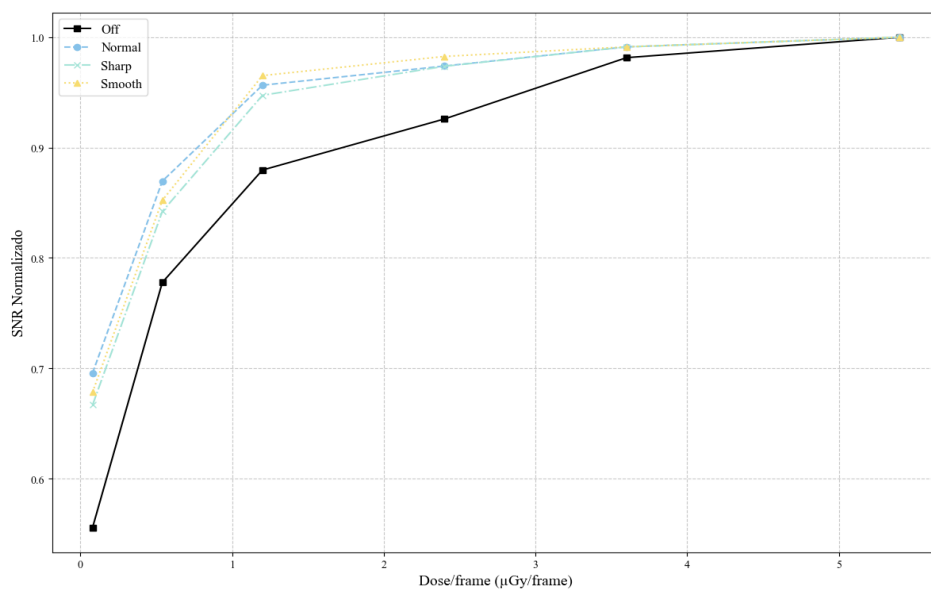


Figura 35 – Comportamento do SNR com a dose/frame (Fonte: O autor).

5.4 Proposta de otimização

Com base na análise dos dados da descrição do desempenho de dosimetria e de qualidade de imagem, foi desenvolvida uma proposta de otimização visando manter a qualidade da imagem, assegurando níveis clinicamente adequados de ruído e resolução, ao mesmo tempo em que se busca reduzir a dose de radiação. A estratégia proposta consiste em diminuir o parâmetro de dose por frame, o que naturalmente aumenta o ruído na imagem. Para compensar esse aumento, propõe-se ajustes nos kernels de suavização aplicados durante o processamento da imagem.

A otimização foi direcionada ao modo cine/DSA, utilizado predominantemente em exames vasculares e cardíacos, que representam 86% dos procedimentos analisados. A redução da dose/frame, correlacionada diretamente com o kerma no ponto de referência, resultou em uma diminuição de 39% no modo cine, com um incremento estimado de 17% no ruído. Para mitigar esse aumento, o processamento foi ajustado para o *kernel* “Normal”, o que reduziu o ruído em aproximadamente 9,7%. Após a implementação dos ajustes, foi realizado o monitoramento de duas rotinas completas da equipe vascular, sem que os hemodinamicistas detectassem perda na qualidade diagnóstica das imagens.

Nos procedimentos de angioplastia e cateterismo, as bordas das estruturas são bem definidas devido ao uso de contraste, o que permite a aplicação de kernels de suavização sem comprometer a visualização. Essa abordagem busca equilibrar a redução da dose de radiação com a manutenção da qualidade da imagem durante os procedimentos, garantindo segurança e eficiência. As modificações implementadas são apresentadas na Tabela 14.

Tabela 14 – Parâmetros do protocolo utilizado no modo CINE

	Otimização	Padrão
Tensão (kV)	70	70
Tensão Máxima (kV)	96	96
Largura de Pulso (ms)	80	80
Dose no Detector ($\mu\text{Gy}/\text{frame}$)	1,82	3,00
Tipo de processamento	DSA	DSA
Taxa de Pulsos (frames/s)	3	3
Processamento i-Noise reduction	Normal	OFF

(Fonte: O autor)

5.5 Caracterização dos níveis de exposição – Cateterismo Cardíaco

Para avaliar os valores típicos de dose e tempo em procedimentos de cateterismo, foram analisados 468 procedimentos, a distribuição dos procedimentos por período está apresentada na 15. Os resultados estão apresentados na Figura 36, que exhibe a distribuição do DAP, e na Figura 37, que destaca a mediana dessa distribuição para todos os procedimentos realizados na instalação. Observam-se flutuações interessantes nas distribuições, com mudanças significativas após a implementação das alterações no protocolo cine.

Tabela 15- Distribuição temporal dos dados estatísticos

2022 2ºsem	2023 1ºsem	2023 2ºsem	2024 1ºsem	2024 2ºsem	Protocolo Padrão	Protocolo Otimizado
101	75	126	103	63	170	298

(Fonte: O autor)

No segundo semestre de 2022, a mediana do PKA estava em torno de 63,05 Gy·cm². Após o início do registro sistemático dos dados e ajustes nos parâmetros, houve uma redução para 53,9 Gy·cm² no segundo semestre de 2024, representando uma diminuição de aproximadamente 14,5%. A amplitude interquartil (Q3-Q1) bem como a redução da quantidade de outliers foi reduzida, revelando uma estabilização dos níveis de exposição partir do segundo semestre de 2023 e, portanto, uma maior uniformidade na prática clínica entre os procedimentos.

a redução na exposição, seja pela alteração no modo cine ou pela alteração das práticas clínica, é fundamental manter o monitoramento contínuo e realizar registros regulares para assegurar que os níveis de dose permaneçam dentro do esperado. Nos meses de julho e agosto de 2024, os protocolos do equipamento foram reiniciados, devido a uma atualização de software do equipamento, revertendo as alterações realizadas nesse trabalho, ao mesmo ocorreram um aumento tempo foi nos níveis de DAP registrados durante o segundo semestre de 202. Embora a redução da exposição possa ser obtida por meio de alterações no modo cine ou nas práticas clínicas, é fundamental manter o monitoramento contínuo e realizar registros regulares para assegurar que os níveis de dose permaneçam dentro do esperado. Nos meses de julho e agosto de 2024, os protocolos do equipamento foram reiniciados devido a uma atualização de software, revertendo as alterações implementadas neste trabalho; ao mesmo tempo, observou-se aumento nos níveis de DAP registrados no segundo semestre de 2023.

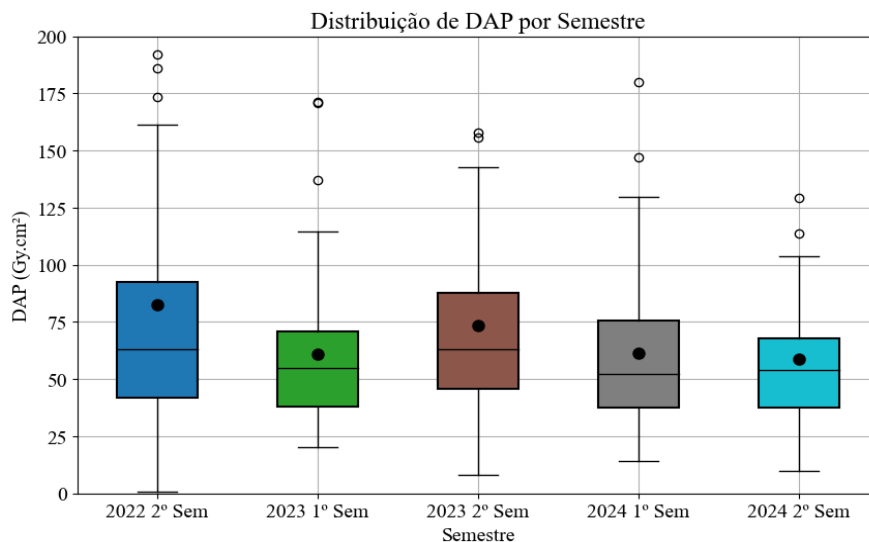


Figura 36- Distribuição dos produtos dose área de todas exposições da instalação (Fonte: O Autor).

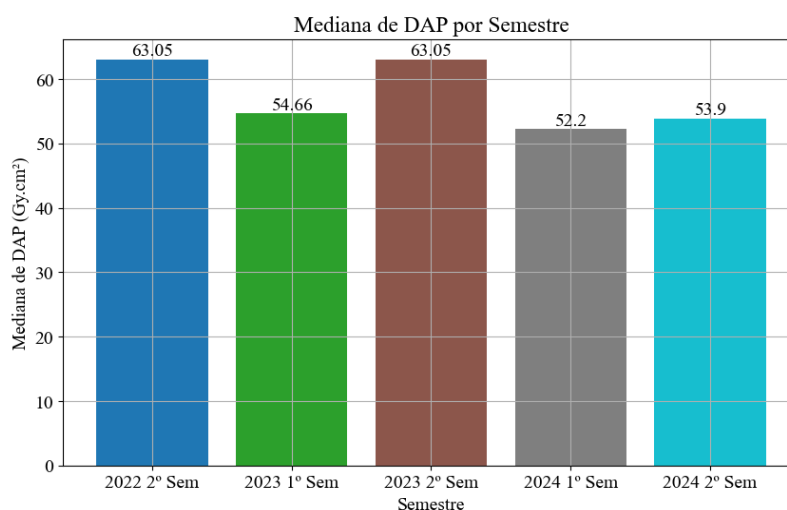


Figura 37 - Mediana do produto dose área para o cateterismo (Fonte: O Autor).

Conforme apresentado na Figura 37, ao analisar os níveis de DAP da instalação ao longo dos semestres, observamos que os valores típicos da instalação estão, em média, acima dos valores de referência estabelecidos pela IAEA ($50 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$). Em contrapartida, países como Espanha ($39 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) e França ($38 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) possuem uma sistemática regional de gerenciamento de doses, evidenciada pelo grande tamanho de suas amostras, com 88.573 exames na Espanha e 153.262 exames na França, respectivamente. Além disso, a Inglaterra ($29 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) apresentou valores substancialmente inferiores aos de outros países, sugerindo que projetos de monitoramento em escala nacional podem contribuir significativamente para a redução das doses aplicadas, promovendo um controle mais rigoroso e eficiente dos níveis de exposição. O valor praticado no último semestre ($54 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) está acima de 63,16% dos valores

reportados na literatura, indicando que, embora haja uma tendência de otimização, ainda há margem para melhorias para atingir níveis comparáveis aos melhores controles internacionais.

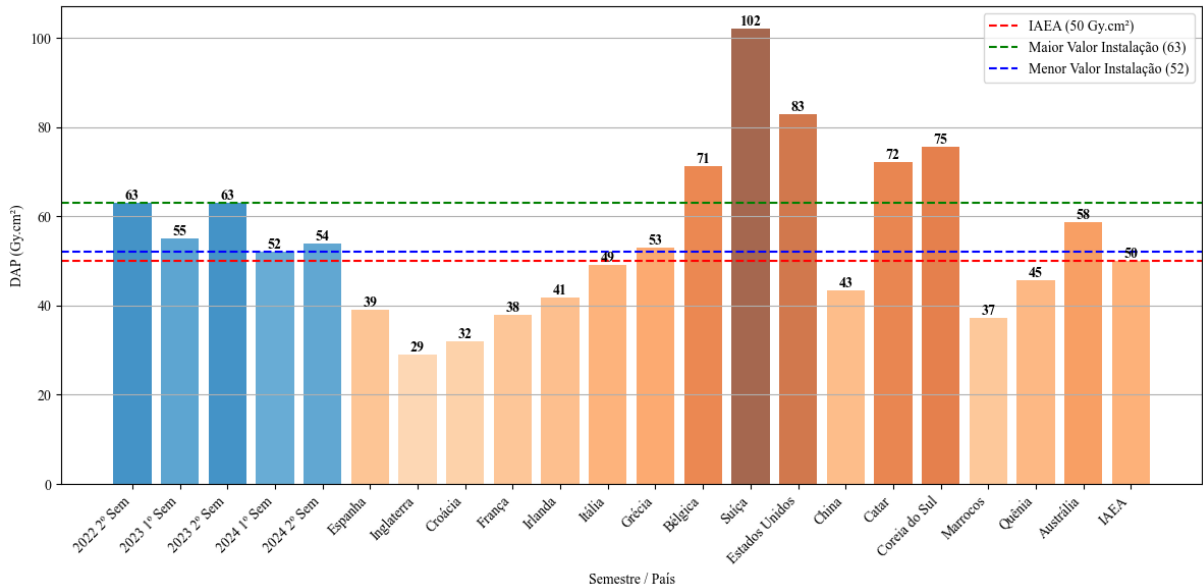


Figura 38- Gráfico de barras dos níveis de típicos comparados com os NRDs da literatura para cateterismo (DAP) por trimestre comparado com a literatura (Fonte: O Autor).

Os valores típicos do tempo de fluoroscopia em comparação com diversos NRDS na literatura são apresentados na Figura 39. A mediana do tempo apresentou uma variação significativa ao longo dos semestres e em comparação com outros países. O maior tempo local foi de 7,9 minutos no 2º semestre de 2022, enquanto o menor foi de 5,1 minutos no 2º semestre de 2024, indicando uma leve tendência de melhoria de práticas ao longo do período. No entanto, esses tempos ainda são superiores aos observados em países como Espanha (3,7 minutos), Inglaterra (4,5 minutos) e China (4,5 minutos), que apresentaram os menores tempos médios. Por outro lado, os tempos típicos de fluoroscopia da instalação são semelhantes aos observados na França (6 minutos) e na Croácia (6,6 minutos). O tempo médio de fluoroscopia do último semestre (5,1 minutos) está abaixo de 58,82% dos valores reportados na literatura.

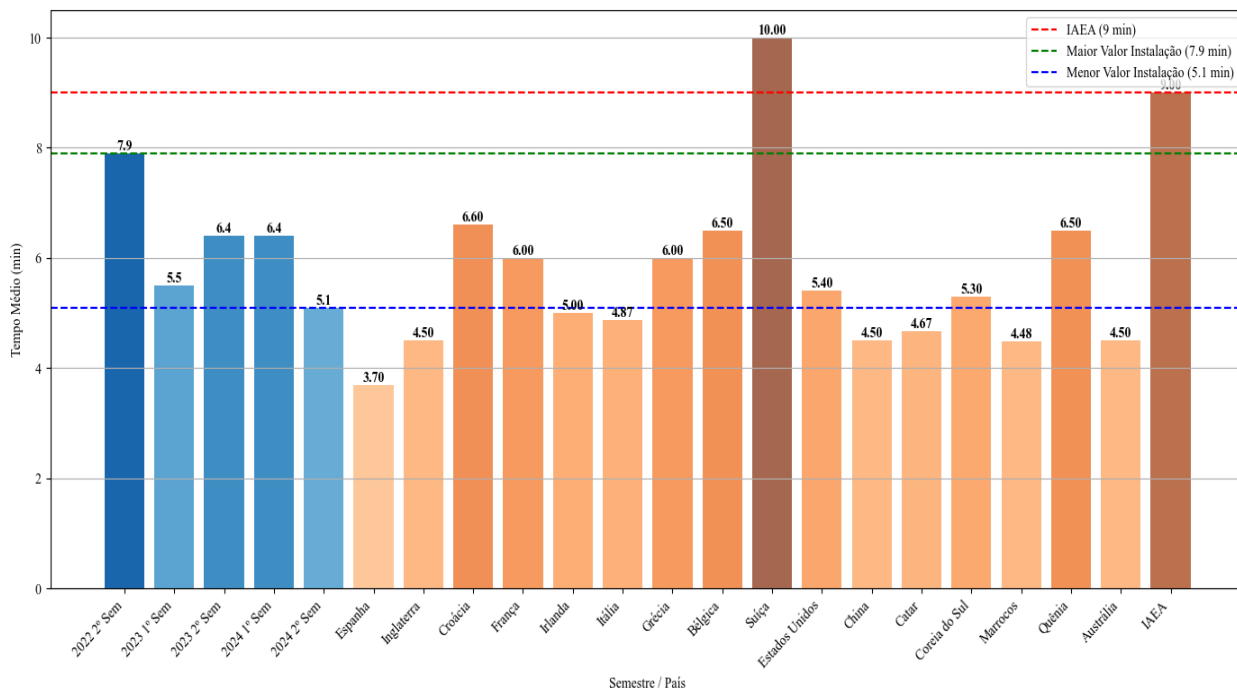


Figura 39 – Comparação do tempo de fluoroscopia com a literatura (Fonte: O Autor).

Na tabela consolidada, são apresentadas as médias, os desvios padrão e um resumo dos dados dos procedimentos, utilizando os quartis e as medianas do PKA e do tempo de escopia. Esses parâmetros fornecem uma análise abrangente dos níveis de exposição, refletindo as práticas adotadas na instalação. Os dados evidenciam uma tendência de redução nas medianas de PKA ao longo dos semestres, indicando um impacto positivo das modificações nos protocolos de exposição.

Além disso, a Tabela 16 inclui os valores dos quartis (Q1, mediana e Q3) para todos os períodos avaliados. A estabilização dos valores a partir do primeiro semestre de 2023 é demonstrada pela redução das distâncias interquartis, o que aponta para uma menor dispersão dos dados.

Tabela 16 – Cateterismo: resumo semestral de DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), dose no ponto de referência (mGy) e tempo de fluoroscopia (min); média \pm DP e quartis (Q1, mediana, Q3). Inclui linhas agregadas para protocolos padrão e otimizados..

Período	DAP($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	Dose (mGy)	Tempo (min)
---------	------------------------------------	------------	-------------

	Média ± DP	Q1	Mediana	Q3	Média ± DP	Q1	Mediana	Q3	Média ± DP	Q1	Mediana	Q3
2022 2º Sem	83 ± 97	42	63	92	860 ± 670	540	760	1060	7,9 ± 11	3,0	5,1	7,8
2023 1º Sem	61 ± 35	38	55	71	720 ± 340	470	660	870	5,5 ± 4,1	3,1	4,1	6,5
2023 2º Sem	73 ± 51	46	63	88	880 ± 670	560	760	980	6,4 ± 6,1	3,1	4,5	7,5
2024 1º Sem	61 ± 37	38	52	75	740 ± 430	480	630	930	6,4 ± 5,9	3,0	4,6	7,7
2024 2º Sem	59 ± 38	38	54	68	730 ± 500	480	680	830	5,1 ± 5,0	3,1	3,8	5,9
Dados agregados												
Protocolo Padrão	76 ± 75	44,0	62	88	872 ± 670	553,6	756	1041	7,0 ± 8,7	3,0	4,7	7,6
Protocolo Otimizado	60 ± 37	37	52	71	730 ± 425	470,8	659	889	5,7 ± 5,1	3,0	4,1	6,9

(Fonte: O Autor)

A análise agregada dos dados dos protocolos padrão (2º semestre de 2022 a julho e agosto de 2023) e dos meses em que se utilizou o protocolo otimizado revelou uma melhora significativa nas práticas de exposição. Conforme apresentado na Figura 40, os testes estatísticos foram realizados utilizando o método de Mann-Whitney para avaliar a diferença entre os dois conjuntos de dados, considerando um nível de significância de 5% ($\alpha = 0.05$), o que corresponde a um intervalo de confiança de 95%.

Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa tanto para o DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) quanto para a Dose (mGy), com valores de $p < 0,05$. A mediana (VT) do DAP foi reduzida em 16,3% (de $62,87 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ para $52,67 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) e a mediana da Dose foi reduzida em 12,8% (de 756,6 mGy para 659,53 mGy) desde o início dos estudos. Esses achados apontam uma redução efetiva nos níveis de exposição utilizados aplicadas, demonstrando uma melhora prática.

No entanto, apesar da tendência de diminuição observada no tempo de escopia, o teste de Mann-Whitney não apontou diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos (valor de $p = 0,15$). Isso sugere que o tempo de escopia ainda apresenta flutuações, provavelmente influenciado por diferentes práticas e pela variabilidade na experiência dos

operadores.

