



HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE
PROGRAMA DE RESIDÊNCIA EM ÁREA PROFISSIONAL DA SAÚDE

ISADORA VEIGA DA ROSA

**ANÁLISE DOS ÍNDICES DE EXPOSIÇÃO DOS EXAMES DE
RADIOGRAFIA DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE**

Porto Alegre

2023

ISADORA VEIGA DA ROSA

**ANÁLISE DOS ÍNDICES DE EXPOSIÇÃO DOS EXAMES DE
RADIOGRAFIA DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE**

Trabalho de Conclusão de Residência apresentado ao Programa de Residência em Área Profissional da Saúde do Hospital de Clínicas de Porto Alegre como requisito parcial para a obtenção do título de especialista em Física Médica.

Orientadora: Ma. Janine Hastenteufel Dias

Porto Alegre

2023

CIP – Catalogação na Publicação

Veiga da Rosa, Isadora

ANÁLISE DOS ÍNDICES DE EXPOSIÇÃO DOS EXAMES DE
RADIOGRAFIA DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE /
Isadora Veiga da Rosa. -- 2023.

52 f.

Orientadora: Janine Hastenteufel Dias.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Hospital de
Clínicas de Porto Alegre, Residência em área
Profissional da Saúde - Física
Médica/Radiodiagnóstico, Porto Alegre, BR-RS, 2023.

1. Radiografia. 2. Índice de Exposição. 3. Técnica
Radiográfica. I. Hastenteufel Dias, Janine, orient.
II. Título.

AGRADECIMENTOS

Expresso minha gratidão à minha orientadora, Janine Hastenteufel, pela confiança, dedicação incansável e carinho constante. Sua orientação foi essencial para o desenvolvimento deste trabalho e tornou esta jornada ainda mais significativa.

Demonstro, também, meus agradecimentos ao Professor Alexandre Bacelar pelos valiosos ensinamentos que vão além dos acadêmicos e pelo esforço empregado para que um programa de residência tão enriquecedor, em física médica, existisse no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA).

Por fim, estendo meus agradecimentos ao Serviço de Física Médica e Radioproteção como um todo e à instituição pelo incessante estímulo à pesquisa científica, resultando em contribuições significativas para a comunidade, sendo este artigo um produto concreto da Residência em Área Profissional da Saúde-HCPA.

RESUMO

A radiografia desempenha um papel fundamental na prática clínica, sendo a radiografia digital uma opção tecnológica prevalente em exames de imagens médicas. A preferência por essa tecnologia nos departamentos de diagnóstico por imagem reflete avanços, embora persistam desafios. A Comissão Eletrotécnica Internacional foi responsável por padronizar a definição e escala para índice de exposição (IE) e desvio do índice (DI) em sistemas digitais, buscando aprimorar a avaliação da exposição à radiação. A introdução do IE como parâmetro avaliativo é uma medida significativa para monitorar a exposição à radiação. Cada tipo de exame é caracterizado por um índice de exposição alvo (IE_T), representando o equilíbrio ideal entre dose de radiação e qualidade da imagem. Este estudo concentrou-se na análise desses índices em radiografias digitais realizadas no Hospital de Clínicas de Porto Alegre, utilizando um banco de dados de 71.760 radiografias. A análise abordou limites de ação sugeridos pelo *Report 232* da *American Association of Physicists in Medicine*, quantificando as exposições por região anatômica e projeção quanto aos seus valores de DI. A implementação de uma ferramenta interativa no Google Data Studio facilitou a análise distributiva dos IE e DI, oferecendo informações detalhadas e específicas sobre cada incidência. Os resultados mostraram que, para algumas incidências específicas, houve disparidade entre os valores médios de IE obtidos e os valores de IE_T , indicando a necessidade de iniciativas para otimização, investigação sobre a definição de IE_T apropriados e calibração do controle automático de exposição. O presente estudo, elaborado como Trabalho de Conclusão de Residência, desempenha uma função importante na prática profissional e no aprimoramento do funcionamento do Sistema Único de Saúde (SUS), oferecendo uma contribuição essencial para assegurar diagnósticos precisos e aprimorar o atendimento aos pacientes beneficiados pelo SUS.

Palavras-chave: radiografia, índice de exposição, técnica radiográfica.