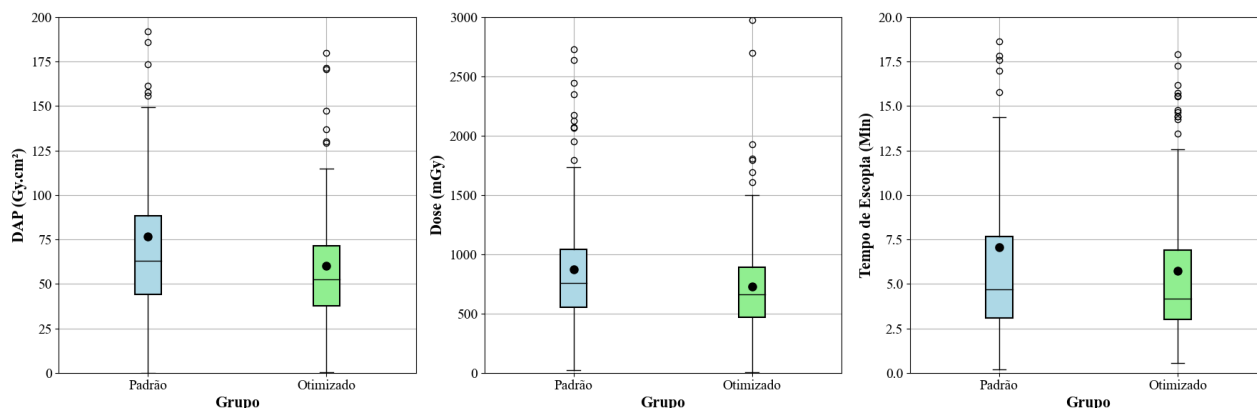


Figura 40- Comparação dos protocolos padrão e otimizado para DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), Dose (mGy) e Tempo de Escopia (Min) (Fonte: O Autor).

5.5.1 Caracterização dos níveis de exposição – Angioplastia Cardíaca

Para avaliar os níveis típicos de dose e tempo em procedimentos de angioplastia cardíaca, foram analisados 298 procedimentos, com a distribuição dos dados apresentada na Tabela 15. Os resultados são ilustrados na Figura 41, que exibe a distribuição do PKA, e na Figura 42, que destaca a mediana dessa distribuição para todos os procedimentos realizados na instalação. Observam-se flutuações importantes nas distribuições, com mudanças significativas após a implementação das otimizações no protocolo.

Tabela 15- Distribuição temporal dos dados estatísticos

2022 2ºsem	2023 1ºsem	2023 2ºsem	2024 1ºsem	2024 2ºsem	Protocolo Padrão	Protocolo Otimizado
54	47	61	37	40	96	143

No segundo semestre de 2022, a mediana do PKA estava em torno de $111,14 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Após o início do registro sistemático e ajustes nos parâmetros, houve uma redução para $74,59 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ no primeiro semestre de 2023. Ao longo do período de análise, a mediana voltou a oscilar, atingindo $84,38 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ no segundo semestre de 2024, o que representa uma redução global de 24% em comparação com o valor inicial. Essa redução significativa reforça a resposta positiva às mudanças nos protocolos, embora ainda haja flutuações que requerem monitoração contínua.

Assim como observado nos procedimentos de cateterismo, a dispersão dos dados foi reduzida de forma significativa, refletindo uma estabilização nos valores de PKA a partir do segundo semestre de 2023.

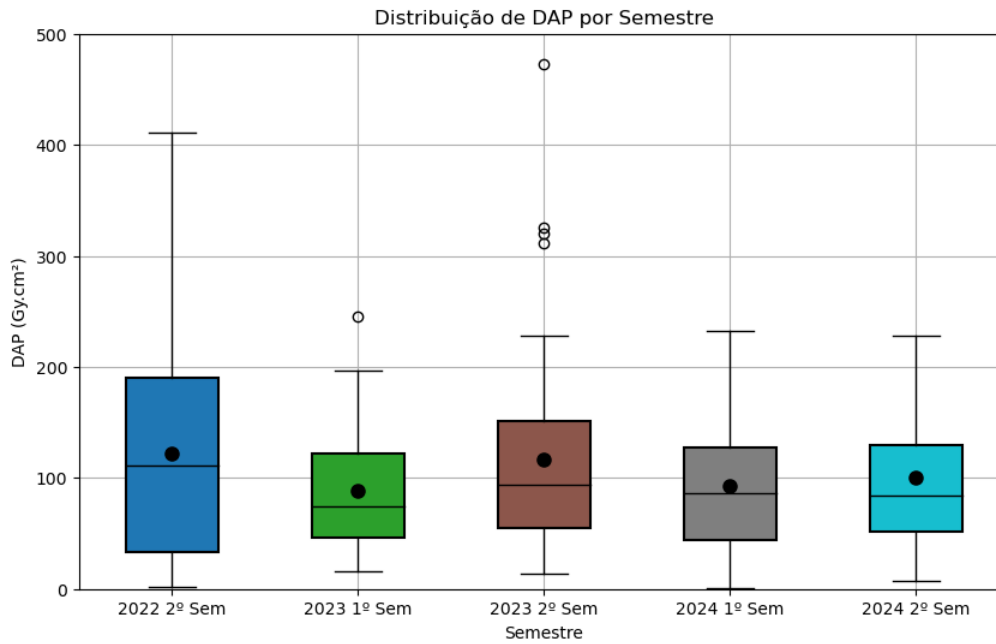


Figura 41 – Distribuição dos produtos Dose-Área para determinação das doses típicas de angioplastia (Fonte: O Autor).

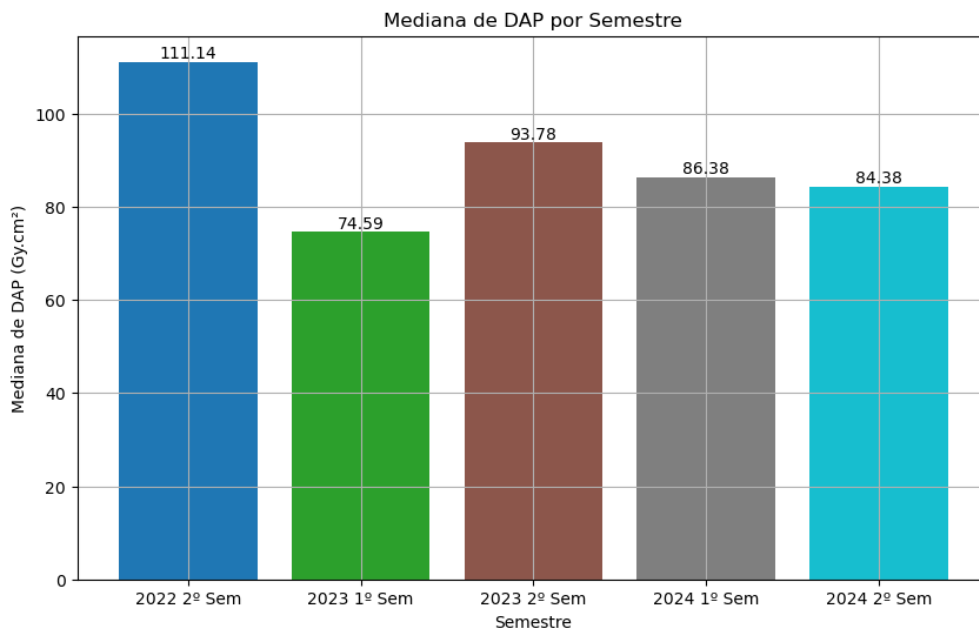


Figura 42 – Nível de DAP típica para procedimentos de angioplastia (Fonte: O Autor).

Conforme apresentado na Figura 44, os níveis de DAP da instalação ao longo dos semestres indicam que os valores típicos da instalação estão, em média, abaixo dos valores de referência estabelecidos pela IAEA ($125 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$). Em contraste, países como Inglaterra ($50 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$), Croácia ($72 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) e França ($80 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) apresentam um gerenciamento regional eficaz de doses, refletido nos menores valores observados, conforme discutido no tópico de cateterismo. O valor registrado no último semestre ($84 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) está acima de apenas 24% dos valores de referência de outros países, sugerindo

que os níveis de exposição da instalação são bem alinhados com as práticas internacionais.

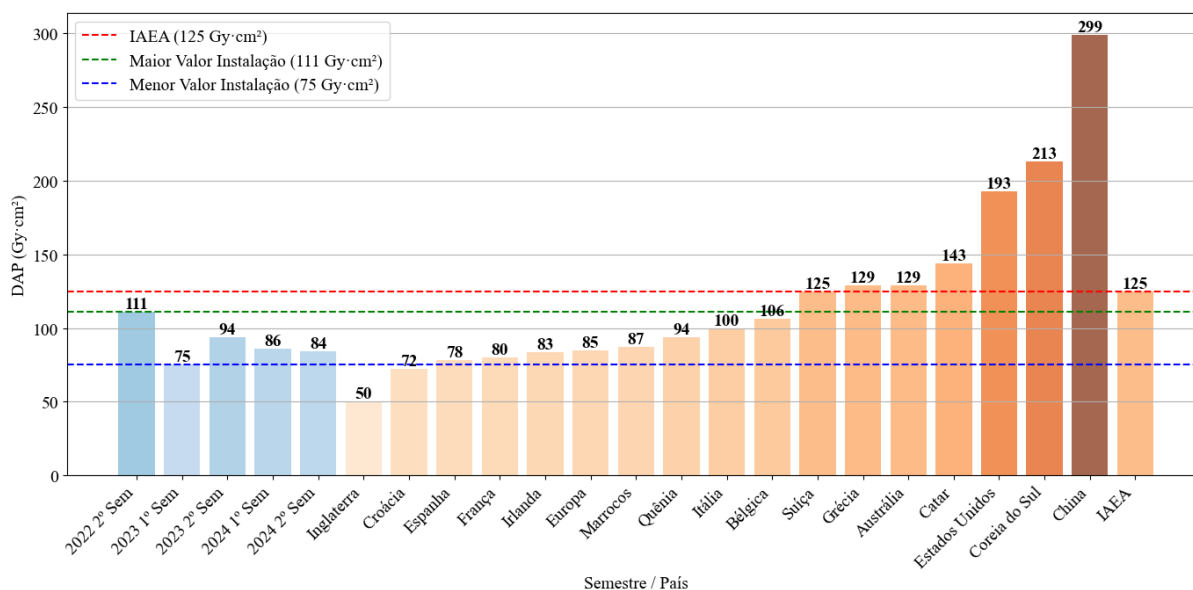


Figura 43 – Os níveis típicos de DAP para angioplastia comparados com NRDs diversos países para angioplastia (Fonte: O Autor),

Na Figura 44, o valor típico do tempo fluoroscopia é comparado com diversos níveis de referência diagnóstica descritos na literatura. O tempo apresentou uma variação significativa ao longo dos semestres e em relação a outros países. O maior tempo registrado na instalação foi de 15 minutos, no 2º semestre de 2022, com dados retrospectivos anteriores ao estudo. Esse tempo já é comparável a países como Espanha (15 minutos), França (15 minutos) e Inglaterra (15 minutos), que possuem NRDs de DAP inferiores aos valores típicos praticados na instalação. Isso sugere que o tempo de fluoroscopia apresenta uma correlação fraca com a dose, como também apontado pelo estudo de Aly (2015) no Catar. Ao final do estudo, o tempo de fluoroscopia praticado foi de 11,9 minutos, situando-se acima apenas do tempo de NRD do Catar.

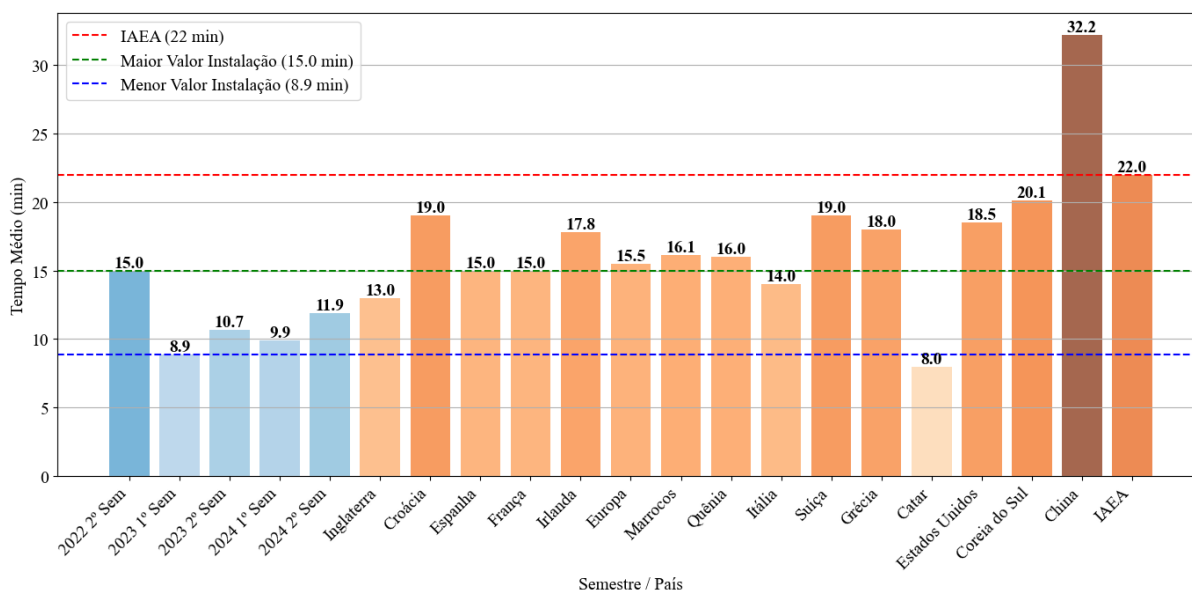


Figura 44 – Níveis típicos para angioplastia da instalação comparados com a literatura (Fonte: O Autor).

Na Tabela 16 apresenta os valores de média, desvio padrão e os quartis (Q1, mediana e Q3) para todos os períodos avaliados. Observa-se uma estabilização dos valores após o início do estudo, com menor dispersão dos dados, assim como observado no cateterismo. O valor típico de DAP foi reduzido em 24,32%, enquanto a dose apresentou uma redução de 28,82% e o tempo de fluoroscopia diminuiu em 20% ao comparar os dados de 2022 com os do segundo semestre de 2024.

Tabela 16 – Angioplastia: DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), dose no ponto de referência (mGy) e tempo de fluoroscopia (min), com média \pm DP e quartis (Q1, mediana, Q3) por semestre. Observa-se estabilização com menor dispersão após o início do estudo; inclui linhas agregadas para protocolos padrão e otimizado.

Período	DAP($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)				Dose mGy				Tempo (min)			
	Média \pm DP	Q1	Mediana	Q3	Média \pm DP	Q1	Mediana	Q3	Média \pm DP	Q1	Mediana	Q3
2022 2º Sem	121 \pm 100	33	111	11	1451 \pm 1519	503	1315	2379	20,9 \pm 29,4	5,2	15	28,7
2023 1º Sem	88 \pm 54	46	75	122	1163 \pm 780	555	903	1632	11,2 \pm 8,4	5,2	8,9	13,4
2023 2º Sem	117 \pm 85	55	94	151	1545 \pm 1247	606	1152	2231	15,8 \pm 12,5	7,2	10,7	20,7
2024 1º Sem	93 \pm 58	44	86	127	1265 \pm 834	634	1088	1893	13,0 \pm 10,6	5,4	9,9	16,1

2024 2º Sem	100 ± 97	52	84	129	1288 ± 1186	457	936	1696	15,8 ± 11,9	8,2	11,9	19,6
Dados agregados												
Protocolo Padrão	116 ± 93	49	94	167	1628 ± 1387	577	1209	2315	18,2 ± 22,2	6,9	11,8	24,7
Protocolo Otimizado	93 ± 71	46	81	127	1628 ± 1233	569	963	1700	13,2 ± 10	5,7	10,7	16,8

(Fonte: O Autor)

A análise dos dados agregados, bem como o teste de significância estatística de Mann-Whitney, não mostrou uma diferença estatisticamente significativa tanto para o DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) quanto para a Dose (mGy), com valores de $p > 0,05$. Apesar de uma redução evidente na dispersão dos dados, a variabilidade inerente aos processos de angioplastia ainda foi superior às mudanças implementadas neste estudo. No entanto, ao analisar as medianas, o DAP foi reduzido em 18,6% (de 116,15 $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ para 94,43 $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) e a Dose foi reduzida em 12,8% (de 963 mGy para 841 mGy). O tempo de fluoroscopia diminuiu de 11,85 minutos para 10,73 minutos, representando uma redução de 9%.

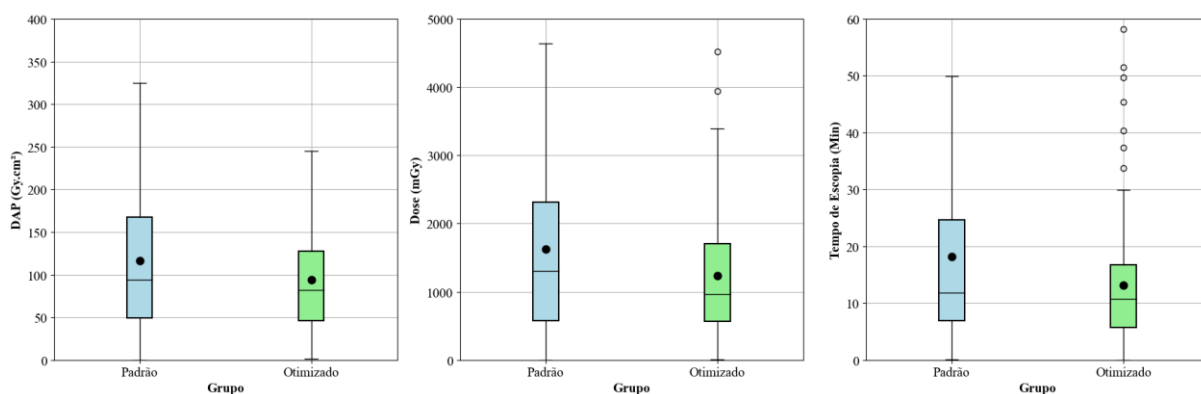


Figura 45 – Níveis típicos para angioplastia da instalação comparados com a literatura (Fonte: O Autor).

5.5.2 Estratificando por Biotipo

Estratificando por biótipo, foram coletados dados de massa corporal a partir de março de 2024, aplicando um filtro para selecionar pacientes de biótipo típico, que incluem aqueles classificados como normais e com sobrepeso (IMC entre 18,5 e 30). Aproximadamente 40% (39% para Cateterismo, 44% para Angioplastia) da amostra foi excluída da análise por se tratar de pacientes classificados como

magros, obesos ou por ausência dessa informação no cabeçalho DICOM, devido à falta de preenchimento. Os resultados da estratificação dos pacientes típicos são apresentados na Tabela 17.

Tabela 17 – Estratificação dos pacientes típicos

População	N _{total}	Obesos	Magros	Sem preencher	N _{típico}	%Amostra
Cateterismo Paciente típico	117	35	8	3	71	61%
Angioplastia Paciente típico	73	13	7	12	41	56%

Fonte (O Autor)

Na Tabela 18, são apresentados os valores típicos das grandezas comparadas entre a população com protocolo otimizado e a população de pacientes típicos para o período de março a outubro. Os dados mostram que a variação para o DAP e a Dose, avaliados pelas duas populações, foi inferior a 3%, indicando que as amostras são suficientemente grandes para a determinação de valores típicos, mesmo quando a massa do paciente não está disponível na instalação. No entanto, para o tempo de escopia, observou-se uma variação significativa, refletindo a maior dispersão dos dados ao longo de todo o período em que o protocolo otimizado foi implementado. Isso contrasta com o comportamento da Dose, que apresentou menor dispersão. Essa diferença é evidenciada pelos valores típicos de tempo observados no segundo semestre de 2024, com desvios pequenos para os pacientes típicos no mesmo período, variando de 4,1 a 4,3 minutos para o cateterismo, enquanto o valor obtido para a angioplastia foi de 16,8 minutos.

Tabela 18 – Comparação dos Valores Típicos para Pacientes de Protocolo Otimizado e Pacientes Típicos

População	DAP(Gy·cm ²)	Dose (mGy)	Tempo (min)	N
Cateterismo Otimizado	52,4	675,1	4,3	43
Cateterismo Paciente típico	52	659	6,9	341
Desvio (%)	0,8%	2,4%	60,5%	
Angioplastia Otimizado	80,1	936,1	11,4	43
Angioplastia Paciente típico	81	963	16,8	208
Desvio (%)	1,1%	2,9%	47,4%	

Fonte (O Autor)

5.5.3 Intervenções vasculares e outros procedimentos relevantes

A Figura 43 apresenta as distribuições do DAP para os diferentes procedimentos realizados, abrangendo arteriografia pélvica e de membros inferiores e angioplastia de membros inferiores. No total, foram analisados 107 procedimentos de arteriografia e 47 eventos de angioplastia nesta amostra. Para

estes exames vasculares, aplicam-se os mesmos modos de aquisição (cine/DSA) utilizados no escopo cardíaco; por se tratar de casuística menor, a comparação de protocolos foi realizada em base anual.

A Tabela 19 mostra os dados estatísticos analisados para a arteriografia de membros inferiores e angioplastia em 2023 e 2024. Os valores típicos de DAP usados durante a arteriografia variaram de 77 Gy·cm² em 2023 a 93,7 Gy·cm² em 2024. Esses resultados são maiores do que os relatados pela Xinhua Li, com valores de 62,8 Gy·cm², para o mesmo procedimento. Enquanto para este trabalho, os valores típicos de angioplastia estão ligeiramente abaixo dos relatados por Li, que variam de 41,8 Gy·cm² a 43,2 Gy·cm² contra um valor de 46 Gy cm². Essa avaliação integra o programa de otimização, uma vez que a análise anual permite acompanhar tendências com os mesmos modos cine/DSA e protocolos alinhados, mesmo com amostras reduzidas.

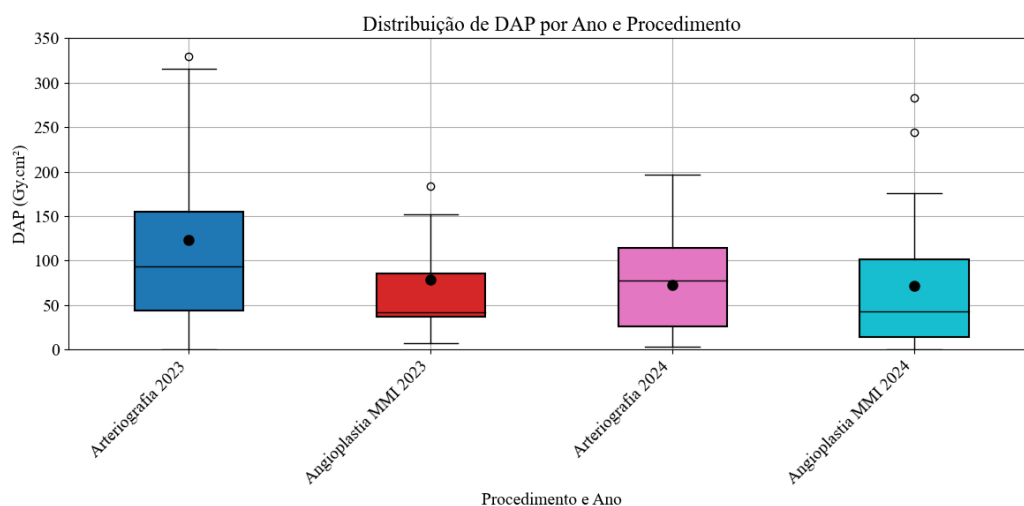


Figura 46 - Distribuição do Produto DAP para arteriografia e angioplastia de membros inferiores (2023 e 2024) Fonte (O Autor).

Tabela 19 - Arteriografia/angioplastia de MMII (2023–2024): estatísticas de DAP (Gy·cm²) — média±DP, Q1, mediana, Q3, N — com VT locais e referência (Xinhua, 2015).

Procedimento e Ano	Média (Gy·cm ²)	Desvio Padrão (Gy·cm ²)	Q1 (Gy·cm ²)	Mediana (Gy·cm ²)	Q3 (Gy·cm ²)	N	VT(Gy·cm ²) (Xinhua ,2015)
Arteriografia 2023	124	115	43,7	93,7	155	77	
Arteriografia MMII 2024	72,9	53,5	26,2	77,6	114	31	62,8
Angioplastia MMII 2023	79	89,3	37,4	41,8	85,9	21	
Angioplastia MMII 2024	71,5	75,6	13,9	43,2	101	71	46

Fonte (O Autor)

Os demais procedimentos significativos realizados na instalação, como angiografia

cervical, endoprótese pélvica, drenagem biliar, port-a-cath e embolização renal, estão apresentados na Figura 47. A angiografia cervical apresentou mediana de 74,6 Gy·cm² (referência: 87,3 Gy·cm²), e a embolização renal registrou mediana de 297 Gy·cm² (referência: 223,5 Gy·cm²), resultados que se mostram comparáveis aos estudos de Xinhua Li. Entretanto, o procedimento de Port-a-Cath torácico apresentou dose significativamente superior ao valor de referência, atingindo mediana de 11,1 Gy·cm² (referência: 3,2 Gy·cm²). A drenagem biliar registrou mediana de 32,6 Gy·cm², superando o valor de referência de 16 Gy·cm². O implante de endoprótese abdominal apresentou mediana de 539 Gy·cm², em comparação ao valor de referência de 346 Gy·cm². Para protocolos com casuística insuficiente para comparação estatística direta entre períodos, o monitoramento foi mantido com o objetivo de registrar Valores Típicos e contribuir com a literatura, ainda que não seja possível demonstrar formalmente a magnitude da melhoria por diferença de populações. Os detalhes completos desses dados estão na Tabela 20.

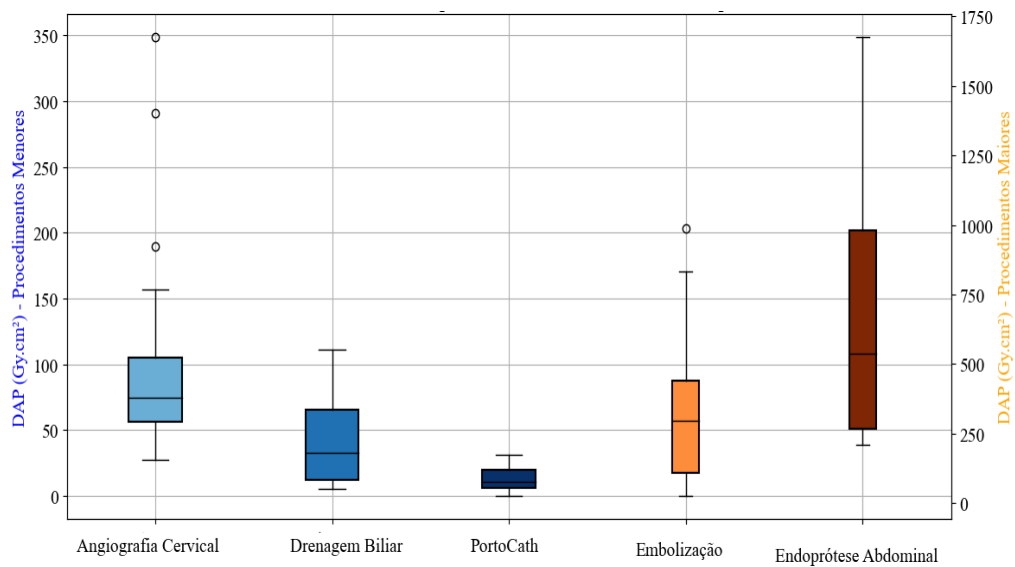


Figura 47- Distribuição de DAP para outros procedimentos relevantes na instalação. Fonte (O Autor)

Tabela 20- Procedimentos vasculares e correlatos: DAP (Gy·cm²) — média±DP, Q1, mediana, Q3, N — incluindo VT da instalação e valores de referência (Xinhua, 2015).

Procedimento	Média (Gy·cm ²)	Desvio Padrão (Gy·cm ²)	Q1 (Gy·cm ²)	Mediana (Gy·cm ²)	Q3 (Gy·cm ²)	N	VT(Gy·cm ²) (Xinhua ,2015)
Angiografia Cervical	90,9	59,0	56,4	74,6	104,7	48	87,3
Endoprótese Pélvica	698,7	469,8	269,5	539,1	980,3	17	346,7

Procedimento	Média (Gy·cm ²)	Desvio Padrão (Gy·cm ²)	Q1 (Gy·cm ²)	Mediana (Gy·cm ²)	Q3 (Gy·cm ²)	N	VT(Gy·cm ²) (Xinhua ,2015)
Drenagem Biliar	41,2	30,0	12,1	32,8	65,4	20	16,0
Port-a-Cath	13,5	9,1	5,9	11,1	19,6	28	3,2
Embolização Renal	343,1	305,3	109,9	297,0	440,9	11	223,5

Fonte (O Autor)

A Tabela 21 apresenta um resumo dos valores de Q1, mediana, Q3 e VT da instalação. Os resultados para o número de casos, DAP, dose e tempo de escopia, bem como os valores típicos para cada procedimento com dados significativos para esse estudo, nesse resumo está representado apenas os valores com o protocolo otimizado e após o início do estudo afim de representar a condição ao final da pesquisa.

Tabela 21- Procedimentos significativos: número de casos e quartis (Q1, mediana, Q3) de DAP, dose no ponto de referência e tempo de fluoroscopia, considerando apenas o período com protocolo otimizado.

Procedimento	Número de casos	DAP (Gy·cm ²)			Dose (Gy·cm ²)			Tempo (min)		
		Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3
Cateterismo Cardíaco	298	37,1	52,3	71,4	470,8	659,0	889,0	3,0	4,1	6,9
Angioplastia Cardíaca	143	46,0	81,0	127,0	569,2	963,3	1700,0	5,7	10,7	16,8
Angioplastia MMII	48	20,5	41,8	102,0	136,3	249,3	569,9	16,2	20,6	34,3
Angiografia MMII	108	37,4	90,0	151,3	163,3	292,7	616,1	4,8	7,6	10,9
Angiografia Cervical	48	56,4	74,6	104,7	375,9	580,4	771,7	5,9	6,9	10,6
Endoprótese Pélvica	17	269,5	539,1	980,3	2127,7	3875,0	8759,0	28,2	70,1	82,6
Drenagem Biliar	20	12,1	32,8	65,4	131,7	299,5	806,1	7,4	13,5	23,8
Port-a-Cath	28	5,9	11,1	19,6	24,3	40,3	58,7	1,1	1,6	2,3
Embolização Renal	11	109,9	297,0	440,9	823,4	1826,4	4269,3	19,3	29,6	41,9

Fonte (O Autor)

5.5.4 Colimação

A análise dos dados de colimação foi realizada considerando os três conjuntos de procedimentos mais frequentes na instalação: procedimentos cardíacos, vasculares e neurológicos. A Figura 48 apresenta o gráfico de dispersão de Dose (mGy) versus DAP (Gy·cm²), destacando o ajuste linear para cada grupo de procedimentos. O coeficiente da reta, que representa a inclinação do ajuste, está diretamente relacionado ao tamanho médio do campo irradiado, refletindo o nível de colimação aplicado durante os procedimentos. Na tabela 22 está apresentado um resumo dos dados.

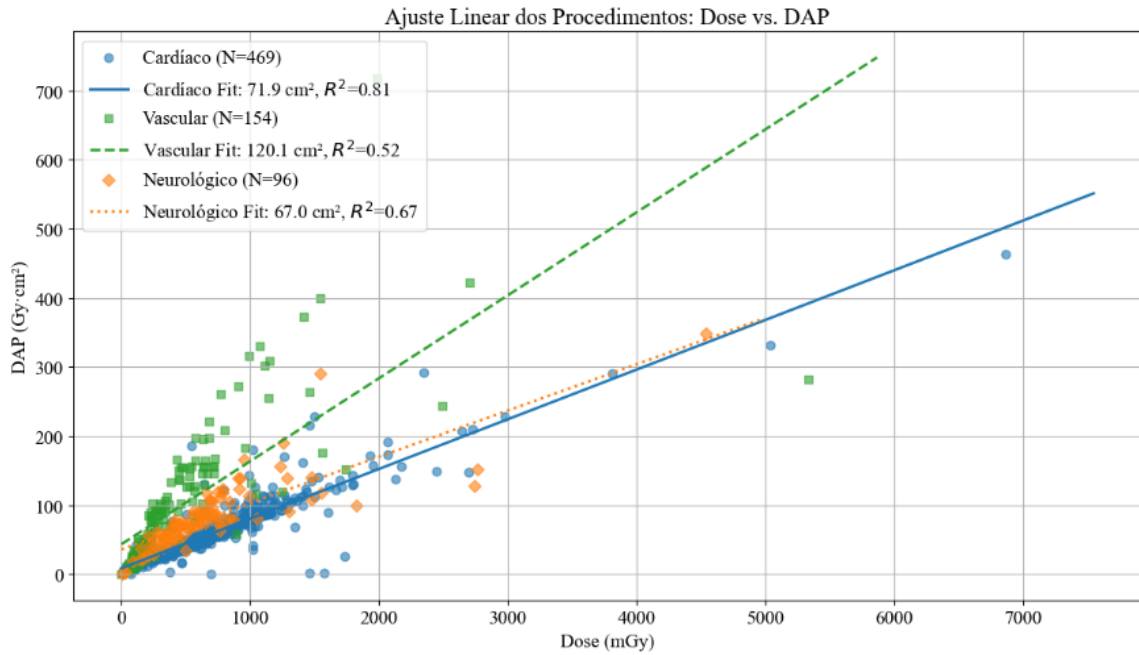


Figura 48 - Gráfico de dispersão Dose DAP para procedimentos Cardíacos vasculares e neurológicos Fonte (O Autor)

Tabela 21- apresenta os resultados da análise de colimação para os principais grupos de procedimentos realizados na instalação. I

Procedimento	N	R ²	Coefficiente da Reta (cm ²)	Diagonal do campo quadrado (cm)
Cardíaco	709	0,82	73,07	12,09
Vascular	154	0,4	155,61	17,64
Neurológico	96	0,44	96,10	13,86

Fonte (O Autor)

Os procedimentos cardíacos apresentaram o maior coeficiente de correlação com o ajuste linear ($R^2 = 0,82$), mais uniforme da colimação e uma menor dispersão de dados. Pode sugerir uma prática padronizada e uma menor flexibilidade para ajustar o campo irradiado conforme as necessidades específicas de cada paciente. Em contraste, os procedimentos vasculares e neurológicos apresentaram menor correlação ($R^2 = 0,52$ e $R^2 = 0,57$, respectivamente), refletindo uma maior dispersão dos dados. Essa variabilidade pode ser atribuída à diversidade dos tipos de procedimentos e regiões de trabalho, em contraste a equipe de cardíaca, exigindo ajustes mais variados na colimação. Observa-se que os procedimentos

vasculares mostraram a maior inclinação da reta, indicando um maior campo efetivo, enquanto os procedimentos cardíacos apresentaram um campo mais colimado.

5.5.5 Correlação com a dose ocupacional

Na Figura 49, são apresentados os níveis gerais de exposição da instalação a cada trimestre, correlacionados com os níveis de registro de exposição ocupacional ($E > 0,1$ mSv/mês) e os níveis de investigação ($E > 1$ mSv/mês). As distribuições de DAP para todos os procedimentos são exibidas, não com o intuito de avaliar uma prática típica da instalação, mas para fornecer um parâmetro de dose que englobe todos os procedimentos. É importante destacar que esses valores representam diversas equipes e diferentes tipos de procedimentos, portanto, não são considerados valores típicos, mas oferecem uma visão geral do grau de exposição na instalação.

A análise do período retrospectivo a este estudo indicou que a média trimestral dos níveis de registro era de 23 acima do nível de registro, enquanto os níveis de investigação apresentavam uma média de 5,33. Após a implementação das estratégias, esses valores foram reduzidos para 18 e 1,875, respectivamente, representando uma redução de 28,9% nos registros e 64,8% nas investigações. A média de 18 registros por trimestre sugere que o uso do dosímetro se tornou uma prática consolidada na instalação.

Foi constatado que as alterações no protocolo haviam sido revertidas em julho e agosto (3º trimestre de 2023), pois apenas em junho foram identificados 4 casos de níveis de investigação. Isso resultou em uma investigação que, como solução, reajustou o protocolo para os níveis anteriores. Após esse ajuste, a instalação voltou a apresentar uma tendência de redução da exposição ocupacional.

Além da apresentação dos indicadores para os médicos, foram enviadas notificações ao corpo clínico sobre os níveis de alta dose e as distribuições de DAP praticadas pelos hemodinamicistas, reforçando a importância de ajustes nos protocolos para minimizar a exposição.

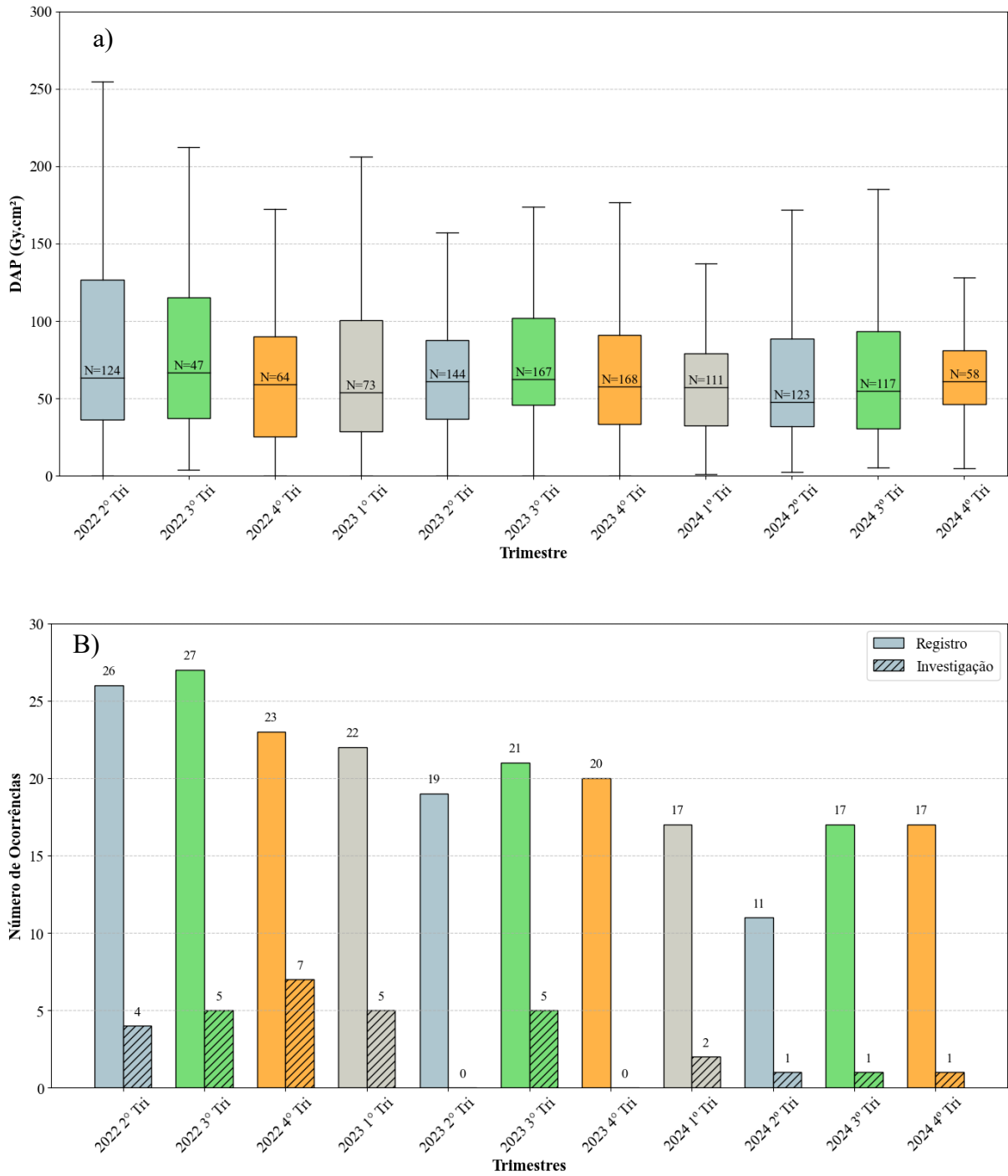


Figura 49 – a) Distribuição de DAP para todos os procedimentos de exposição ocupacionais e os B) níveis de exposição ocupacional (Fonte: O Autor).

5.5.6 Doses elevadas

O histograma de todos os procedimentos realizados na instalação está apresentado na

Figura 50, com destaque para o terceiro quartil (Q3) e seus múltiplos. Observa-se que 9,2% dos pacientes apresentaram valores de DAP superiores a 2 vezes o Q3. Uma análise similar realizada por Carruana (2013) indicou que 4,8% dos pacientes atingiram esse nível. Assim, embora os Valores Típicos de DAP estejam alinhados com a literatura, o número de procedimentos com dose elevada (acima de 2 vezes o Q3) foi maior em nossa instalação. Além disso, constatou-se que 5,82% dos procedimentos apresentaram valores superiores a 3 vezes o Q3.