ABSTRACT

Radiography plays a fundamental role in clinical practice, with digital radiography being a prevalent technological option in medical imaging examinations. The preference for this technology in diagnostic imaging departments reflects advances, although challenges persist. The International Electrotechnical Commission was responsible for standardizing the definition and scale for exposure index (EI) and deviation index (DI) in digital systems, seeking to improve the assessment of radiation exposure. The introduction of EI as an evaluation parameter is a significant measure to monitor radiation exposure. Each type of exam is characterized by a target exposure index (EI_T), representing the ideal balance between radiation dose and image quality. This study focused on the analysis of these indices in digital radiographs taken at Hospital de Clínicas de Porto Alegre, using a database of 71760 radiographs. The analysis addressed action limits suggested by Report 232 of the American Association of Physicists in Medicine, quantifying exposures by anatomical region and view concerning their DI values. The implementation of an interactive tool in Google Data Studio facilitated the distributional analysis of EI and DI, offering detailed and specific information about each incidence. The results showed that, for some specific incidences, there was a disparity between the average EI values obtained and the EI_T values, indicating the need for optimization initiatives, investigation into the definition of appropriate EI_T and calibration of automatic exposure control. The present study, prepared as a Final Residence Project, plays an important role in professional practice and in improving the functioning of the Unified Health System (SUS), offering an essential contribution to ensuring accurate diagnoses and improving care for patients benefiting from the SUS.

Keywords: radiography, exposure index, radiographic technique.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	Tão baixo quanto razoavelmente exequível (do inglês, <i>As Low As Reasonably Achievable</i>)
AAPM	Associação Americana de Físicos na Medicina (do inglês, <i>American Association of Physicists in Medicine</i>)
AP	Anteroposterior
CAE	Controle Automático de Exposição
DI	Desvio do Índice
DO	Densidade Óptica
DP	Desvio Padrão
DR	Radiografia Digital (do inglês, <i>Digital Radiography</i>)
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
IE	Índice de Exposição
IE _T	Índice de Exposição Alvo (do inglês, <i>target</i>)
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional (do inglês, <i>International Electrotechnical Commission</i>)
PA	Posteroanterior
SFMR	Serviço de Física Médica e Radioproteção
TG	Grupo de tarefas (do inglês, <i>Task Group</i>)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
1.1 OBJETIVOS	10
1.2.1 Objetivo geral.....	10
1.2.2 Objetivos específicos.....	10
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1 RADIOGRAFIA.....	11
2.2 IMAGEM DIGITAL	14
2.3 ÍNDICE DE EXPOSIÇÃO (IE) E DESVIO DO ÍNDICE (DI)	16
3 RESULTADOS	20
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	41
REFERÊNCIAS	43
APÊNDICE A – HISTOGRAMAS	45
APÊNDICE B – PAINEL INTERATIVO.....	49

1 INTRODUÇÃO

Dentre as modalidades de exames de imagens médicas, a radiografia é a mais realizada (MOTHIRAM, 2014). Durante a maior parte do século XX, os sistemas analógicos de radiografia foram protagonistas, porém hoje, a radiografia digital é a tecnologia mais aceita dentre os departamentos de diagnóstico por imagem (BUSHBERG *et al.*, 2012; MOTHIRAM, 2014).

Os receptores de imagem da radiografia analógica, compostos por sistemas tela-filme, apresentam uma estreita faixa para latitude de exposição. Consequentemente, situações de super ou subexposição ficam evidenciadas na visualização da densidade óptica do filme exposto, podendo esta ser considerada um indicador imediato de exposição. Já os receptores de imagem digitais possuem uma ampla faixa de latitude de exposição, o que facilmente mascara superexposições, situações nas quais os pacientes podem acabar recebendo maior dose de radiação desnecessariamente, para gerar um padrão de imagem semelhante ao que teria sido obtido utilizando uma técnica radiográfica que resultaria em menor dose (BUSHBERG *et al.*, 2012; SEERAM, 2014). A ampla latitude, aliada ao potencial de pós-processamento destes sistemas, faz com que estes sejam capazes de entregar imagens visualmente muito semelhantes em diferentes níveis de exposição.

Para instituir um indicador de exposição para os sistemas digitais, foi criado o índice de exposição (IE). A Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC, do inglês, *International Electrotechnical Commission*) apresenta uma normativa que aborda a definição, padronização e os requisitos gerais para o IE em sistemas digitais, bem como para o desvio do índice (DI), cujo conceito permite ao operador a constatação de adequação ou não a um nível aceitável de exposição da imagem que adquiriu. É importante salientar que os dados referentes ao IE permitem o conhecimento sobre a energia absorvida no receptor de imagem, mas não são indicados para estimar a dose dos pacientes, uma vez que a relação entre a exposição do paciente e a exposição do detector é influenciada por uma série de fatores que geralmente não são conhecidos em condições clínicas (IEC, 2008).

A produção de exames de radiografia no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) deve ser embasada no princípio ALARA (do inglês, *As Low As Reasonably Achievable*), que refere que as exposições à radiação devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, sendo necessário então o balanceamento entre a dose que será entregue ao paciente no exame e a qualidade da imagem resultante para diagnóstico. Sob essa óptica, a cada tipo de exame radiográfico é atribuído um índice de exposição alvo (IE_T), que representa o equilíbrio ideal

entre dose de radiação e qualidade da imagem. Quanto ao DI, esse número quantifica o desvio do IE real, obtido no exame, em relação ao valor alvo IE_T .

O IE dos exames de radiografia digital é um indicador a partir do qual o técnico em radiologia pode se guiar na realização do exame para avaliar se a técnica de exposição utilizada para a aquisição da imagem foi adequada. A análise dos IE e DI permite identificar casos de super ou subexposição de pacientes, servindo como um feedback para apoiar atividades de otimização de exames. Sendo assim, é importante implementar uma rotina de análise dos IE e os DI dos exames realizados no HCPA, possibilitando uma avaliação da qualidade das técnicas radiográficas praticadas na Instituição, bem como criar uma ferramenta automatizada, de modo que ela possa viabilizar análises periódicas e contínuas, passando a integrar o Plano de Garantia da Qualidade para Equipamentos de Diagnóstico por Imagem gerido pelo Serviço de Física Médica e Radioproteção (SFMR).

O HCPA dispõe de um vasto parque tecnológico, sendo o Serviço de Radiologia composto por 6 salas com equipamentos de radiografia fixos e 8 equipamentos móveis, os quais possuem detectores digitais (DR, do inglês, digital radiography) com processo de captação indireta. Os equipamentos fixos de raios X são do modelo Multix Top, fabricados pela Siemens, com retrofit da Carestream integrado, que foi utilizado para converter o antigo sistema analógico presente nas máquinas, para DR. Os equipamentos móveis são todos fabricados pela Shimadzu, sendo seis deles compostos por sistemas digitalizadores da Carestream, com modelos DRX-1, DRX PLUS 2530C e DRX PLUS 3543C, e dois da Canon, com modelos CXDI-701C e CXDI-702CW. No que diz respeito ao quantitativo da produção deste conjunto de equipamentos, em 2022 foram realizados aproximadamente 50 mil exames de radiografia, com uma proporção em torno de $\frac{1}{3}$ advinda dos equipamentos móveis. Considerando a produção retrospectiva de dez anos, temos uma média de, aproximadamente, 85 mil exames realizados anualmente.

Para o HCPA, a implementação de uma rotina de análise dos IE e DI, será um legado da pesquisa na Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica, visando sempre perdurar o alto padrão de qualidade ofertado pela Instituição.

1.1 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Analisar os índices de exposição através dos DI dos exames de radiografia digital realizados no HCPA no ano de 2022.

1.2.2 Objetivos específicos

- Elaborar uma ferramenta dinâmica de análise distributiva dos DI;
- Descrever os DI apresentados na ferramenta elaborada;
- Comparar os DI obtidos com técnicas manuais e semiautomáticas (com uso do controle automático de exposição).