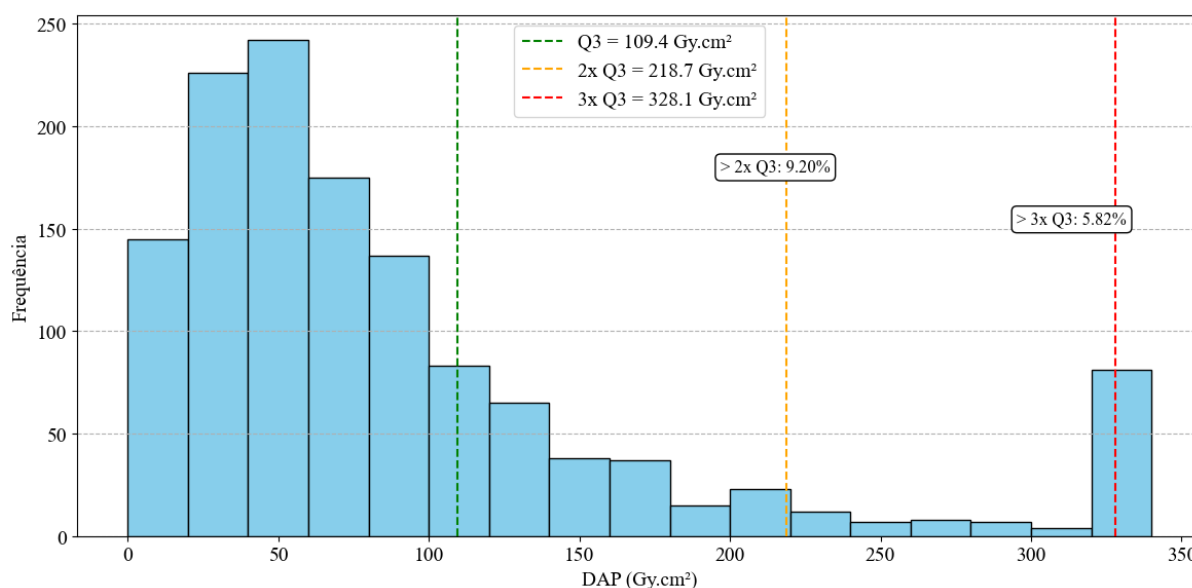


Figura 50 - Histograma da distribuição dos valores de DAP para todos os procedimentos realizados na instalação (Fonte: O Autor).

Na Tabela 22, são apresentadas as quantidades de procedimentos que atingiram níveis de alerta e de investigação em cada trimestre analisado. A Figura 51 representa graficamente esses dados, evidenciando uma redução significativa nas ocorrências de alta exposição ao longo do tempo. Observa-se uma tendência clara de diminuição desses eventos de alta dose desde o início do estudo. Os dados englobam todos os tipos de procedimentos realizados na instalação, incluindo aqueles de alta complexidade, como embolizações vasculares, cirurgias de implante de endoprótese e correções de aneurismas complexos, que não faziam parte do escopo típico de exposição da instalação.

Após a implementação das alterações nos protocolos e o registro detalhado das doses, observou-se uma queda expressiva na incidência de procedimentos nas faixas de exposição de alerta e de investigação. A incidência média caiu de 9,6% nos trimestres de 2022 para 3,0% em

2023 e 3,7% em 2024, refletindo o sucesso das práticas adotadas de monitoração e dos relatórios de dose ao corpo clínico, bem como das reduções de dose por frame no modo DSA. As angioplastias, que fazem parte do escopo usual da instalação, juntamente com outros procedimentos de alta complexidade, corroboraram a eficácia das mudanças realizadas, conforme ilustrado na Figura 51.

Tabela 22- Quantidade de procedimentos por trimestre que atingiram os níveis de alerta e investigação.

Trimestre	2022			2023				2024		
	2º	3º	4º	1º	2º	3º	4º	1º	2º	3º
N Procedimentos	135	52	71	77	165	190	178	124	94	109
N investigação	12	6	6	0	7	13	2	5	4	3
Nível de alerta (%)	8,9%	11,5%	8,5%	0,0%	4,2%	6,8%	1,1%	4,0%	4,3%	2,8%
N investigação	5	2	3	0	2	7	1	2	1	1
N investigação (%)	3,7%	3,8%	4,2%	0,0%	1,2%	3,7%	0,6%	1,6%	1,1%	0,9%

(Fonte: O Autor).

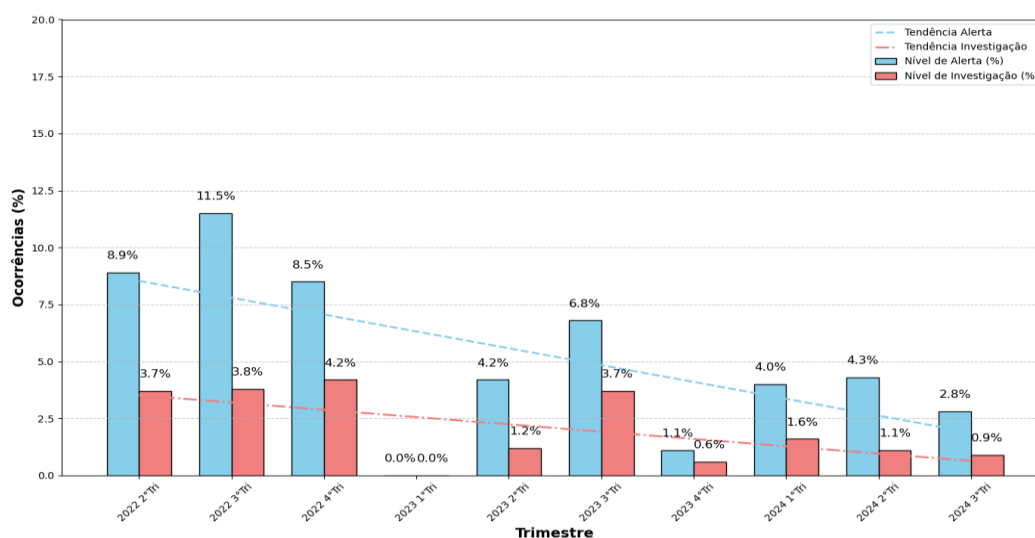


Figura 51 – Percentual dos níveis alerta em cada trimestre e sua linha de tendencia (Fonte: O Autor).

Na Tabela 23, os 58 procedimentos estão classificados em níveis de alerta/investigação. Para as angioplastias, é utilizada uma metodologia de cálculo do índice de complexidade, que avalia diversas estruturas anatômicas dos vasos e indica um valor de complexidade para verificar se o grau de exposição foi justificado. Embora o implante de endoprótese seja um

exame pouco frequente, realizado apenas 20 vezes durante o período da pesquisa, 11 desses procedimentos se enquadram em nível de alerta/investigação, com altos níveis de exposição média, o que os torna candidatos a estudos de otimização, apesar de sua baixa frequência.

Tabela 23 – Procedimentos em alto nível de exposição

	Ocorrências	Range (mGy)	Média (mGy)
Angioplastias	21	3262-7832	4798
Correção de Aneurismas	10	3896-11592	7241
Endoprotase	11	3875-13956	82351
Embolização	6	4120-7408	5199
Trombectomia	4	3220-8784	7572
Angioplastia MMII	3	3100-5334	4270
Angioplastia nueral	1	4538,4	4538
Angioplastia Renal	1	6416	6416
Ablação Ceptal	1	6185	6185

(Fonte: O Autor).

Na Figura 52 são apresentadas as ocorrências que adicionam complexidade para todos os exames da equipe vascular e cardíaca, especificamente aqueles que se enquadraram em alta dose. Foram avaliados 36 procedimentos por um hemodinamicista experiente, e apenas 1 procedimento listados apresentou índice de complexidade inferior a 2. A maioria dos casos analisados possuía lesões duplas, representando 13 ocorrências (36%). Além disso, 8 casos (22%) apresentavam oclusão crônica, enquanto 20 procedimentos (56%) apresentavam tortuosidade severa. Por fim, 9 casos (25%) apresentavam lesões em bifurcação. Esses dados evidenciam a alta complexidade dos casos analisados, indicando que a presença de oclusões crônicas, tortuosidades e bifurcações contribuem significativamente para o da exposição detectado

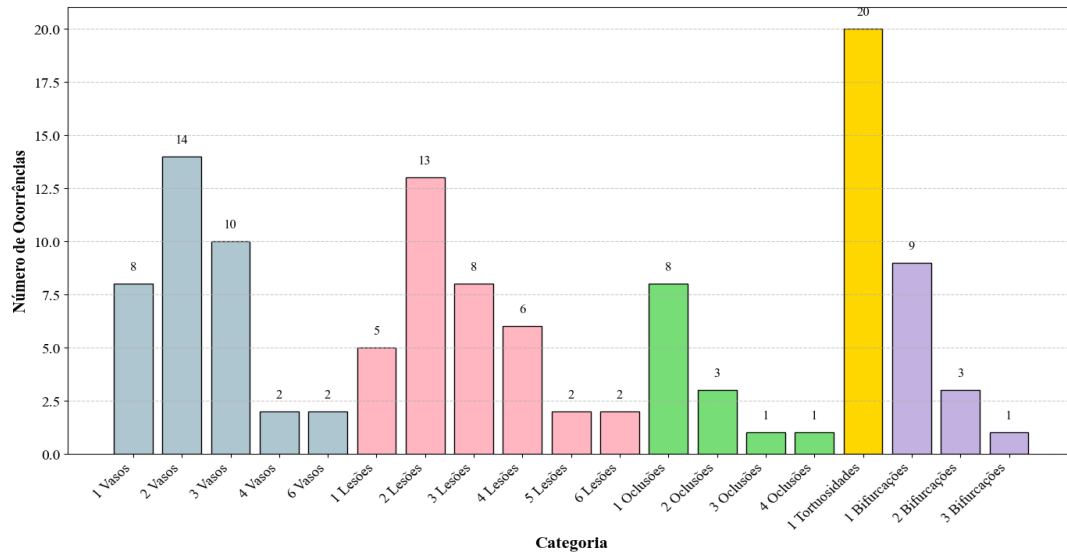


Figura 52 - Ocorrências de aumento de complexidade em angioplastias cardíacas e vasculares.

O cálculo do Índice de Complexidade, realizado conforme a Equação 5, apresentou valores médios de $5,01 \pm 2,44$ para os procedimentos classificados como de alta dose. Esses resultados justificam o elevado nível de exposição radiológica observado, indicando a complexidade e os desafios enfrentados durante esses procedimentos. A distribuição dos valores de IC está representada na Figura 53.

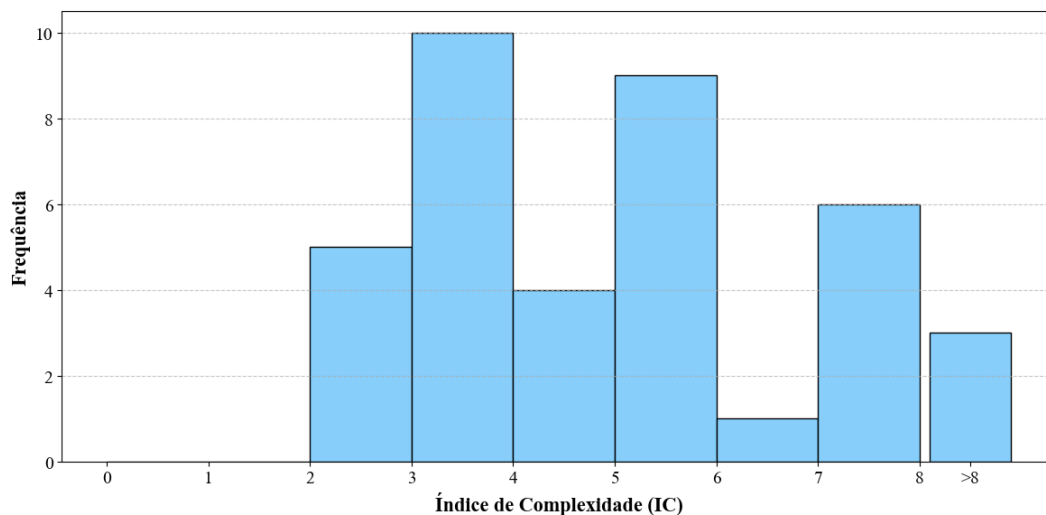


Figura 53 – Histograma com o índice de de complexidade em angioplastias cardíacas e vasculares.

Apesar da tentativa de correlacionar o IC com as métricas dosimétricas utilizadas como grandezas de referência, não foi possível identificar relação entre esses parâmetros nos procedimentos de alta complexidade, devido ao tamanho da amostra (sendo necessário mais tempo de pesquisa). O número limitado de dados e a influência de variáveis adicionais, como

o tipo de procedimento, o biótipo dos pacientes e o operador responsável, resultaram em correlações fracas ($R^2 < 0,1$ para os três parâmetros). Os gráficos de dispersão apresentados na Figura 53 evidenciam essa fraca correlação.

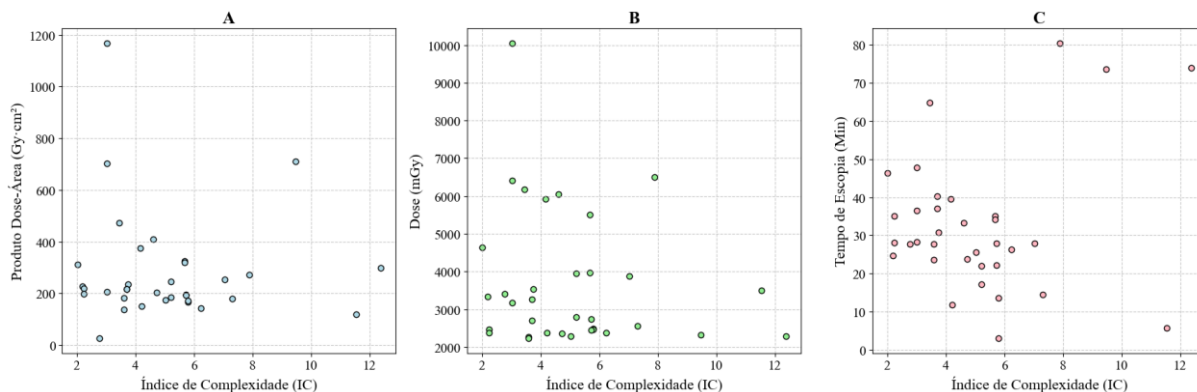


Figura 53- Gráficos de dispersão entre o Índice de Complexidade (IC) e os parâmetros dosimétricos: (A) Produto Dose-Área, (B) Dose, e (C) Tempo de Escopia.

A redução dos níveis de exposição nesses procedimentos parece estar relacionada a uma cultura de radioproteção incentivada por treinamentos, especialmente para médicos residentes, e ao registro de dose em andamento. Quando há registro de dose, os profissionais tendem a reduzir as exposições. Além disso, desde o início da otimização, a instalação promoveu uma série de treinamentos sobre boas práticas de proteção e redução de radiação, ressaltando a importância da experiência do corpo clínico e do conhecimento das técnicas disponíveis no equipamento para a redução de doses, aspectos cruciais da radioproteção,

5.6 Conclusões

Os resultados apontam o sucesso na redução da dose e na padronização da entrega de radiação, atribuídos ao monitoramento constante e ao fortalecimento da cultura de proteção radiológica ao longo do estudo. A combinação de alterações nos protocolos, criação de indicadores clínicos de exposição e o processo de educação permanente resultou na diminuição dos níveis de VTD para todos os procedimentos analisados, além da redução de eventos de alta dose e da quantidade de registros de doses ocupacionais.

O setor foi caracterizado e apresentou semelhanças com a literatura, com predominância de pacientes entre 61 e 70 anos (58,7%) e uma leve prevalência do sexo masculino (56,8%). A

distribuição de biótipos indicou que 62,8% dos pacientes apresentavam sobrepeso ou obesidade, com mediana de IMC de 25,8, valor próximo ao limite superior da faixa de sobrepeso. Esses fatores são relevantes para a comparação deste estudo com outros e podem influenciar os níveis de exposição. Os procedimentos mais realizados foram da especialidade de Cardiologia (53%), seguidos por Cirurgia Vasculare (33%) e Neurologia (14%).

O processo de otimização passou pela garantia da qualidade dos parâmetros do equipamento, avaliando especialmente a exatidão do indicador de dose e o comportamento do AEC para diferentes espessuras, assegurando que a entrega da dose fosse realizada corretamente e que a qualidade da imagem fosse mantida. A avaliação clínica das ferramentas disponíveis, especialmente em equipamentos modernos, destacou a importância da utilização plena dos recursos de redução de dose. O estudo dessas ferramentas levou à proposta de redução dos níveis de exposição de referência no detector e à aplicação de kernels para suavização de ruído, estratégia eficaz para imagens adquiridas com menor dose e posteriormente aplicada na redução da exposição. Como aprendizado para implementação em outros hospitais é crucial estudar sistematicamente os kernels de reconstrução (definindo alvos mínimos de SNR e resolução) e trabalhar em conjunto com os fabricantes para a liberação de credenciais/mode experto que viabilizem o acesso e a edição dos protocolos, assegurando rastreabilidade das alterações e reprodutibilidade dos resultados.

Também foi demonstrada a importância de um sistema confiável de registro de dose, preferencialmente automatizado, garantindo o armazenamento adequado dos RDSR no PACS do setor. Registros manuais podem não ser completos e introduzir vieses nos dados, comprometendo a análise e o monitoramento das exposições.

O registro contínuo dos dados por cinco semestres (incluindo um período retrospectivo) apontou um comportamento interessante: após o início do estudo, verificou-se uma redução tanto nos valores das medianas, utilizadas como VTD para dose e PKA, quanto na distância interquartil. A redução da mediana pode ser parcialmente atribuída ao ajuste dos indicadores de dose, mas ambos os parâmetros refletem também uma mudança na cultura de radioproteção da instalação.

No cateterismo, tanto o PKA quanto a dose apresentaram diferenças estatisticamente significativas, conforme confirmado pelo teste de Mann-Whitney ($p < 0,05$). A mediana do PKA foi reduzida em 16,3%, passando de 62,87 Gy·cm² para 52,67 Gy·cm², enquanto a

mediana da dose apresentou uma diminuição de 12,8%, de 756,6 mGy para 659,53 mGy. Para a angioplastia, apesar da redução nos valores típicos, os testes estatísticos não indicaram uma diferença significativa para o PKA e a dose ($p > 0,05$), possivelmente devido à maior variabilidade dos procedimentos e à complexidade dos casos tratados. No entanto, ao analisar as medianas, verificou-se uma redução de 18,6% no PKA, de 116,15 Gy·cm² para 94,43 Gy·cm², e de 12,8% na dose, de 963 mGy para 841 mGy. O tempo de fluoroscopia apresentou uma diminuição de 9%, passando de 11,85 para 10,73 minutos, mas sem significância estatística, indicando que essa variável pode estar mais associada a fatores clínicos e operacionais.

Além dos procedimentos de cateterismo e angioplastia cardíaca, foram caracterizados os níveis de exposição em intervenções vasculares, incluindo arteriografia e angioplastia de membros inferiores. A análise dos dados indicou uma redução nos valores típicos de PKA para arteriografia, variando de 93,7 Gy·cm² em 2024 para 77 Gy·cm² em 2023, evidenciando uma melhora nas práticas de exposição ao longo do tempo. No entanto, para angioplastia de membros inferiores, não foi observada uma redução significativa, com valores típicos permanecendo próximos de 46 Gy·cm². Apesar dessas variações, os valores registrados na instalação foram compatíveis com os reportados na literatura. Também foram caracterizados procedimentos recorrentes, como angiografia cervical, drenagem biliar e Port-a-Cath, além de intervenções de alta dose, como endoprótese pélvica e embolização renal. A análise desses procedimentos visa contribuir para a literatura, que ainda é escassa em relação aos VTDs em intervenções não cardíacas.

A dispersão dos dados da área irradiada também foi analisada entre três equipes médicas. Observou-se que os procedimentos da equipe cardíaca apresentaram menor variabilidade, enquanto as equipes vascular e neurológica demonstraram maior dispersão dos dados, refletindo o uso de imagem menos magnificadas e colimadas, nesses procedimentos. Esses resultados foram apresentados às equipes médicas para futuras comparações e ajustes nos protocolos.

A redução na exposição dos pacientes também foi acompanhada por uma diminuição na exposição ocupacional, com uma queda de 64,6% nos eventos de registro e 64,8% nos de investigação. Esses resultados indicam que, além da otimização dos protocolos, os operadores têm revisado suas práticas e adotado medidas adicionais de radioproteção, como o uso correto

do avental plumbífero e do protetor suspenso, reforçando a importância da aplicação contínua dessas barreiras para minimizar a exposição ocupacional.

A análise da distribuição dos procedimentos revelou que, embora os VTDs de PKA estejam alinhados com a literatura, a incidência de procedimentos de alta dose e outliers foi maior do que a reportada na literatura. Na instalação estudada, 9,2% dos procedimentos apresentaram PKA superior a duas vezes o Q3, enquanto 5,8% ultrapassaram três vezes o Q3, valores superiores aos observados no estudo comparativo. Após a implementação das alterações nos protocolos e o registro detalhado das doses, houve uma redução expressiva na incidência de procedimentos nas faixas de exposição de alerta e investigação. A taxa de procedimentos classificados como alerta/investigação caiu de 9,6% em 2022 para 3,0% em 2023 e 3,7% em 2024, refletindo o impacto positivo das práticas adotadas.