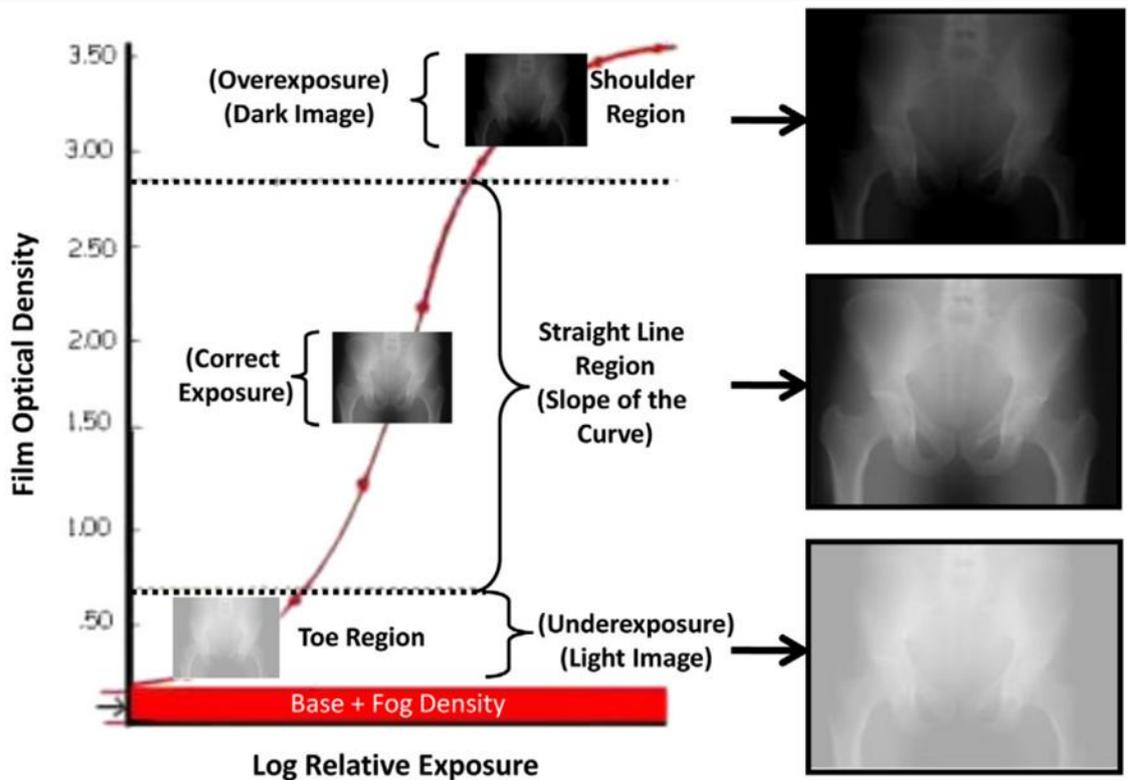
2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 RADIOGRAFIA

A radiografia é a modalidade de exame radiológico na qual o corpo do paciente é projetado em uma imagem bidimensional. Essa imagem é formada pela projeção da sombra dos raios X gerada pela anatomia do paciente no detector. Quando a exposição é realizada, os raios X incidem na matéria e são diferentemente atenuados pelas diversas estruturas anatômicas. A fração do feixe que chega ao detector é registrada e forma a imagem latente (BUSHBERG *et al.*, 2012). O processo de captura da imagem radiográfica pode ser conceitualmente dividido em três etapas: a interação dos raios X com o detector para gerar uma resposta mensurável, o armazenamento temporário da resposta e a medição da mesma (IAEA, 2014).

A radiografia analógica tem uma característica que limita o uso do sistema tela-filme nos exames: a sua latitude de exposição é muito estreita. A Figura 1 apresenta a curva Hurter-Driffield, que mostra o comportamento de resposta da densidade óptica (DO) do filme à exposição à radiação X. A latitude corresponde à região entre as curvaturas (destacada pelas linhas pontilhadas), na qual o receptor de imagem responde com a faixa útil de DO usada para o diagnóstico. A partir dela, podemos definir qual exposição resultará num contraste aceitável na imagem. Exposições que correspondem às regiões chamadas “ombro” e “dedo do pé” da curva, resultarão em imagens superexpostas (escuras) e subexpostas (claras), respectivamente; enquanto uma exposição correta estará dentro do intervalo correspondente à inclinação da curva (SEERAM, 2014). Desta maneira, a DO gerada no filme torna-se um indicador de exposição do exame realizado, podendo ser avaliado qualitativamente pela análise visual do mesmo (BUSHBERG *et al.*, 2012).

Figura 1 – Curva característica de um sistema tela-filme.

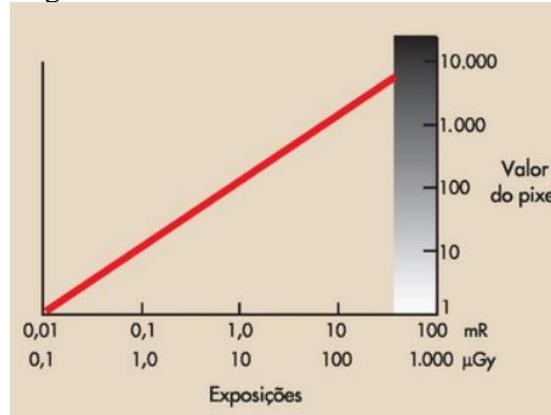


Fonte: SEERAM, 2014.

A radiografia digital, no entanto, não apresenta o mesmo comportamento entre a exposição à radiação e o contraste gerado na imagem. Nessa tecnologia, geralmente, as características constantes de imagem são alcançadas através de processamentos automáticos na imagem. O detector digital entrega imagens com características de contraste muito semelhantes em diferentes níveis de exposição, devido a estes processamentos automáticos do sinal e ampla faixa dinâmica. Assim, superexposições e subexposições acabam não sendo tão visualmente perceptíveis no desvio de brilho da imagem (IEC, 2008).

A latitude de exposição dos receptores de imagem digitais é cerca de quatro ordens de grandeza maior que a dos sistemas analógicos, sendo definida pelo número de tons de cinza que o sistema de imagem pode reproduzir (BUSHONG, 2010). A Figura 2 representa a faixa dinâmica de um sistema DR, que pode apresentar aproximadamente 16 mil tons de cinza, conforme a profundidade de bits dos pixels da imagem. Mesmo que a capacidade visual humana não abranja toda essa escala de cinza, as ferramentas de pós processamento, como nível e janela, facilitam a visualização de muito mais tons de cinza (BUSHONG, 2010).

Figura 2 – Curva característica de um sistema DR.



Fonte: BUSHONG, 2010.

A diferença entre imagens adquiridas em sistemas digitais e analógicos, em diferentes níveis de exposição, pode ser observada na Figura 3. Na faixa superior estão quatro imagens adquiridas em um sistema tela-filme, enquanto na faixa inferior, estão quatro imagens obtidas em um sistema digital. Tanto as imagens da linha superior quanto inferior, estão em ordem crescente de exposição, da esquerda para direita. Fica evidente na figura que o aumento da exposição gera resultados visivelmente mais impactantes na imagem analógica, porém, na imagem digital as diferenças são mais sutis, podendo ser visualmente imperceptíveis entre uma imagem “ótima” e outra “superexposta”.

Figura 3 – Comparação entre imagens adquiridas em sistemas analógicos (linha superior) e digitais (linha inferior), em diferentes níveis de exposição.



Fonte: Adaptado de PESCE, 2016.

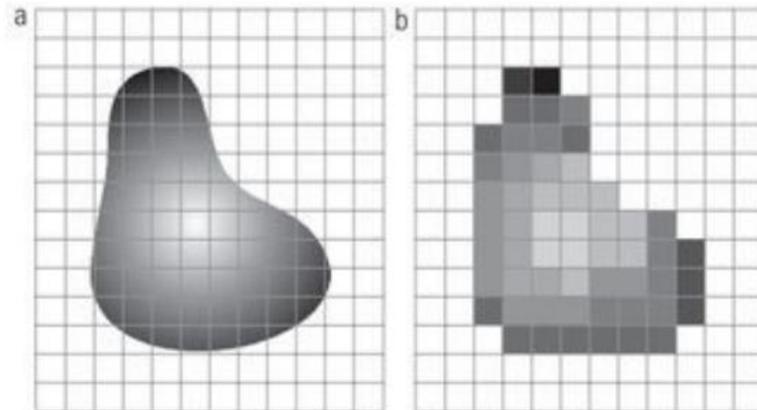
O sistema digital é capaz de ajustar automaticamente a escala de cinza na imagem adquirida. Este balanço resulta na perda de informações imediatas fornecidas ao técnico em radiologia executor do exame, ao contrário do que acontecia com os sistemas analógicos através

da DO do filme. As imagens digitais subexpostas costumam apresentar mais ruído, o que pode interferir na qualidade do diagnóstico pelo radiologista. O mais alarmante, do ponto de vista da proteção radiológica, é que as imagens superexpostas acabam passando despercebidas, já que costumam ter alta qualidade, porém acarretam em um aumento de dose desnecessário para o paciente. Esse fenômeno pode acabar gerando uma tendência dos técnicos em radiologia utilizarem exposições desnecessariamente altas, sendo uma preocupação mais relevante ainda na radiologia portátil, na qual o sistema não apresenta Controle Automático de Exposição (CAE) e os operadores precisam determinar manualmente os parâmetros de aquisição (BUSHBERG *et al.*, 2012). Em um estudo retrospectivo realizado por Mothiram *et al* (2013), por exemplo, foram analisados dados de IE de aproximadamente 5 mil radiografias, das quais 77% a 82% das radiografias de tórax realizadas no leito tiveram superexposição, enquanto que menos de 2% das radiografias realizadas em equipamentos fixos com CAE, tiveram essa condição alcançada (MOTHIRAM *et al*, 2013). Já no estudo realizado por Gibson e Davidson (2012), foram analisados os IE das radiografias feitas utilizando técnicas manuais, durante aproximadamente dois anos, e constatou-se uma diminuição no número de exames classificados como “exposições ótimas” (Gibson e Davidson, 2012).