A análise dos procedimentos de angioplastia de alta dose demonstrou que a complexidade anatômica dos vasos avaliados tem um papel relevante na exposição radiológica, com destaque para tortuosidade severa (56%), lesões duplas (36%), oclusões crônicas (22%) e bifurcações (25%). Esses fatores exigem maior tempo de fluoroscopia e maior número de aquisições, aumentando a dose nos procedimentos mais desafiadores. No entanto, não foi possível estabelecer uma correlação estatisticamente significativa entre o IC e as métricas dosimétricas utilizadas, pois a análise apresentou $R^2 < 0,1$ para os três parâmetros estudados. Essa baixa correlação pode estar associada ao número limitado de casos avaliados e à influência de variáveis adicionais, como tipo de procedimento, biótipo dos pacientes e experiência do operador.

Os objetivos propostos neste estudo foram plenamente alcançados, com a implementação bem-sucedida de estratégias de gerenciamento e otimização de dose em procedimentos de hemodinâmica. A redução significativa dos níveis de exposição, a estabilização das distribuições dosimétricas e a queda nos eventos de alta dose e registros ocupacionais demonstram a eficácia das mudanças aplicadas. Além disso, a caracterização detalhada do setor e dos procedimentos, aliada à análise das práticas de proteção radiológica, contribuiu para um melhor entendimento dos fatores que influenciam a exposição. Os achados deste trabalho reforçam a importância do monitoramento contínuo, do ajuste criterioso dos protocolos e da educação permanente para otimizar a dose sem comprometer a qualidade diagnóstica. Ademais, a inclusão de procedimentos não cardíacos expande a literatura sobre VTDs, auxiliando futuras iniciativas de padronização e aprimoramento das práticas de radioproteção.

Estudos Futuros: Em estudos futuros, pretende-se avaliar os VTD para cateterismo e angioplastia em diferentes salas e centros, utilizando a metodologia descrita neste trabalho. Além disso, será realizada uma comparação das condições de proteção radiológica, garantia de qualidade, educação permanente, formação dos profissionais e a situação dos itens de proteção radiológica adotados em cada local, permitindo uma análise mais ampla das práticas de exposição. Com esses dados, será possível determinar um NRD local e mapear as condições de proteção radiológica no estado de Goiás. Também serão realizados treinamentos para os operadores, apresentando os níveis registrados para cateterismo, angioplastia e procedimentos de alta dose.

● Referências Bibliográficas

1. ALY, A. E.; DUHAINI, I. M.; MANAA, S. M.; et al. Patient peak skin dose and dose area product from interventional cardiology procedures. *Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol*, 4(1): 7, 2015.
2. ANDREO, Pedro et al. *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2017.
3. ASSUNÇÃO, Murilo et al. Estratégias de Otimização da Dose de Radiação em Angiotomografia Abdominal. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 15, p. 631-631, 2021.
4. BARBOSA, Adriano Henrique Pereira et al. Prevalência de opacidades do cristalino em cardiologistas intervencionistas e profissionais atuantes na área de Hemodinâmica no Brasil. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 112, p. 392-399, 2019.
5. BOGAERT, E.; BACHER, K.; LEMMENS, K.; et al. A large-scale multicentre study of patient skin doses in interventional cardiology: dose–area product action levels and dose reference levels. *Br J Radiol*, 82(976): 303–312, 2009.
6. BRASIL. Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada. Resolução – RDC N° 611, de 9 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista; regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas, 2022.
7. BRASIL. Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada. Instrução Normativa – IN N° 91, de 27 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança de sistemas de fluoroscopia e de radiologia intervencionista, 2021.
8. BRASIL. Ministério da Saúde. *Estratégias Para o Cuidado da Pessoa Com Doença Crônica Obesidade*, 2014.
9. BORBA, Iana Quintanilha de. Níveis de referência diagnóstico em radiologia intervencionista: uma revisão sistemática. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2023.

10. BRNIĆ, Z.; KR PAN, T.; FAJ, D.; et al. Patient radiation doses in the most common interventional cardiology procedures in Croatia: first results. *Radiat Prot Dosimetry*, 138(2): 180–186, 2009.
11. BOGAERT, EVELIEN; BACHER, Klaus; THIERENS, Hubert. A large-scale multicentre study in Belgium of dose area product values and effective doses in interventional cardiology using contemporary X-ray equipment. *Radiation protection dosimetry*, v. 128, n. 3, p. 312-323, 2008.
12. BUSHBERG, Jerrold T.; BOONE, John M. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
13. BUSHBERG, Jerrold T.; SEIBERT, J. Anthony. *The Essential Physics of Medical Imaging Study Guide*. Lippincott Williams & Wilkins, 2022.
14. CAMPEÃO, Davi Silva; BATISTA, Eutríprio Vieira. Radioproteção em intervenções hemodinâmicas: Revisão integrativa. *Brazilian Journal of Development*, v. 7, n. 6, p. 59119-59130, 2021.
15. CARNEVALE, F. C. *Tratado de Radiologia Intervencionista e Cirurgia Endovascular*. Thieme Revinter Publicações, v. 1, 2017.
16. CARRUANA, E.; VANÓ, E. Niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. *Radiología*, v. 55, p. 17-24, 2013.
17. CLUNIE, David A. *DICOM structured reporting*. PixelMed Publishing, 2000.
18. COMPAGNONE, G.; CAMPANELLA, F.; DOMENICHELLI, S.; et al. Survey of the interventional cardiology procedures in Italy. *Radiat Prot Dosimetry*, 150(3): 316–324, 2012.
19. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. CNEN-NN-3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Rio de Janeiro, 2024.
20. CROWHURST, James A. et al. Radiation dose in coronary angiography and intervention: initial results from the establishment of a multi-centre diagnostic reference level in Queensland public hospitals. *Journal of medical radiation sciences*, v. 61, n. 3, p. 135-141, 2014.
21. CUI, Y.; ZHANG, H.; ZHENG, J.; YANG, X.; LIANG, C. An investigation of patient doses during coronary interventional procedures in China. *Radiat Prot Dosimetry*, 156(3): 296–302, 2013.
22. D’HELFT, C. J.; BRENNAN, P. C.; MCGEE, A. M.; et al. Potential Irish dose reference levels for cardiac interventional examinations. *Br J Radiol*, 82(976): 296–302, 2009.
23. DANCE, D. R.; et al. Diagnostic radiology physics. *International Atomic Energy Agency*, v. 299, p. 12-14, 2014.

24. DEHAIRS, M.; BOSMANS, H.; MARSHALL, N. W. A study of the impact of x-ray tube performance on angiography system imaging efficiency. *Physics in Medicine & Biology*, v. 65, n. 22, p. 225028, 2020.
25. FEIJÓ, Maria Karolina Echer Ferreira; et al. Fatores de risco para doença arterial coronariana em pacientes admitidos em unidade de hemodinâmica. *Revista Gaúcha de Enfermagem*, v. 30, p. 641-647, 2009.
26. FRANÇA, Luana de Oliveira. Estimativa do produto dose-área em procedimentos de angioplastia coronária: uma revisão de literatura. *Revista Brasileira de Física Médica (Online)*, v. 15, n. 3, p. 69-75, 2021.
27. FRANCISCO, Michel Felipe Franco. Avaliação da disponibilidade e acesso aos equipamentos de hemodinâmica no Brasil, 2021.
28. FURQUIM, Thiago A. C.; COSTA, Paulo R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. *Rev Bras Física Médica*, 3(1): 91-9, 2009.
29. GEORGES, J.-L.; BELLE, L.; ETARD, C.; et al. Radiation doses to patients in interventional coronary procedures estimation of updated National Reference Levels by Dose Audit. *Radiat Prot Dosimetry*, 175(1): 17-25, 2016.
30. GOULD, Robert G.; et al. Investigation of a video frame averaging digital subtraction fluoroscopic system. In: *Digital Radiography*, SPIE, 1981, p. 184-190.
31. GRONCHI, Claudia Carla. Exposição ocupacional às radiações ionizantes nos serviços de hemodinâmica. *Mestrado IPEN*, v. 107, 2004.
32. HART, D.; HILLIER, M. C.; WALL, B. F.; et al. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br J Radiol*, 82(973): 1-12, 2009.
33. IAEA. Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures. International Atomic Energy Agency, 2009.
34. KIM, J.; SEO, D.; CHOI, I.; et al. Development of diagnostic reference levels using a real-time radiation dose monitoring system at a cardiovascular center in Korea. *J Digit Imaging*, 28(6): 684-694, 2015.
35. KONIGSTEIN, Maayan; et al. Impact of coronary artery tortuosity on outcomes following *stenting*: a pooled analysis from 6 trials. *Cardiovascular Interventions*, v. 14, n. 9, p. 1009-1018, 2021.
36. KORDOLAIMI, Sofia D.; et al. Introduction of an effective method for the optimization of CT protocols using iterative reconstruction algorithms: comparison with patient data. *Am J Roentgenol*, v. 203, n. 4, p. W434-W439, 2014.

37. KORIR, G. K.; WAMBANI, J. S.; YUKO-JOWI, C. A.; et al. Establishing diagnostic reference levels for interventional procedures in Kenya. *Radiography*, 20(2): 148–152, 2014.
38. LAMMOGLIA, Patricia. *Elaboração e implementação de testes de controle de qualidade em equipamentos de angiografia por subtração digital*. Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, 2001.
39. LANCASTER, Jack; HASEGAWA, Bruce. *Fundamental Mathematics and Physics of Medical Imaging*. CRC Press, 2016.
40. LIMA, Francisco Marcelo Marques. *Desenvolvimento de um sistema de transmissão de imagens médicas cifradas utilizando o protocolo DICOM*, 2009.
41. LIMA, Maria Solange Moreira de; et al. Aspectos clínico-epidemiológicos de pacientes submetidos à Intervenção Coronária Percutânea em hospital universitário. *Revista Brasileira de Enfermagem*, v. 71, p. 2883-2890, 2018.
42. LI, Xinhua; et al. Radiation exposure in 101 non-coronary fluoroscopically guided interventional procedures: reference levels of air kerma at the reference point and air kerma area product. *The British Journal of Radiology*, v. 95, n. 1130, p. 20211108, 2022.
43. OU-SAADA, Imane; et al. Local diagnostic reference levels in interventional radiology. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, v. 51, n. 2, p. 307-311, 2020.
44. MEDEIROS, Rogério Fachel de; et al. Exposição à radiação ionizante na sala de hemodinâmica. *Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva*, v. 18, p. 316-320, 2010.
45. MILLER, D. L.; HILOHI, C. M.; SPELIC, D. C.; et al. Patient radiation doses in interventional cardiology in the US: advisory data sets and possible initial values for US reference levels. *Med Phys*, 39(10): 6276–6286, 2012.
46. PADOVANI, R.; COMPAGNONE, G.; D'ERCOLE, L.; et al. Livelli diagnostici di riferimento nazionali per la radiologia diagnostica e interventistica. *Rapport ISTISAN*, 17/33, ISSN: 1123-3117, 2017.
47. PAZ, Adriéle; BOLOGNESI, Leandro. Radioproteção aplicada ao serviço de hemodinâmica. *Tekhne e Logos*, v. 8, n. 1, p. 68-82, 2017.
48. ERNICKA, Frantisek; MCLEAN, I. D. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. International Atomic Energy Agency, 2007.
49. PETOUSSI-HENSS, N.; et al. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. *Physics in Medicine & Biology*, v. 43, n. 8, p. 2237, 1998.

50. OU-SAADA, Imane; et al. Local diagnostic reference levels in interventional radiology. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, v. 51, n. 2, p. 307-311, 2020.
51. REAL, Jessica Villa; et al. Estimativa do produto dose-área em procedimentos de cardiologia intervencionista: uma revisão de literatura. *Revista Brasileira de Física Médica (Online)*, 2014.
52. RODRIGUES, Bárbara Beatriz Dias. Análise dos aspectos dosimétricos, de radioproteção e controle de qualidade em cardiologia intervencionista: uma proposta para otimização da prática. Universidade Federal do Rio de Janeiro, p. 156, 2012.
53. RODRIGUES NOGUEIRA, Daniela; et al. Perfil epidemiológico dos pacientes submetidos à angioplastia por trombose/reestenose de *stent* em pacientes da hemodinâmica em um hospital de grande porte do Norte do Paraná. *Brazilian Journal of Surgery & Clinical Research*, v. 46, n. 4, 2024.
54. SAMARA, E. T.; AROUA, A.; DE PALMA, R.; et al. An audit of diagnostic reference levels in interventional cardiology and radiology: are there differences between academic and non-academic centres? *Radiat Prot Dosimetry*, 148(1): 74–82, 2011.
55. SÁNCHEZ, Roberto; et al. Updating national diagnostic reference levels for interventional cardiology and methodological aspects. *Physica Medica*, v. 70, p. 169-175, 2020.
56. SIANOS, Georgios; et al. The SYNTAX Score: an angiographic tool grading the complexity of coronary artery disease. *EuroIntervention*, v. 1, n. 2, p. 219-227, 2005.
57. SIMANTIRAKIS, G.; KOUKORAVA, C.; KALATHAKI, M.; et al. Reference levels and patient doses in interventional cardiology procedures in Greece. *Eur Radiol*, 23(8): 2324–2332, 2013.
58. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, 2011.
59. TAPIOVAARA, Markku J.; SANDBORG, Michael; DANCE, David R. A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy. *Physics in Medicine & Biology*, v. 44, n. 2, p. 537, 1999.
60. TSALAFOUTAS, I. A.; TSAPAKI, V.; TRIANTOPOULOU, I. Evaluation of image quality and patient exposure in fluoroscopy using a phantom: Is there any clinical relevance? *European Journal of Radiology*, v. 138, p. 109607, 2021.
61. TSAPAKI, Virginia. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: Current issues and future perspectives. *Physica Medica*, v. 79, p. 16-21, 2020.

62. VAÑÓ, E.; et al. ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging.
Annals of the ICRP, v. 46, n. 1, p. 1-144, 201

Anexo A

Trabalho Publicado



Image quality and dose reduction in cardiac interventional procedures: application of an optimization strategy with typical dose value analysis

Assunção^{ab}, M.F.M.; Silva^c, J.O.; Silva^b, G. C. C.; Itikawa^{ac}, E.N.

^a School of Electrical Mechanical and Computer Engineering – Federal University of Goiás, 74605-010, Goiânia, GO, Brazil.

^b CERRAD – Medical Physics and Radiation Protection Consultancy, 74810-033, Goiânia, GO, Brazil.

^c Institute of Physics – Federal University of Goiás, 74690-900, Goiânia, GO, Brazil.

*Correspondence: murillofelisberto@gmail.com

Abstract: This study aimed to evaluate the impact of dose-optimization strategies on radiation exposure during cardiac catheterization and angioplasty procedures. The investigation was carried out at a high-complexity referral center using retrospective data, clinical-protocol adjustments, and image-quality assessments with dedicated simulators. Implemented measures included reducing the cine dose per frame and enabling post-processing filters, resulting in reductions of up to 39 % in reference-point kerma and 25 % in noise intensity under low-dose conditions. In total, 714 procedures performed over five semesters were analyzed. Diagnostic reference levels (DRLs) were determined and compared with data from national and international literature. A statistically significant reduction in DAP (16.3 %) and $K_{a,r}$ (12.8 %) was observed for catheterization procedures ($p < 0.05$). Although angioplasty procedures showed a similar trend, case variability limited statistical significance. The results demonstrate the effectiveness of technical interventions and continuous monitoring in lowering exposure levels, without compromising diagnostic image quality.

Keywords: reference level; digital fluoroscopy; dose; image quality; optimization.



Qualidade de imagem e otimização da dose em cateterismo e angioplastia: efeitos da implementação e análise dos valores típicos de dose

Resumo: Este estudo teve como objetivo avaliar o impacto de estratégias de otimização de dose na exposição à radiação durante procedimentos de cateterismo e angioplastia cardíaca. A investigação foi conduzida em um centro de referência de alta complexidade, utilizando dados retrospectivos, ajustes em protocolos clínicos e avaliações da qualidade da imagem com simuladores dedicados. As medidas implementadas incluíram a redução da dose por quadro na cinefluoroscopia e a ativação de filtros de pós-processamento, resultando em reduções de até 39% na dose no ponto de referência e 25% na intensidade de ruído em condições de baixa dose. Ao todo, foram analisados 714 procedimentos realizados ao longo de cinco semestres. Níveis de referência diagnóstica (NRDs) foram determinados e comparados com dados da literatura nacional e internacional. Observou-se uma redução estatisticamente significativa no DAP (16,3%) e na dose no ponto de referência (12,8%) nos procedimentos de cateterismo ($p < 0,05$). Embora os procedimentos de angioplastia tenham apresentado tendência semelhante, a variabilidade dos casos limitou a significância estatística. Os resultados demonstram a eficácia das intervenções técnicas e do monitoramento contínuo na redução dos níveis de exposição, sem comprometer a qualidade da imagem diagnóstica.

Palavras-chave: nível de referência; fluoroscopia digital; dose; qualidade de imagem; otimização.

1. INTRODUCTION

Cardiovascular interventional radiology – particularly angiography and interventional cardiology – offers the major advantage of minimally invasive treatment, markedly lowering surgical risk compared with open cardiac surgery, thereby shortening patient recovery time and hospital stay [1]. Nevertheless, the ionizing radiation used to guide catheters and stents introduces additional, albeit generally low, risks that cannot be overlooked, especially during lengthy or complex procedures where adverse effects such as tissue damage have been documented [2][3].

In Brazil, cardiovascular interventional-radiology procedures such as angiography and angioplasty have become increasingly common, following international trends. A recent survey [4] indicates that about 125 926 angioplasties and 143 771 angiographies are performed annually, distributed across roughly 914 registered cath-labs nationwide [5]. This growth reflects both technological advances and the growing preference for less-invasive interventions.

Modern X-ray angiography systems incorporate advanced technological features – such as noise-reduction algorithms, contrast-optimization software and flexible pulse-rate control – that offer substantial scope for dose optimization [6]. Realizing this potential, however, demands that a multidisciplinary commissioning and quality-control team, including a medical physicist, verify how each manufacturer preset aligns with local clinical requirements; otherwise, default settings may inadvertently raise exposure. Effective optimization, therefore, combines equipment calibration with targeted tactics – tailored examination protocols, reduced pulse or frame rates, selective removal of anti-scatter grids, low-dose fluoroscopy modes and other advanced digital-processing options – while continuous staff training ensures that every technical adjustment is applied with a clear understanding of its impact on image quality and radiation burden. The practical influence

of these operational changes on patient and staff dose, as well as on image quality, is summarized in Table 1 [7].

Table 1: Impact of common fluoroscopic operating adjustments on image quality and on radiation dose to patients and staff; qualitative effects are indicated for each modification.

Operational change	Effect on image quality	Patient dose	Staff dose
Increase in patient size	Worse (higher scatter fraction)	Higher	Higher
Increase in tube current (mA) at constant tube voltage (KV) - AEC off	Better (lower noise)	Higher	Higher
Increase in tube voltage (KV) with AEC active	Soft tissue: better (lower noise); Bone & Iodine: lower contrast	Lower	Lower
Increase in source-to-skin distance	Slightly better	Lower	Little change
Increase in skin-to-detector distance	Slightly better (less scatter)	Higher	Higher
Increase in magnification factor	Better (higher spatial resolution)	Higher	Higher
Opening the collimator wider	Worse (higher scatter fraction)	Higher	Higher
Increase in exposure time	No effect	Higher	Higher
High-quality acquisition modes	Better (lower noise, higher resolution)	Higher	Higher

Source: [6].

The optimization process must be structured in five main steps: establishment of a quality-assurance programme; identification of the procedures that are priorities for initial optimization; modification of clinical protocols by the medical physicist; evaluation of the relationship between dose reduction and image quality; and implementation of a continuous training programme for the team involved. According to International Commission on Radiological Protection (ICRP 135), this structured approach ensures that the changes implemented have a measurable impact on clinical practice [8].

In this context, Diagnostic Reference Levels (DRLs) stand out as essential tools for dosimetry monitoring and the continuous evaluation of clinical practices. DRLs are reference values designed to control radiation exposure in medical examinations, ensuring doses within clinically acceptable standards. Defined as the third quartile of dose distributions obtained

from large samples of diagnostic centres – or as medians when only a few rooms are analyzed – DRLs function as an optimization tool, allowing the identification of excessive exposures without compromising diagnostic image quality [8].

In interventional radiology, dose-area product (DAP), fluoroscopy time, and number of images are commonly used to assess exposure practices [8]. These metrics are widely reported in the literature [9–27] and summarised in Table 2 across various centres, technologies, countries, and socioeconomic settings. The table focuses on the most frequent procedures in cardiac catheterisation labs: diagnostic coronary angiography (CA) and percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA).

Table 2: Published national diagnostic reference levels (DRLs) for coronary catheterisation and angioplasty in various countries.