2.2 IMAGEM DIGITAL

O detector DR é composto por um arranjo de elementos detectores discretos organizados em uma matriz bidimensional, cuja função é converter o sinal recebido, proveniente da radiação transmitida através do paciente, em um sinal eletrônico. A digitalização do sinal contínuo obtido se dá através dos processos de amostragem e quantização, como demonstra a Figura 4. No processo de amostragem, são colhidas amostras igualmente espaçadas do sinal armazenado e realizada a digitalização dos valores em coordenadas x e y na matriz, fazendo alusão a um mapeamento deste conjunto de localizações discretas. Já a quantização é a digitalização dos valores de amplitude do sinal respectivos a cada ponto da matriz, ou seja, a representação da amplitude do sinal em diferentes intensidades de tons de cinza. Assim é formada a matriz da imagem digital, composta por pontos da imagem, com determinados valores em uma escala de cinza e localizações determinadas por suas linhas e colunas. Estes pontos são chamados de pixels, abreviatura de elementos de imagem (do inglês, *picture elements*) (BUSHBERG *et al.*, 2012; GONZALES, 2010).

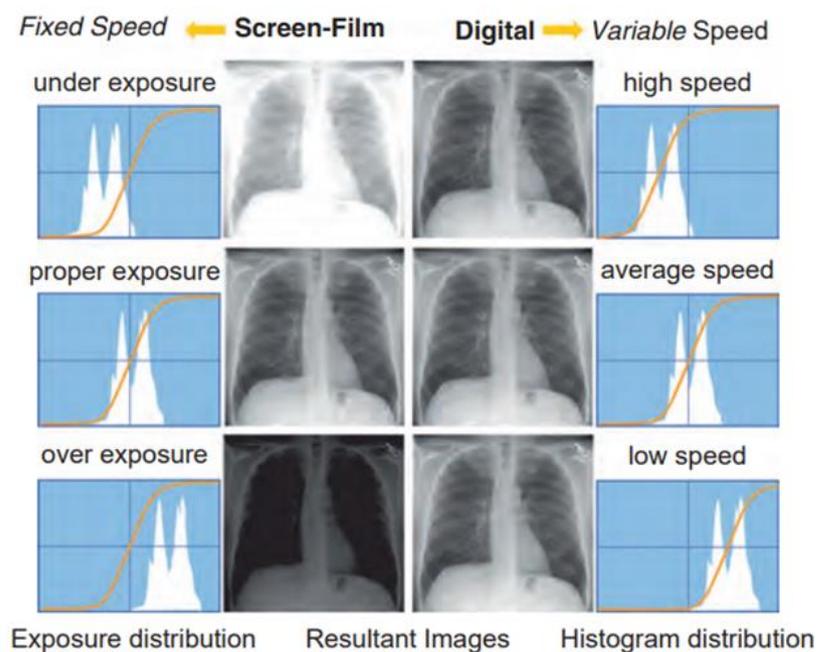
Figura 4 - (a) Imagem contínua projetada em uma matriz de sensores. (b) Resultado da amostragem e quantização da imagem.



Fonte: GONZALEZ, 2010.

A representação da resposta do detector digital à exposição é feita através de histogramas, nos quais é feita a distribuição da frequência de valores de pixel da imagem obtida. Esses valores são traduzidos para brilho e contraste no monitor de visualização, por uma curva variável que se ajusta a este histograma a fim de obter o contraste ideal para a imagem. Assim, podemos notar, na Figura 5, a diferença entre o comportamento de uma curva característica de um sistema analógico (à esquerda), que se mantém invariante em qualquer nível de exposição, e de um detector digital (à direita), cuja curva se ajusta em relação à distribuição de exposição.

Figura 5 - Comparação entre a resposta do sistema tela-filme e do sistema digital à exposição à radiação.



Fonte: BUSHBERG *et al.*, 2012.

A Figura 5 mostra as respostas de um detector tela-filme e de um DR em subexposição, exposição correta e superexposição, bem como suas respectivas imagens resultantes. Na porção esquerda da figura, está representada, ao lado de cada radiografia, a absorção da exposição aos raios X convertida em valores de DO no filme. Podemos notar que a resposta do detector tela-filme apresenta uma velocidade radiográfica fixa, pois a curva característica não se move no eixo da exposição. Já na porção direita da figura, está representada, ao lado de cada radiografia, a absorção da exposição aos raios X convertida, linearmente, em valores de pixel pelo detector, na forma de histogramas. Assim, temos a resposta de um detector DR com velocidade radiográfica variável, ou seja, a curva de resposta se ajusta ao histograma para a obtenção do contraste ideal, fazendo com que, em três níveis distintos de exposição, as imagens resultantes sejam muito semelhantes no quesito contraste.

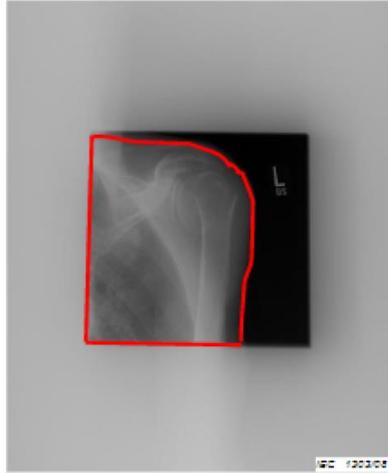
2.3 ÍNDICE DE EXPOSIÇÃO (IE) E DESVIO DO ÍNDICE (DI)

Os IE nos possibilitam inferir o grau de exposição do receptor de imagem após cada radiografia realizada. A obtenção desses valores se dá através dos dados brutos da imagem capturada (IEC, 2008). A imagem adquirida, na maioria dos sistemas digitais, é processada de tal forma que os valores de histogramas medidos sejam alinhados com valores predeterminados, fazendo com que a escala de cinza se assemelhe às imagens de sistema analógico. Esse processo se dá pela segmentação das partes relevantes da radiografia - desconsiderando valores muito altos (que não correspondem a nenhuma atenuação da anatomia do paciente) e valores muito baixos (no caso das regiões colimadas) - e a geração de um histograma dessa segmentação, que então, é comparado a um histograma “padrão” para o tipo específico de exame em questão (por exemplo: tórax, cabeça, antebraço, etc). Logo, os valores de escala de cinza da imagem bruta original são transformados digitalmente com base numa tabela de consulta, para que seja fornecido o contraste adequado na imagem final de apresentação. A partir da distribuição do histograma, o valor do IE é obtido (BUSHBERG *et al.*, 2012).

Para exemplificar, observe a Figura 6 a seguir, que mostra uma radiografia em sua versão original de aquisição, ou seja, os dados brutos da imagem. Nela é mostrado um exemplo de possível delineamento da região de interesse da imagem (em vermelho) e, na Figura 7, encontra-se a representação de dois histogramas: um calculado a partir de valores de pixel da imagem toda (em cinza) e outro (em preto) considerando apenas a região delineada na Figura 6. Observe que os dois histogramas são diferentes, o que resultaria em valores distintos de IE.

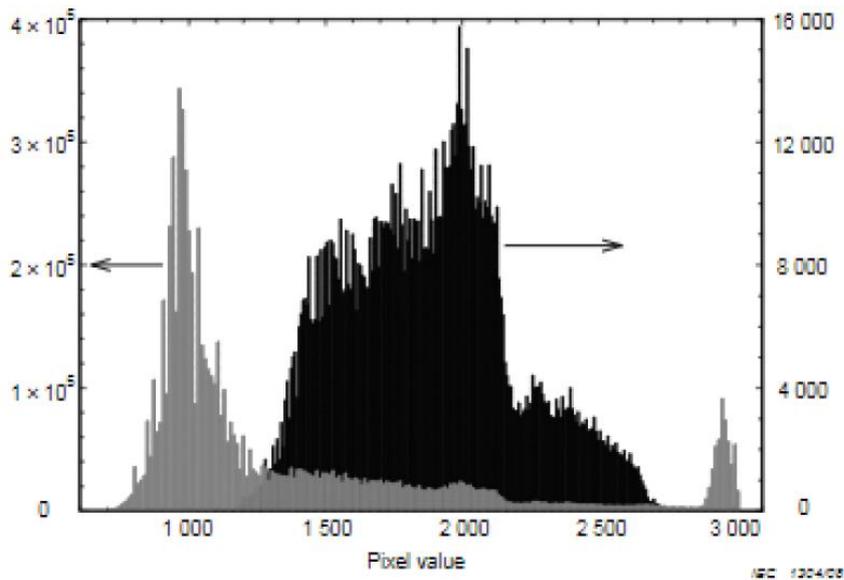
A variação na seleção da região relevante da imagem pode afetar diretamente o valor do IE em diferentes sistemas digitais de imagem de raios X, podendo variar entre fabricantes, uma vez que a norma da IEC não define um procedimento para escolher a área de interesse da imagem (IEC, 2008). Adicionalmente, a presença de próteses metálicas ou outros objetos de alta densidade na região de interesse da imagem também pode causar variação nos valores de IE (LEWIS S., *et al.*, 2019).