Country	Centres	Qty. Of exams		CA		DRL PTCA	
		CA exams	PTCA exams	CA DAP (Gy.cm ²)	CA Time (min)	PTCA DAP (Gy.cm ²)	PTCA Time (min)
IAEA	-	2265	1844	50	9	125	22
Europe	9	672	662	45	6.5	85	15.5
England	110		18700	29	4.5	50	13
Ireland	14	967	597	41.74	5	83.56	17.8
Belgium	8	200	118	71.3	-	106	-
Croatia	4	138	151	32	6.6	72	19
United States	171	1326	672	83	5.4	193	18.5
Switzerland	23	311	319	102	15.49	125	30.6
Italy	5	103	79	49	4.87	100	16.9
Kenya	5	73	14	45.75	6.5	94	16
Greece	26	2572	1899	53	6	129	18
China	1	90	200	43.3	4.5	299	32.2
Australia	7	2590	947	58.65	-	129	-
South Korea	D	361	514	75.6	5.3	213	20.1
Qatar	3	-	-	72.14	4.67	143.7	8
France	61	48547	40026	38	6	80	15
Morocco	4	457	200	37.3	4.48	87.1	16.15
Spain	14	16631	136631	39	3.7	78	15
Brazil	6	907	921	94.6	-	88.6	-

Source: [9-27].

This study evaluated the performance of an angiographic system in cardiovascular interventions, analysing the impact of different configurations on radiation dose and image quality. It also compared the manufacturer's default settings with an optimised protocol, benchmarking patient dose results against published DRLs.

2. MATERIALS AND METHODS

The present study, approved by the local ethics committee (CAAE 84775618.1.0000.5505), was carried out in the Hemodynamics Department of Hospital São Francisco de Assis, a specialized referral centre for complex interventions in cardiology. Retrospective PACS data were used to determine the Typical Dose Values (TDVs), which informed subsequent dose monitoring and optimization strategies. All procedures were performed using a flat-panel angiographic system (Artis Zee Floor, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany), installed in 2018, with custom adjustments to computational filters, current and voltage modulation, and image reconstruction algorithms via the system's "expert" mode, in partnership with the manufacturer.

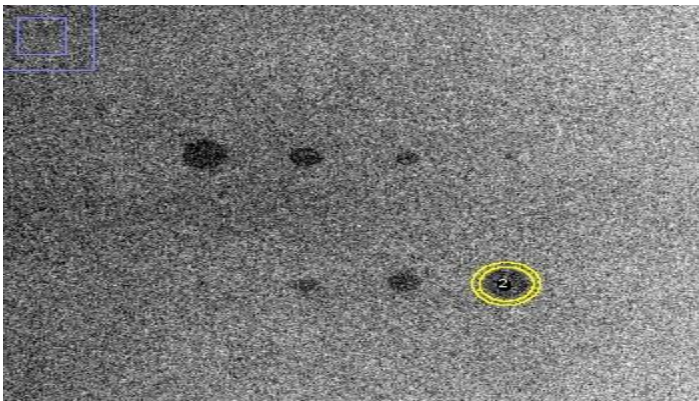
2.1. Image quality

Image quality was evaluated using dedicated simulators for hemodynamic procedures. A low-contrast phantom (Model MRA 07, MRA, São Carlos, Brazil), acquired in 2018, was employed. It contains circular structures with radii of 3.0 mm, 2.5 mm, 1.5 mm, and 0.5 mm, each with 1 % relative contrast, designed for assessing spatial and contrast resolution in fluoroscopic systems. Signal-to-noise ratio (SNR) was used as the primary metric, calculated as the ratio between the mean pixel value (MPV) and the standard deviation (σ) within the same region of interest (ROI), with σ representing image noise (Figure 1, Equation 1).

To assess the influence of exposure and image processing, images were acquired with dose levels ranging from 0.08 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ to 5.4 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, achieved by varying tube

current and pulse duration (Table 3). Each dose level was tested with all reconstruction kernels (Off, Normal, Smooth, and Sharp), allowing detailed analysis of noise and SNR across the full dynamic range for each algorithm. Quantitative analysis was performed using ImageJ (NIH, Bethesda, MD, USA) to extract signal and noise values within predefined ROIs. Table 3 summarizes the acquisition parameters and image processing modes used in the evaluation.

Figure 1: Regions of interest for SNR analysis in the MRA 07 phantom: central circular ROI for signal, surrounded by a 3 mm-radius ROI used to quantify noise.



Source: Authors.

$$SNR = \frac{MPV}{\sigma} \quad (1)$$

Table 3: Data acquired for image quality assessment at 70 kV tube voltage, 48 cm field size, and Single Shot mode. Each of the seven exposure levels was combined with all four reconstruction kernels (Off, Normal, Smooth, and Sharp), totaling 28 image sets.

Dose/ Frame ($\mu\text{Gy}/\text{frame}$)	Current (mA)	Time (ms)	Current-Time Product (mAs)
0.08	32.9	3.9	3.8
0.17	97.9	4.7	10.8
0.54	101.0	4.1	10.1
1.2	238.1	3.8	20.0
2.4	374.5	5.0	41.9
3.6	310.3	9.0	62.3
5.4	371.9	11.3	92.9

Source: Authors.

2.2. Determination of typical dose values

Dosimetric datasets were pulled from the Radiation Structured Dose Reports (RSDRs) that each examination automatically generates and stores in a dedicated directory. An R script (oro.dicom package) batch-exported, de-identified and tabulated the key fields: patient ID, operating physician, procedure type, reference-point kerma ($K_{a,r}$) (mGy), dose- area product ($Gy \cdot cm^2$) and fluoroscopy time (min).

For every six-month block, distributions of each quantity were analyzed: the median was adopted as the TDV, while quartiles and full data spread were recorded to flag outliers and temporal shifts. Results were presented to the interventional team twice a year to trigger protocol or technique adjustments. DAP was retained as the headline performance indicator because it is automatically logged, operator-independent and simultaneously reflects exposed area and dose level, facilitating comparisons across procedures and clinicians. [10]. Local TDVs were compared with regional, national and international reference-level studies to contextualize exposure levels and identify further optimization opportunities.

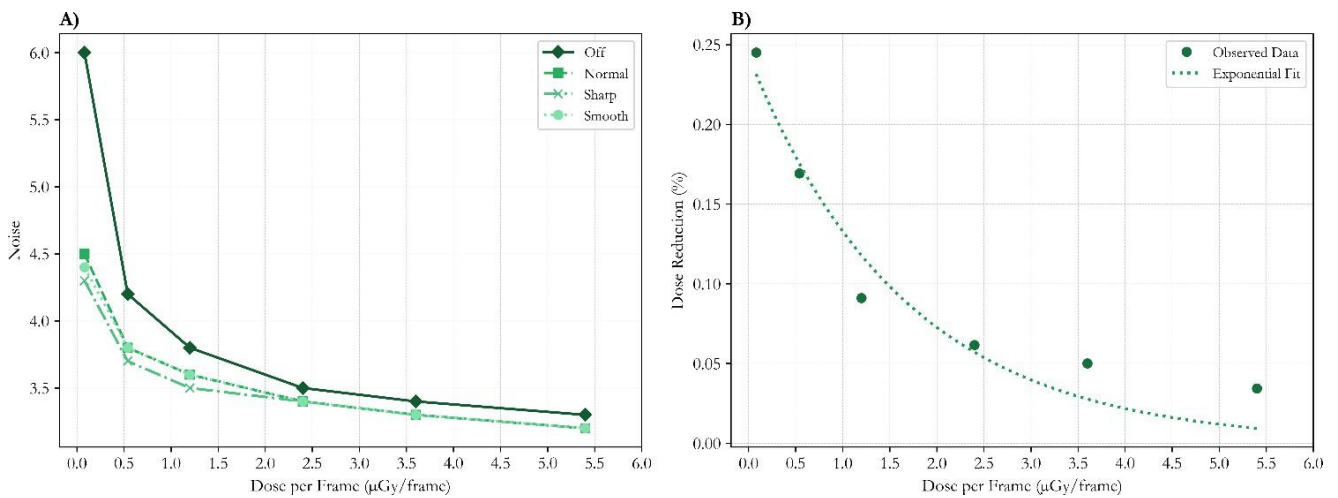
To compare data before and after the implementation of optimized protocols, the Mann-Whitney statistical test was applied to evaluate whether significant differences existed between the distributions of the analyzed populations. Statistical analysis was performed in Python, using the pandas and numpy packages to calculate medians and interquartile ranges (IQR), and scipy.stats for hypothesis testing. Continuous variables were assessed for distribution and, as they were non-normal, are expressed as medians and IQR. A significance level of $p < 0.05$ was adopted for all comparisons.

3. RESULTS

3.1. Noise characterization

Noise behavior in the detector was assessed from post-processed images, since it was not possible to obtain files in the “for processing” format. The performance curves used for optimization were based on the data shown in Figure 2, which displays the noise measured in the 3 mm structure of the low-contrast MR-07 simulator. The SNR metric was applied as described in Equation 1. Similar behavior was observed among the kernels evaluated at different exposure levels. However, a significant difference was identified when processing was activated, particularly under low-exposure conditions. It is also important to note that increasing the dose per frame at the detector level will proportionally increase entrance skin dose in high-attenuation patients, such as those with obesity.

Figure 2: Noise measured in the 3 mm-radius insert across the tested dose range. A) Detector noise versus dose per frame for each reconstruction kernel (Off, Normal, Sharp, Smooth). B) Percentage noise reduction for the Normal kernel relative to Off at the same dose levels.



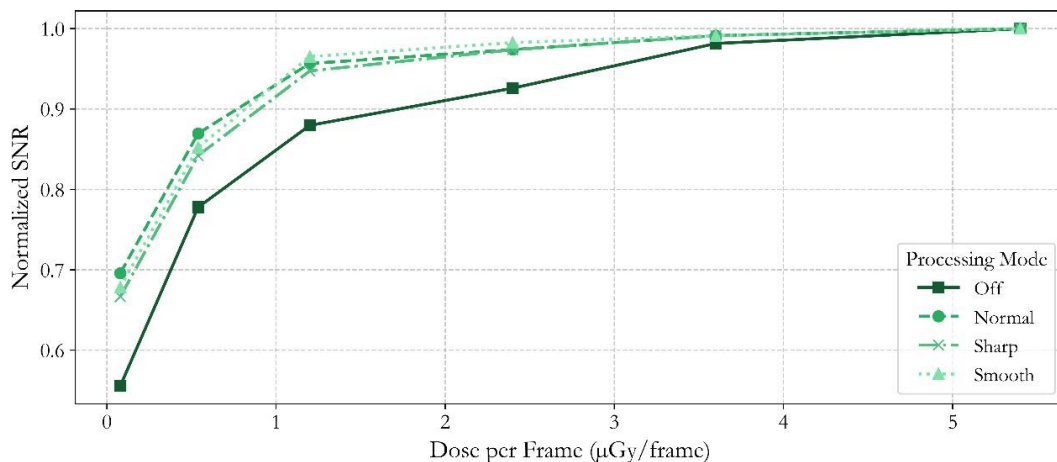
Source: Authors.

As illustrated in Figure 3, increasing the exposure parameter led to a gradual reduction in the noise difference between processed and unprocessed images. The noise ratio between the *Normal* and *Off* kernels dropped to 3.4 %, while exposures below 1.2 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ achieved up to 25 % noise reduction. Above 1.82 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, noise levels stabilized, indicating the limited effect of filtering at higher exposures. These findings suggest that smoothing filters

are most effective under low-dose conditions, whether due to reduced acquisition settings or clinical scenarios involving greater attenuation, such as in obese patients. To address the expected increase in image noise following dose reduction, the smoothing filter was applied in the “Normal” mode.

The SNR curve, also shown in Figure 3 and normalized to the maximum value at 5.2 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, demonstrates that approximately 95 % of the peak SNR is already reached at 1.82 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$. Below this point, the curve declines more sharply, indicating a steeper loss in image quality. Beyond 2.0 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, the SNR levels off, confirming that further dose increases offer no meaningful improvement in image performance.

Figure 3: Normalised SNR versus dose per frame for each reconstruction kernel measured in the 3 mm-radius insert; $\approx 95\%$ of peak SNR is reached at 1.82 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$, with minimal gain at higher doses.



Source: Authors.

3.2. Optimization proposal

Based on image quality analysis, an optimization strategy was implemented to reduce the cine dose per frame from 3.00 - 1.82 μGy – a 39 % decrease in reference point kerma – with an estimated 17 % increase in image noise. To offset this, the “normal” smoothing kernel was applied, reducing noise by 9.7 %. Importantly, none of the four clinical teams reported any loss in diagnostic quality after implementation. Table 4 lists the revised exposure parameters, while Table 5 details the study population and procedure distribution, providing context for the comparison between standard and optimized protocols.

Table 4: Key cine-fluoroscopy settings before and after protocol optimisation.

Parameter	Optimized	Standard
Tube voltage (KV)	70	70
Maximum tube voltage (KV)	96	96
Pulse width (ms)	80	80
Detector dose ($\mu\text{Gy}/\text{frame}$)	1,82	3
Processing type	DSA	DSA
Pulse rate (frames/s)	3	3
i-Noise-reduction processing	Normal	OFF

Table 5: Patient demographics and CA/PTCA counts under standard versus optimised protocols.

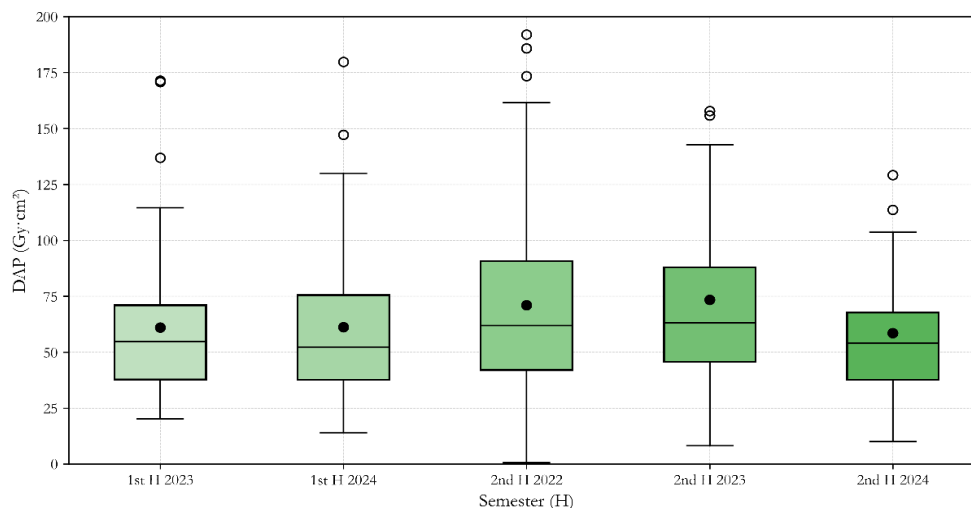
Parameter	Value	
Age (years)	64.7 (22 - 93)	
BMI (Kg/m^2)	27.3 (17.9 - 44.6)	
Male sex (%)	58.3	
Female sex (%)	41.7	
Total procedures	1306	
Parameter	CA	PTCA
Total	473	275
Standard protocol	170	96
Optimized protocol	298	143

3.3. Characterization of exposure levels – cardiac catheterization

To assess typical dose and fluoroscopy time levels in catheterization procedures, a total of 473 examinations were analyzed. The exposure results are presented in Figure 4, which illustrates the distribution of DAP values. Notable fluctuations are observed across the dataset, with a clear shift following protocol optimization. In the second half of 2022, the median DAP was approximately $63.05 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. Following the introduction of systematic dose recording and technical adjustments, this median decreased to $53.9 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ in the second half of 2024, a reduction of about 14.5 %. A simultaneous decrease in the interquartile range (Q3–Q1) and in the number of outliers suggests increased consistency in exposure levels and greater standardization of clinical practice.

Although the reduction may be associated with changes in cine mode or new clinical routines, ongoing monitoring remains essential to ensure that dose levels stay within acceptable limits. In July and August 2024, a reset of the equipment protocols temporarily reversed some of the optimization measures, resulting in a transient rise in DAP to values similar to those recorded in the second half of 2023. After protocol readjustments were reapplied, exposure levels returned to values close to those observed in the first half of 2023.

Figure 4: Box-plot of DAP values for coronary catheterisation procedures by semester; dots indicate the medians, used here as the typical dose values.



Source: Authors.

As shown in Figure 5, analysis of the facility’s DAP levels over time reveals that typical values remain consistently above the reference level proposed by the IAEA (50 Gy·cm²). In comparison, countries with established regional dose management systems, such as Spain (39 Gy·cm²; n = 88 573) and France (38 Gy·cm²; n = 153 262), report significantly lower median values. England, with a national median of 29 Gy·cm², presents even more substantial reductions, highlighting the impact of coordinated national monitoring initiatives on dose optimization. The most recent median value recorded at the facility – 54 Gy·cm² – exceeds 63.16 % of the values reported in the literature, suggesting that while progress has been made, further improvements in dose management are still warranted.

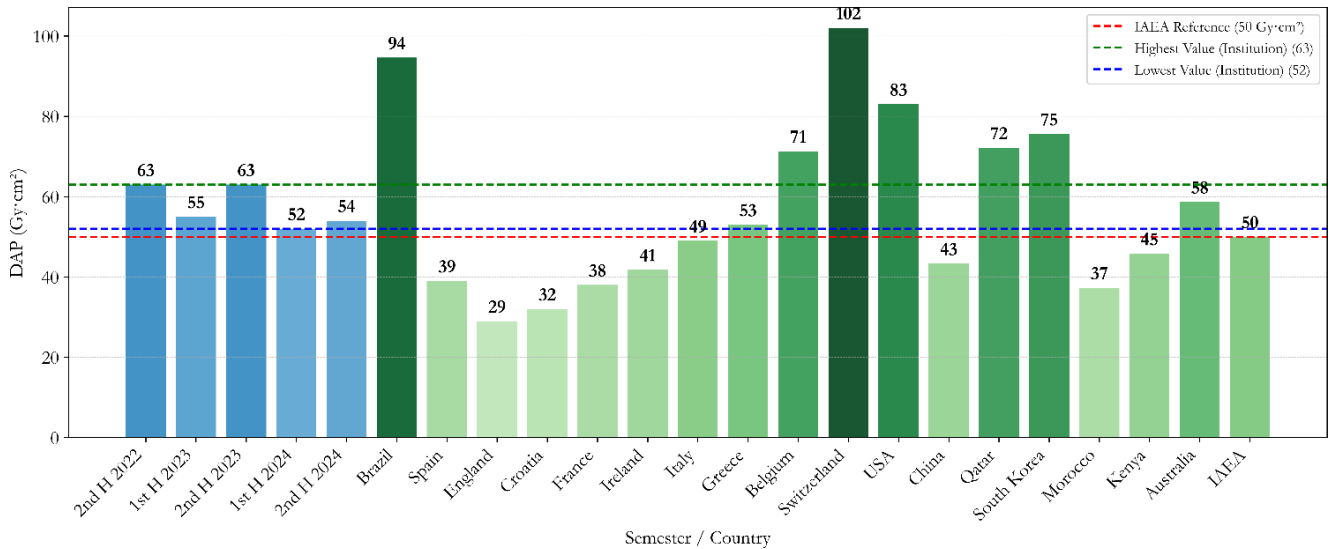
Table 6: DAP, reference-point air kerma ($K_{a,r}$) and fluoroscopy time for coronary catheterisation under the standard and optimised protocols; values are presented as mean ± SD and as quartiles.

Period	DAP(Gy·cm ²)				K _{a,r} (mGy)				Tempo (min)			
	Mean ± SD	Q1	Median	Q3	Mean±SD	Q1	Median	Q3	Mean ±SD	Q1	Median	Q3
Standard	76 ± 75	44	62	88	872 ± 670	553.6	756	1041	7.0 ± 8.7	3	4.7	7.6
Optimized	60 ± 37	37	52	71	730 ± 425	470.8	659	889	5.7 ± 5.1	3	4.1	6.9

Source: Authors.

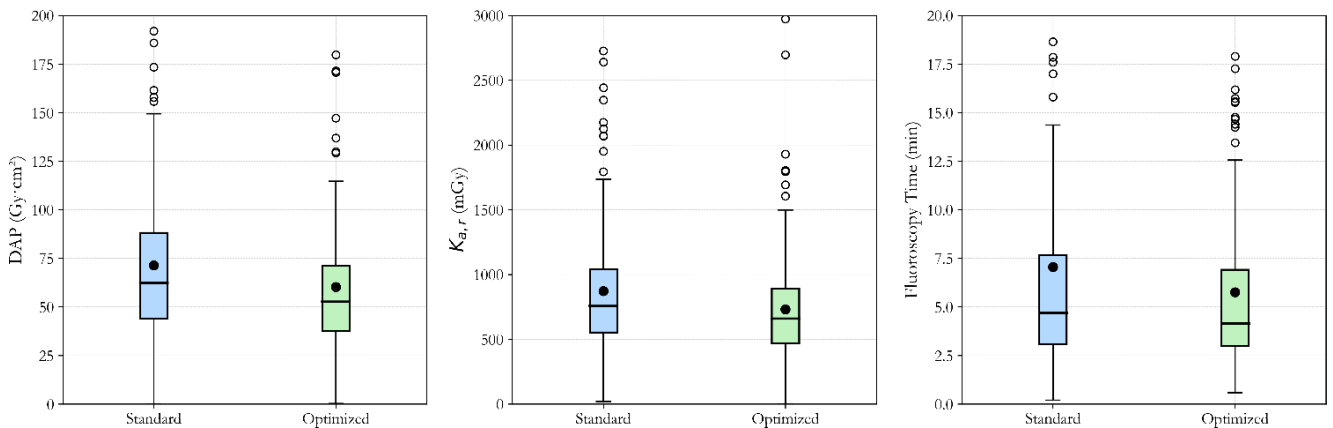
The impact of protocol optimization is illustrated in Figure 6, which compares the standard and optimized protocols through side-by-side box-plots and shows that optimization significantly lowered patient dose: the median DAP fell 16.3 % ($62.87 \rightarrow 52.67 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$) and the median $K_{a,r}$ dropped 12.8 % ($756.6 \rightarrow 659.5 \text{ mGy}$), both with $p < 0.05$ in the Mann-Whitney test. The accompanying shrinkage of the interquartile ranges signals more consistent practice. Fluoroscopy time declined only marginally – from 21.4 to 20.1 min – and this change was not statistically significant ($p = 0.05$), indicating that operator-related variability persists.

Figure 5: Typical dose values for coronary catheterisation compared with international studies; dashed lines indicate the IAEA reference level and this study’s highest and lowest TVDs.



Source: Authors.

Figure 6: Combined catheterisation dataset comparing standard and optimised protocols: box-plots of DAP ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$), reference-point air kerma $K_{a,r}$ (mGy) and fluoroscopy time (min).



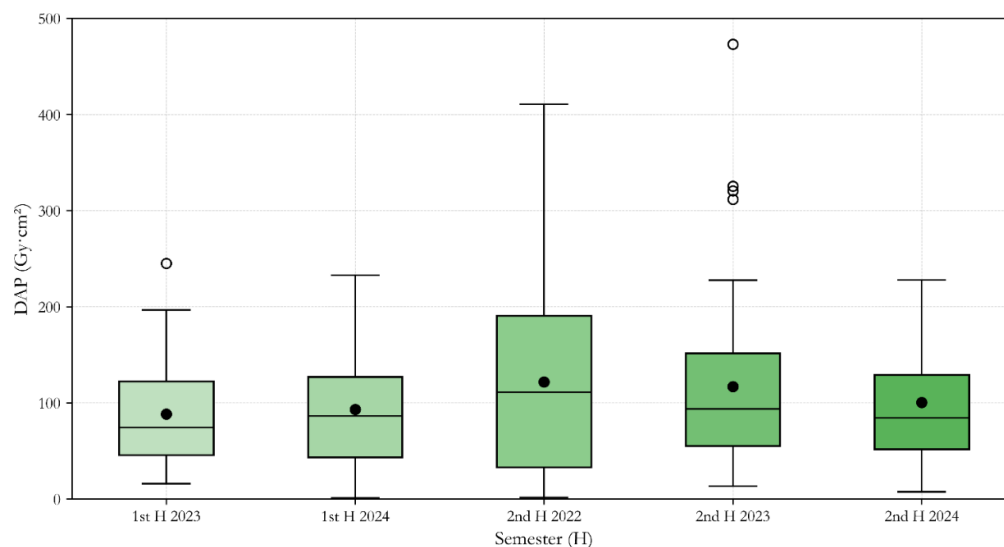
Source: Authors.

3.4. Characterization of exposure levels – cardiac angioplasty

As with catheterization procedures, typical dose and fluoroscopy-time levels in cardiac angioplasty were assessed to evaluate the impact of optimization strategies. A total of 298 examinations were analyzed, with the DAP distribution presented in Figure 7. Relevant variations were observed across the periods, with significant changes following the implementation of protocol adjustments. In the second half of 2022, the median DAP was approximately $111.14 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$. After systematic dose recording and the introducing of technical changes, this value dropped to $74.59 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ in the first half of 2023. In subsequent periods, the median fluctuated slightly, reaching $84.38 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ in the second half of 2024 – representing an overall reduction of around 24 % compared to the initial value.

This reduction reflects a positive response to the optimization interventions adopted. However, the fluctuations observed in the later semesters highlight the need for continuous monitoring to ensure the sustained effectiveness of these strategies. As also seen in the catheterization data, a notable decrease in data dispersion was identified from the second half of 2023 onward, indicating greater consistency in DAP values and improved standardization of clinical practice

Figure 7: Box-plot of DAP values for coronary angioplasty procedures by semester; dots mark the medians, used here as the typical dose values.



Source: Authors.

As presented in Figure 8, DAP values for angioplasty remained consistently below the IAEA reference level of 125 Gy·cm² across all semesters. However, when compared to countries with established national dose-monitoring programmes, such as England (50 Gy·cm²) and France (80 Gy·cm²), the facility’s values are still higher. These findings, consistent with the patterns previously discussed for catheterization, reflect the influence of structured dose management on reducing exposures, as noted by Aly *et al.* (2021). The most recent median (84 Gy·cm²) is higher than only 24 % of the international reference values, indicating that although local exposure levels are within acceptable ranges, further optimization is both possible and desirable.

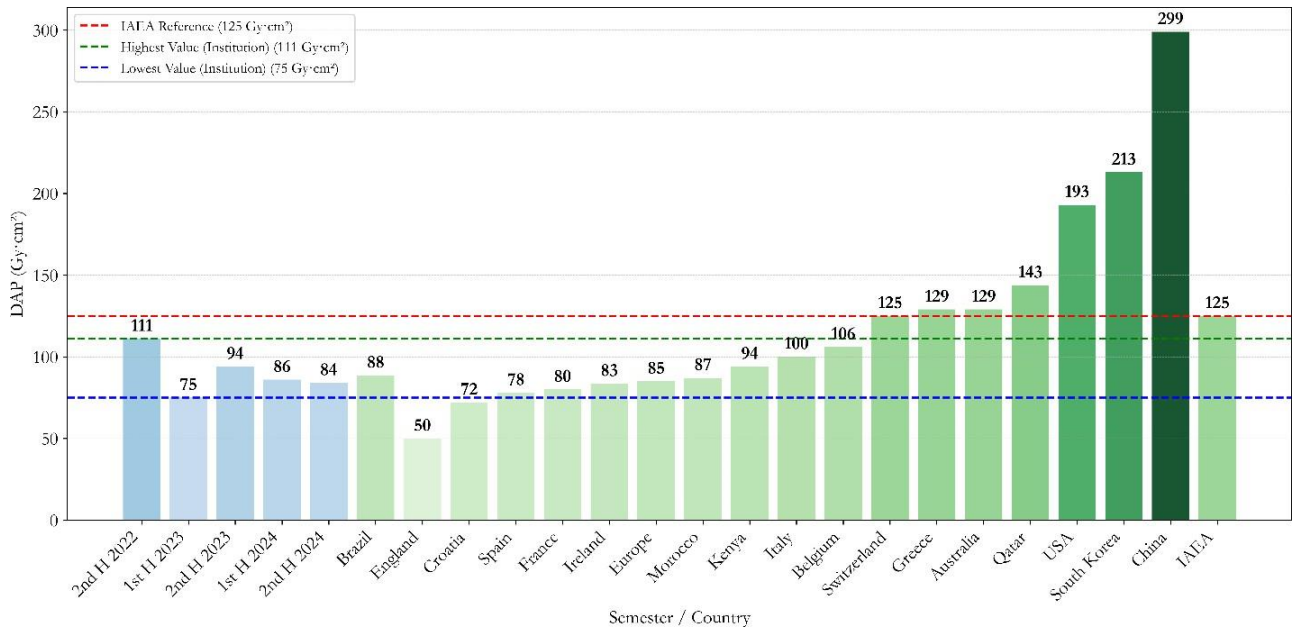
Table 7 summarizes angioplasty exposure metrics for the standard protocol and the optimized protocol, presenting mean ± SD alongside the median and interquartile range (Q1–Q3) for DAP, K_{a,r} and fluoroscopy time.

Table 7: DAP, reference-point air kerma (K_{a,r}) and fluoroscopy time for coronary angioplasty under the standard and optimised protocols; values are presented as mean ± SD and as quartiles (Q1, median, Q3).

DAP(Gy·cm ²)	K _{a,r} (mGy)				Time (min)							
	Mean ± SD	Q1	Median	Q3	Mean ± SD	Q1	Median	Q3	Mean ± SD	Q1	Median	Q3
Standard	116 ± 93	49	94	167	1628 ± 1387	577	1209	2315	18.2 ± 22.2	6.9	11.8	24.7
Optimized	93 ± 71	46	81	127	1628 ± 1233	569	963	1700	13.2 ± 10	5.7	10.7	16.8

Source: Authors.

Figure 8: Typical dose values (TVD) for coronary angioplasty compared with international studies; dashed lines indicate the IAEA reference level and this study's highest and lowest TVDs.



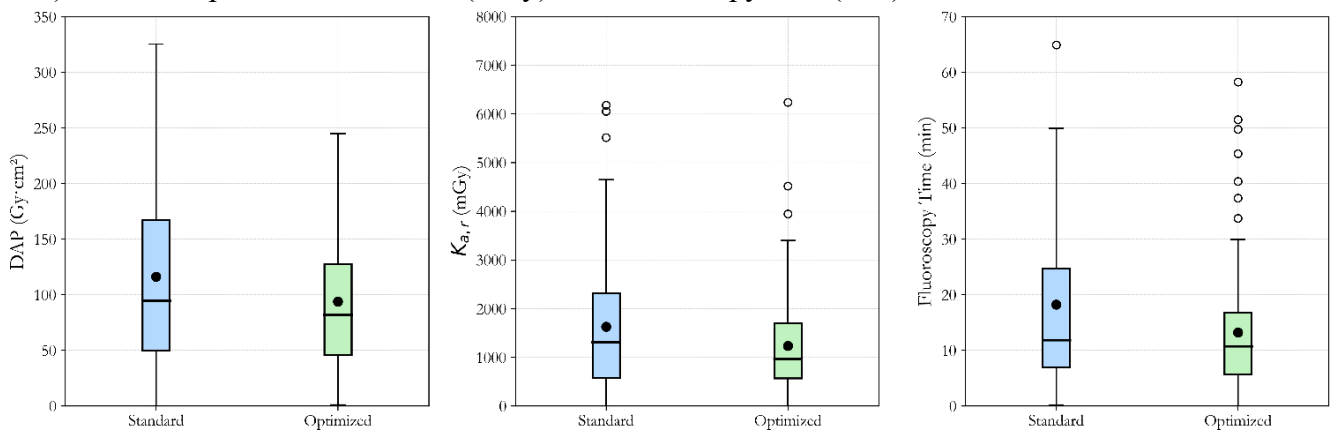
Source: Authors.

Similarly, to what was observed in catheterization, the switch to the optimized protocol lowered typical values: median DAP dropped 18.6 % (116.15 → 94.43 Gy · cm²), median dose 12.8 % (963 → 841 mGy) and median fluoroscopy time 9 % (11.85 → 10.73 min); overall means fell by 24.3 %, 28.8 % and 20 %, respectively. Interquartile ranges also narrowed, indicating more consistent technique.

Figure 9 illustrates these results with a side-by-side box-plot of the two populations; a Mann-Whitney test performed on the same data ($\alpha = 0.05$) yielded p-values > 0.05 for both DAP and K_{a,r}, and likewise for fluoroscopy time, reflecting the high intrinsic variability of angioplasty. This variability may be attributed to several factors, including the diversity of operators involved, the range of procedural complexity (diagnostic vs therapeutic cases), and reconfigurations made to the system during the optimisation period. Additionally, our equipment does not allow automatic separation of combined procedures (angioplasty + catheterization) from isolated angioplasties, which further increases the heterogeneity of the dataset and may have limited statistical significance despite the observed trends. Despite the

lack of statistical significance, the concurrent reductions in central tendency and dispersion confirm a positive trend toward dose optimization and practice stabilization.

Figure 9: Combined angioplasty dataset comparing standard and optimised protocols: box-plots of DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$), reference-point air kerma $K_{a,r}$ (mGy) and fluoroscopy time (min).



Source: Authors.

4. CONCLUSIONS

This study demonstrates that optimization strategies in cardiac catheterization and angioplasty procedures led to meaningful reductions in radiation exposure without compromising diagnostic quality. In catheterization, statistically significant decreases were observed in both DAP and $K_{a,r}$, while angioplasty showed consistent downward trends despite greater variability. Measures such as lowering the cine dose per frame and applying image filters proved effective in reducing dose, with experimental data confirming improved image uniformity and SNR. These findings reinforce the value of targeted technical adjustments as part of a broader optimization strategy.

The findings of this study highlight the importance of maintaining continuous optimization efforts in interventional cardiology. Strengthening a culture of radiation protection through protocol standardization, systematic monitoring and multidisciplinary collaboration is essential to ensure consistent improvements in clinical practice. The typical dose values obtained in this study will support future multicenter efforts to define local

DRLs, helping to address the current lack of consolidated national data. This work contributes to that broader effort, offering a foundation for future regulatory developments, quality assurance programmes and public policies focused on radiological safety in interventional procedures.

● ACKNOWLEDGMENT

The authors thank Hospital São Francisco de Assis for providing access to the hemodynamics department and for the cooperation of the technical and clinical teams during the conduct of the study. We also acknowledge the financial support of the Brazilian Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES) through a scholarship grant.

● CONFLICT OF INTEREST

All authors declare that they have no conflicts of interest.

● REFERENCES

- [1] EUCLID CONSORTIUM. Radiation dose and diagnostic reference levels for four interventional radiology procedures: results of the prospective European multicenter survey EUCLID. **European Radiology**, 2023.
- [2] GUESNIER-DOPAGNE, Mélanie et al. Incidence of chronic radiodermatitis after fluoroscopically guided interventions: a retrospective study. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 30, n. 5, p. 692-698. e13, 2019.
- [3] CHENG, Ting Ting; YANG, Hui-Ju. Chronic radiation dermatitis induced by cardiac catheterization: a case report and literature review. **Acta Dermatovenerologica Alpina, Pannonica, et Adriatica**, v. 31, n. 4, p. 147-149, 2022.

- [4] OLIVEIRA, G. M. M. *et al.* Estatística Cardiovascular – Brasil 2020. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 115, n. 3, p. 308-439, 2020.
- [5] FRANCISCO, M. F. F. **Avaliação da disponibilidade e acesso aos equipamentos de hemodinâmica no Brasil**. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2021.
- [6] TSALAFOUTAS, I. A.; TSAPAKI, V.; TRIANTOPOULOU, I. Evaluation of image quality and patient exposure in fluoroscopy using a phantom: is there any clinical relevance? **European Journal of Radiology**, v. 138, p. 109607, 2021.
- [7] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A. **The essential physics of medical imaging study guide**. s.l.: Lippincott Williams & Wilkins, 2022.
- [8] TSAPAKI, V. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: current issues and future perspectives. **Physica Medica**, v. 79, p. 16-21, 2020.
- [9] VAÑÓ, E. *et al.* ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. **Annals of the ICRP**, v. 46, n. 1, p. 1-144, 2017.
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Establishing guidance levels in X-ray guided medical interventional procedures. Vienna: IAEA, 2009.
- [11] HART, D.; HILLIER, M. C.; WALL, B. F. *et al.* National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. **British Journal of Radiology**, London, v. 82, n. 973, p. 1-12, 2009.
- [12] PADOVANI, R.; COMPAGNONE, G.; D'ERCOLE, L.; *et al.* Livelli diagnostici di riferimento nazionali per la radiologia diagnostica e interventistica. **Rapport ISTISAN**, Rome, n. 17/33, 2017.
- [13] BOGAERT, E.; BACHER, K.; THIERENS, H. A large-scale multicentre study in Belgium of dose area product values and effective doses in interventional cardiology using contemporary X-ray equipment. **Radiation Protection Dosimetry**, Oxford, v. 128, n. 3, p. 312-323, 2008.
- [14] D'HELFT, C. J.; BRENNAN, P. C.; MCGEE, A. M. *et al.* Potential Irish dose reference levels for cardiac interventional examinations. **British Journal of Radiology**, v. 82, n. 976, p. 296-302, 2009.
- [15] BRNIĆ, Z.; KRPAN, T.; FAJ, D. *et al.* Patient radiation doses in the most common interventional cardiology procedures in Croatia: first results. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 138, n. 2, p. 180-186, 2009.

- [16] MILLER, D. L.; HILOHI, C. M.; SPELIC, D. C. *et al.* Patient radiation doses in interventional cardiology in the US: advisory data sets and possible initial values for US reference levels. **Medical Physics**, v. 39, n. 10, p. 6276-6286, 2012.
- [17] SAMARA, E. T.; AROUA, A.; DE PALMA, R. *et al.* An audit of diagnostic reference levels in interventional cardiology and radiology: are there differences between academic and non-academic centres? **Radiation Protection Dosimetry**, v. 148, n. 1, p. 74-82, 2011.
- [18] COMPAGNONE, G.; CAMPANELLA, F.; DOMENICHELLI, S. *et al.* Sur interventional cardiology procedures in Italy. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 150, n. 3, p. 316-324, 2012.
- [19] KORIR, G. K.; WAMBANI, J. S.; YUKO-JOWI, C. A. *et al.* Establishing diagnostic reference levels for interventional procedures in Kenya. **Radiography**, v. 20, n. 2, p. 148-152, 2014.
- [20] SIMANTIRAKIS, G.; KOUKORAVA, C.; KALATHAKI, M.; *et al.* Reference and patient doses in interventional cardiology procedures in Greece. **European Radiology**, v. 23, n. 8, p. 2324-2332, 2013.
- [21] CUI, Y.; ZHANG, H.; ZHENG, J.; YANG, X.; LIANG, C. An investigation of patient doses during coronary interventional procedures in China. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 156, n. 3, p. 296-302, 2013.
- [22] CROWHURST, J. A. *et al.* Radiation dose in coronary angiography and intervention: initial results from the establishment of a multi-centre diagnostic reference level in Queensland public hospitals. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 61, n. 3, p. 135-141, 2014.
- [23] KIM, J.; SEO, D.; CHOI, I. *et al.* Development of diagnostic reference levels using a real-time radiation dose monitoring system at a cardiovascular center in Korea. **Journal of Digital Imaging**, v. 28, n. 6, p. 684-694, 2015.
- [24] ALY, A. E.; DUHAINI, I. M.; MANAA, S. M. *et al.* Patient peak skin dose and dose area product from interventional cardiology procedures. **International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology**, v. 4, n. 1, 2015.
- [25] GEORGES, J. L.; BELLE, L.; ETARD, C. *et al.* Radiation doses to patients in interventional coronary procedures: estimation of updated national reference levels by dose audit. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 175, n. 1, p. 17-25, 2016.

[26] OU-SAADA, I. *et al.* Local diagnostic reference levels in interventional radiology.

Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences, v. 51, n. 2, p. 307-311, 2020.

[27] VIEIRA, L. A. *et al.* Diagnostic Reference Levels Based on Patient Body Mass Index for Select Interventional Procedures in Minas Gerais/Brazil. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 198, n. 7, p. 379-385, 2022.

● LICENSE

This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The images or other third-party material in this article are included in the article's Creative Commons license, unless indicated otherwise in a credit line to the material.

To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/41>

Anexo B

Colaborações em outros trabalhos



**ALOPECIA TEMPORÁRIA APÓS TRATAMENTO
ENDOVASCULAR RELACIONADA A UMA MALFORMAÇÃO
ARTERIOVENOSA EM FACE: RELATO DE CASO**

Recebido em: 18/08/2023
Aceito em: 13/09/2023
DOI: 10.25110/argsaude.v28i1.2024-10639



Danielly Bernardes Silva ¹
Arthur Barroso Vidal Vilarinho ²
Ana Rosária Medeiros Peres ³
Rodolfo Loureiro Borges de Souza ⁴
Murilo Felisberto Moraes de Assunção ⁵
Fábio Lemos Campedelli ⁶
Carlos Eduardo de Sousa Amorelli ⁷
Fábio Augusto Cypreste Oliveira ⁸

RESUMO: Objetivo: relatar um caso de alopecia temporária após tratamento endovascular com exposição por fluoroscopia devido a uma malformação arteriovenosa na face. Detalhamento do caso: sexo masculino, 34 anos, com queixa de lesão na asa nasal, lábio superior e lateral da face (direita). O paciente trouxe exame de angioressonância apresentando uma malformação arteriovenosa em face com nutrição pela artéria facial e drenagem pela veia mandibular. Como tratamento foi optado uma arteriografia diagnóstica para melhor avaliação de vascularização da malformação arteriovenosa seguida de embolização com onyx® (mistura de etileno vinil álcool copolímero) que fornece o contraste necessário para a visualização da mistura sob fluoroscopia. O procedimento foi realizado 14 dias após a 1ª consulta, sem intercorrências indicando sucesso terapêutico. No retorno, terceira semana após o procedimento,

¹ Graduada em medicina e especialista em Angiorradiologia e Cirurgia Endovascular - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: danny_bs931@hotmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9344-6615>

² Graduado em medicina e especialista em Angiorradiologia e Cirurgia Endovascular - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: arthur_tu31@hotmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5142-9147>

³ Graduada em medicina especialista em Angiorradiologia e Cirurgia Endovascular - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: anarosariamp1@gmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0032-4537>

⁴ Graduado em medicina e especialista em Angiorradiologia e Cirurgia Endovascular - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: rodolfo_lborges1@hotmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1783-826X>

⁵ Especialista em física médica - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: murilofelisberto241@gmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2183-8518>

⁶ Mestre em genética - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: fabioacoliveira12@gmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2759-1405>

⁷ Graduado em medicina especialista em Angiorradiologia e Cirurgia Endovascular - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: carloseduardo1@gmail.com ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0940-395X>

⁸ Mestre em Ciências Ambientais e Saúde - Serviço de Angiologia e Cirurgia Vascular – Angiogn do Hospital São Francisco de Assis - Goiânia/GO. E-mail: constanzathaise@yahoo.com.br ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4538-7678>

USO DE DOSÍMETROS DE BeO NA AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DA BANDEJA DE COMPRESSÃO EM MEDIÇÕES DE KERMA NO AR EM MAMOGRAFIA

Ranielle Cristina Cruz Pereira¹; Murilo Felizardo Moraes de Assunção²; Jonas Oliveira da Silva³
¹Instituto de Física - Universidade Federal de Goiás; ²Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação



Modalidade: Seminário de Iniciação a Pesquisa - PIP

E-mail: raniellecristina@discente.ufg.br

INTRODUÇÃO

A mamografia é essencial para a detecção precoce de doenças mamárias, fazendo o uso da bandeja de compressão para melhorar a resolução da imagem e otimizar o exame, além de ser usada no controle de qualidade dos mamógrafos.

OBJETIVOS

O objetivo geral desta pesquisa é utilizar os dosímetros de BeO na avaliação da influência do posicionamento da bandeja de compressão em medições de kerma no ar (k_{ar}) em mamografia.

MÉTODOS

Foi selecionado 4 dosímetros de BeO, leitora OSL GDOIN Instrumentos LumiDeteck-3000, câmara de ionização RadCal 10X6-6M com eletrômetro e sistema mamográfico General Electric (GE) – modelo Seno Essential.



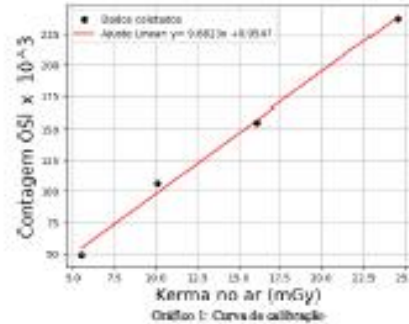
Figura 1 – Sistema de leitora, bancamento óptico e estrutura das medições

RESULTADOS

Os fatores de resposta dos dosímetros foram considerados, pela diferença de sensibilidade entre eles. Para o fator de calibração, os dados estão na tabela 1 e a curva linear no gráfico 1. A tabela 2 apresenta os dados comparativos entre a câmara de ionização e os dosímetros.

Resposta média	Fator de resposta	mAs	K_{ar} (mGy)
2935,85	2,84	50	1,46
5234,80	1,89	71	10,38
8205,75	1,84	110	18,385
8810,10	1,80	150	24,45

Tabela 1 – Valores de fator de resposta com os dosímetros e medidas realizadas com a câmara de ionização



Distância da bandeja ao suporte da mama (cm)	Câmara de ionização		Dosímetros	
	Kerma no ar com phantom (mGy)	Kerma no ar sem o phantom (mGy)	Kerma no ar com phantom (mGy)	Kerma no ar sem o phantom (mGy)
6,5	28,90	27,75	28,57	25,62
10,0	28,58	27,54	27,13	23,40
15,0	28,23	27,22	29,06	27,17
20,0	27,99	27,10	28,58	27,00

Tabela 2 – Valores de kerma no ar

CONCLUSÃO

O estudo avaliou a influência da posição da bandeja de compressão com dosímetros OSL. Dificuldades nas medições no mesmo dia e a limitação dos dosímetros afetaram os resultados. Futuras pesquisas devem incluir mais medições para obter dados comparáveis.

REFERÊNCIAS

OLIVEIRA, Maurício de. Controle de qualidade e dose de entrada na pele em serviços de mamografia de Minas Gerais. Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minas e Materiais) – Belo Horizonte, 2005.
YUKIYAMA, Eduardo G.; MCKEEVER, Stephen W.S. Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and applications. John Wiley and Sons, Ltd, 2011.
Artemova-Cholokova, S. and Vankova, J. Dependence of nasal glandular dose on compression plate position. IAEA-CN-182-2872010.2010.



UFG
UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

Automatização da aquisição de dados radiológicos para determinação da Dose Glandular Média em mamografia

Gonçalves, G.L.; Assunção, M.F.M.^{1*}
¹ Instituto de Física – Universidade Federal de Goiás
² Secon – Serviços de Radioproteção
³ Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e Computação – Universidade Federal de Goiás
 Contato: gustavo.lopes@discente.ufg.br



IF
INSTITUTO DE FÍSICA

Introdução

A Dose Glandular Média (DGM) é uma grandeza física crucial na radiologia médica e radioproteção, pois registra a dose de radiação depositada na mama durante a mamografia. A DGM pode ser extraída do cabeçalho DICOM de uma imagem radiológica de mamografia digital expressa em mSv. Atualmente, essas informações podem ser extraídas por programas da própria fornecedora do sistema de base de imagens (PACS) em instalações clínicas. Outra opção é o uso de softwares livres ou de maneira manual acessando diretamente o cabeçalho DICOM das imagens.

O objetivo deste trabalho é a apresentar uma ferramenta desenvolvida em Matlab para semiautomatizar a extração e organização de dados em mamografia, a metodologia e motivação por trás do código e os resultados obtidos com a primeira aplicação na rotina de radioproteção do Centro de Diagnóstico da Unimed (CDU).

Materiais e Métodos

O desenvolvimento da ferramenta foi feito no ambiente AppDesigner, presente no software Matlab R2021A, e as funções da Image Processing Toolbox. As configurações da máquina utilizada: Intel Core i5-4570 CPU, 16 GB RAM, Intel HD Graphics 4000 GPU Nvidia GeForce GTX 550 TI.

Os dados adquiridos, a priori, foram informações de ID, idade, tensão e corrente no tubo, posição, material do anodo e do filtro, espessura de mama, dose de entrada, DGM e a presença de implantes no exame, de maneira que possa ser feito um levantamento de perfil dos pacientes, e aplicadas medidas de otimização com as informações de dose.

Resultados e Discussão



Figura 1: Captura de tela do aplicativo

Nesta fase, foi possível fazer um estudo de perfil epidemiológico dos pacientes do CDU, onde foi identificado que a espessura de mama média é de 57,29 mm em projeção CC e 61,72 mm em MLO.

A figura ao lado mostra a interface da versão de testes de performance. Nos primeiros testes foram extraídas tags de 100 imagens de mamografia automaticamente, assim, se mostrando eficiente em relação ao método manual.

A ferramenta conta com a opção de exportar e .xlsx, criando um arquivo Excel com os dados salvos.

A principal utilidade apresentada foi a realização de uma investigação de alto DGM em pacientes com implantes, (4 vezes maior que em paciente sem implantes), onde foi identificada uma DGM média de 17,93 mSv, ultrapassando 20 mSv em alguns exames com implantes. Esse levantamento permitiu que o serviço de radioproteção aplicasse um protocolo de otimização de dose nesse procedimento.

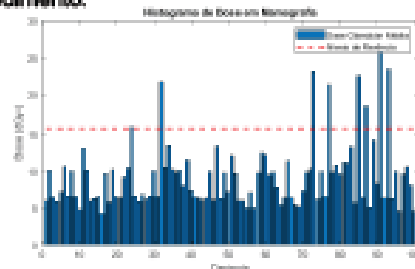


Figura 2: Distribuição de doses com destaque para altas doses em exames com implantes

Ainda, durante o teste da ferramenta na máquina, foi identificado um gasto computacional razoávelmente baixo, representando 20% no pico de utilização (exportação de dados para a planilha e abertura automática) e uma média de menos de 10% do processamento central da máquina.

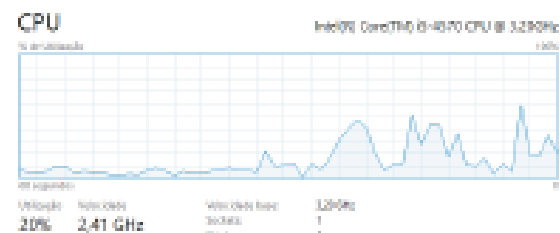


Figura 3: Processamento central durante teste de aplicação

Conclusão

Por fim, o desempenho da ferramenta foi satisfatório, mostrando o potencial do desenvolvimento de aplicativos handmade para soluções em radioproteção com a possibilidade de trabalhar com um alto volume de dados, tendo ainda muitas funcionalidades de fácil implementação em versões futuras, como a seleção específica das tags, cálculo automático da dose e outras métricas, visualizador de imagem e até mesmo a extração de dados de outros tipos de exames radiológicos.

Referências

- American College of Radiology. ACR Practice Parameter for the Performance of Screening and Diagnostic Mammography. Revised 2019 (Revision 30). [Internet]. Disponível em: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/mammo.pdf> Acesso em: 08 maio 2023.
- Suleiman, Moayyad E., Patrick C. Brennan, and Mark F. McInerney. 'Diagnostic reference levels in digital mammography: a systematic review.' *Radiation protection dosimetry* 187:4 (2018): 605-619.



SECON
Serviços de Radioproteção

Phantom cerebral para avaliar o desempenho de sistema de imagem por ressonância magnética

Gomes, H.¹, Vieira, S.¹, Assunção, M.^{2,3}

¹Instituto de Física - Universidade Federal de Goiás; hylangones@discente.ufg.br, s.vieira@ufg.br

²Programa de pós graduação em Engenharia Elétrica e de computação - Universidade Federal de Goiás; ³Centro de Diagnósticos Unimed Goiânia; marilofalieber@gmail.com

1 Resumo

Esta pesquisa aborda o desenvolvimento de phantom cerebral para uso em aparelhos de ressonância magnética, visando sua aplicação em análises, testes e controle de qualidade para aprimorar a segurança e a eficiência desses equipamentos. Os phantom desenvolvidos possuem propriedades magnéticas que imitam os tecidos moles cerebrais, permitindo a análise dos tempos de relaxação e das respostas aos pulsos de radiofrequência gerados pelas máquinas, de acordo com parâmetros de aquisição de imagem estabelecidos na literatura para um campo de 1,5T. Os valores de T1 e T2 obtidos estão dentro da faixa biológica de interesse. A confecção dos phantom utilizou agarose em pó e Sulfato de Cobre II (CuSO_4) como materiais principais.

Palavras-chave: phantom, ressonância magnética, tecidos moles, tempos de relaxação, agarose, Sulfato de Cobre II.

2 Introdução

A ressonância magnética (RM) é uma das mais avançadas técnicas de diagnóstico por imagem, capaz de produzir imagens detalhadas do interior do corpo humano. Esse método é amplamente utilizado em ambientes clínicos ao redor do mundo, sendo essencial para o diagnóstico preciso de diversas patologias. No campo da Física Médica, o controle de qualidade dos equipamentos de imagem e a segurança dos pacientes durante os exames são fundamentais para garantir a eficácia desses diagnósticos.

Os phantom desempenham um papel crucial nesse contexto, sendo dispositivos projetados para simular a interação dos tecidos biológicos com diferentes tipos de radiação, ionizante ou não-ionizante. Eles são amplamente utilizados em testes de dosimetria, controle de qualidade de equipamentos biomédicos e no desenvolvimento de novas técnicas de imagem. Em RM, os phantom são confeccionados para imitar as propriedades magnéticas dos tecidos moles, como densidade de hidrogênio e tempos de relaxamento (T1 e T2), e responder adequadamente aos pulsos de radiofrequência aplicados durante a aquisição das imagens.

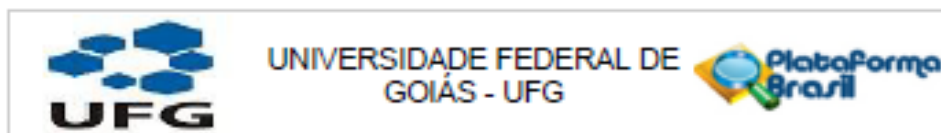
Os materiais comumente utilizados para a criação de phantom em RM incluem agarose gel, gelatina e álcool polivinílico (PVA), que simulam as características dos tecidos biológicos. Esses materiais são escolhidos devido à sua capacidade de reproduzir as propriedades eletromagnéticas dos tecidos humanos, especialmente em regiões anatômicas ricas em tecidos moles, como o cérebro.

Além das características inerentes aos compostos, mencionadas anteriormente, há parâmetros extrínsecos que são ajustados para acentuar as diferenças nos tempos de relaxamento T1 e T2 dos tecidos:

- Tempo de repetição (TR): o intervalo de tempo entre a aplicação de pulsos consecutivos de radiofrequência (RF).
- Tempo de eco (TE): o intervalo de tempo entre a aplicação do pulso de RF e a coleta do sinal de eco.
- Flip angle (FA): o ângulo utilizado para descrever a rotação do vetor de magnetização longitudinal em relação ao campo magnético.

Anexo C

Parecer Consubstanciado do Cep



Continuação do Parecer: 8.336.516

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Os objetivos gerais deste trabalho são: Descrever as tecnologias disponíveis em sistemas de hemodinâmica de detectores digitais; Analisar os protocolos clínicos em execução, propor alterações visando a otimização da relação entre dose de radiação e qualidade de imagem Implementar as técnicas otimizadas nos exames mais recorrentes, e avaliados neste trabalho.

Objetivo Secundário: Os objetivos específicos deste trabalho são: Revisar a literatura relacionada à aplicação de técnicas utilizadas para otimização de dose, com destaque para as técnicas de reconstrução de imagens e modulação de corrente Elaborar um sistema de registros de doses automatizado no setor de hemodinâmica através de um sistema PACS - DICOM Caracterizar exames de Hemodinâmica num hospital de grande porte, incluindo os níveis de referência (NRD) praticados Utilizar sistemas de dosimetria de radiação, para avaliar os feixes de radiação variando diversos parâmetros, a fim de encontrar regimes otimizados por meio da figura de mérito. Aplicar as técnicas de otimização em protocolos de angioplastia e cateterismo e verificar os resultados da nova abordagem nos indicadores de dose e métricas de qualidade de imagem.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os autores:

Riscos: Os riscos para o paciente advindos deste projeto é a possibilidade de vazamento de dados que possam de alguma forma possibilitar o rastreio ou a identificação do paciente. Neste sentido, os pesquisadores deste projeto terão acesso aos arquivos de imagens já anonimizados e de responsabilidade do físico médico do serviço de Hemodinâmica do Hospital das São Francisco, que também é o pesquisador responsável pela pesquisa.

Benefícios: Os benefícios deste projeto são indiretos e coletivos. O benefício indireto ao paciente, e cujo desfecho nos propomos a apresentar, é a rápida informatização da possível extrapolação de dose em procedimentos de hemodinâmica, cujos efeitos biológicos da exposição à radiação ionizante podem causar complicações secundárias ao procedimento, i.e., eritemas ou vermelhidão da pele. De fato, não haverá benefício para os pacientes DESTA projeto de pesquisa dado o curto espaço temporal para validação e embarcação da tecnologia na rotina clínica, mas é evidente que buscamos cumprir nosso papel social e promover o benefício à população em detrimento dos pacientes que forneceram suas imagens médicas para esta pesquisa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo observacional, analítico ou descritivo retrospectivo, que não empregará

Endereço: Rodovia IG2, n. 3.061, Parque Tecnológico Samambaia, Edifício K2, sala 110, piso 1
 Bairro: Campus Samambaia CEP: 74.890-970
 UF: GO Município: GOIÂNIA
 Telefone: (62)3521-1215 Fax: (62)3521-2045 E-mail: cep.ppi@ufg.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DE
GOIÁS - UFG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: GERENCIAMENTO E OTIMIZAÇÃO DE DOSES DE RADIAÇÃO EM EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA

Pesquisador: Emerson Nobuyuki Iikawa

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 72766523.6.0000.5083

Instituição Proponente: Instituto de Física

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

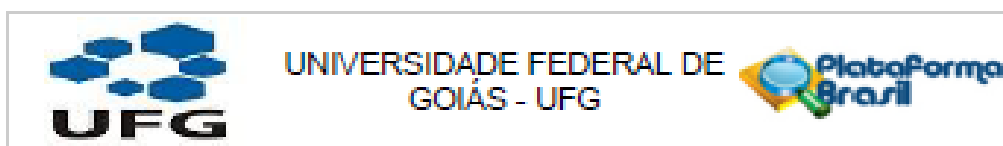
DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.335.516

Apresentação do Projeto:

Este projeto tem como objetivo principal desenvolver e aplicar uma metodologia para a coleta e análise de métricas de dose e qualidade de imagem em procedimentos de hemodinâmica. Para isso, será utilizada uma abordagem baseada em objetos simuladores que possuem características semelhantes aos pacientes, permitindo estudos quantitativos. Serão avaliados parâmetros físicos quantitativos e objetivos, como ruído e razão contraste-ruído, a fim de verificar o impacto da alteração dos parâmetros relevantes na relação dose/qualidade de imagem. Essa análise envolverá tanto a avaliação das imagens dos objetos simuladores quanto a análise subjetiva e qualitativa das imagens clínicas pelo corpo clínico. Além disso, serão registrados e monitorados os indicadores de dose praticados com os protocolos otimizados para futuras melhorias. A metodologia também incluirá a utilização dos níveis de referência de diagnóstico (NRD) como parâmetros norteadores, os quais representam os valores de dose que devem ser buscados e comparados entre diferentes operadores e instalações. Essa abordagem permitirá uma análise sistemática e padronizada das doses de radiação e da qualidade das imagens obtidas nos procedimentos de hemodinâmica, auxiliando no gerenciamento e na otimização desses parâmetros. Com essa metodologia, pretende-se contribuir para a redução da exposição dos pacientes e dos profissionais envolvidos, fortalecer o registro de dose e determinação dos NRD em hemodinâmica, bem como a produção de informações técnicas visando o aprimoramento da prática clínica no setor de hemodinâmica.

Endereço: Rodovia RG, n. 3.081, Parque Tecnológico Samambala, Edifício K2, sala 110, piso 1
Bairro: Campus Samambala **CEP:** 74.890-970
UF: GO **Município:** GOIÂNIA
Telefone: (62)3521-1215 **Fax:** (62)3521-2045 **E-mail:** cep.ppi@ufg.br



Continuação do Parecer: 8.036.518

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2171088.pdf	01/08/2023 12:45:06		Acelto
Cronograma	2cronogramaPosParecer.pdf	01/08/2023 12:44:30	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	1projetoMuriloPosParecer.pdf	01/08/2023 12:44:08	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
Folha de Rosto	folhaDeRosto_MuriloAssuncao_assinado.pdf	11/07/2023 14:42:12	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
Outros	anuenciaPesquisadores.pdf	03/07/2023 10:19:24	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	5JustificativaDispensaTCLE.pdf	29/06/2023 14:01:44	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
Outros	3CartaAnuenciaAssinada.pdf	29/06/2023 13:59:38	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto
Orçamento	3planilhaDeCustos.docx	29/06/2023 13:58:43	Emerson Nobuyuki Itikawa	Acelto

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

GOIANIA, 29 de Setembro de 2023

Assinado por:
Rosana de Morais Borges Marques
(Coordenador(a))

Endereço: Rodovia K2, n. 3.061, Parque Tecnológico Samambaia, Edifício K2,sala 110, piso 1
Bairro: Campus Samambaia CEP: 74.690-970
UF: GO Município: GOIANIA
Telefonic: (62)3521-1215 Fax: (62)3521-3048 E-mail: cep.ppi@ufg.br