Figura 6 - Exemplo da apresentação dos dados brutos de uma radiografia com possível região relevante da imagem delineada.



Fonte: IEC (2008).

Figura 7 - Histograma dos dados brutos para a radiografia apresentada na Figura 6, considerando os valores de pixel da imagem toda (em cinza) e considerando apenas a região delineada (em preto).



Fonte: IEC (2008).

Tendo em vista que o IE fornece conclusões sobre a exposição no receptor de imagem, os fabricantes de sistemas digitais radiográficos passaram a exibir esse índice ao usuário. Contudo, este indicador apresenta peculiaridades quanto à sua definição e escala dentre os diferentes fabricantes. Para sanar este problema, a IEC apresentou uma normativa padronizando a definição, escala e os requisitos gerais para o IE.

Segundo a IEC, o IE é definido pela seguinte equação:

$$IE = c_0 \cdot g(V) \quad \text{Eq. (1)}$$

onde $c_0 = 100\mu\text{Gy}^{-1}$ e $g(V)$ caracteriza o kerma no ar (μGy) no receptor de imagem correspondente aos valores de interesse definidos a partir da tendência central dos dados brutos da região relevante da imagem adquirida, e deve ser especificada pelo fabricante do receptor de imagem.

Sequencialmente, surge o conceito do desvio do índice (DI), que quantifica o desvio do IE da imagem adquirida do IE “ideal” pré-definido para aquela aquisição, também chamado de “IE alvo” (IE_T). O IE_T possibilita a atribuição de classes de qualidade de imagem ao procedimento, pois determina um valor de referência para IE conforme o tipo de exame realizado (ICRP, 2005). Os sistemas de radiografia digital obtêm os DI para as exposições realizadas no equipamento através da equação abaixo (IEC, 2008):

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{IE}{IE_T} \right) \quad \text{Eq. (2)}$$

Os valores de DI exprimem os níveis de exposição que chegam ao receptor de imagem, sendo essa definição resultante em um DI igual a zero quando a exposição pretendida no detector é alcançada ($IE = IE_T$). Já os DI com valores negativos são referentes às subexposições, e os positivos, às superexposições. É importante ressaltar que o DI é calculado em termos dos valores de IE e IE_T no formato padronizado pela norma da IEC (2008), não nas escalas próprias dos fabricantes.

O IE_T depende da parte do corpo radiografada e é normalmente estabelecido pelo fabricante do sistema digitalizador de imagem, considerando as características de seus detectores, mas os serviços de saúde também podem estabelecer seus valores alvo (IEC, 2008). Determinar valores para IE_T pode ser bem complexo, envolvendo várias considerações relacionadas à prática clínica, como faixa etária do paciente examinado, nível de ruído aceito pelos radiologistas, anatomia radiografada, algoritmo de processamento de imagem empregado

pelo software, qualidade do feixe aplicado às exposições clínicas, critério para seleção da região relevante da imagem, etc (DAVE J.K. *et al.*, 2018). Levando em consideração tal variedade de fatores, a Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM, do inglês, *American Association of Physicists in Medicine*) organizou um comitê de estudos chamado *Task Group No. 368 - Methodology for Establishing Exam-Specific Target Exposure Indices in General Radiography* (TG368) (AAPM, 2021), com o intuito de explorar os conceitos envolvidos na definição dos valores de IE_T para protocolos de avaliação da qualidade da produção dos departamentos de radiologia. A determinação de valores institucionais para IE_T não está inclusa no escopo deste trabalho.

3 RESULTADOS

O artigo a seguir descreve a metodologia aplicada nesta pesquisa e mostra os resultados obtidos. O mesmo está escrito conforme as normas da Revista *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, à qual se deseja submetê-lo para publicação. Resultados complementares aos presentes nesta seção encontram-se nos apêndices A e B, onde são apresentados histogramas de outras incidências e as interfaces da ferramenta elaborada, respectivamente.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Foi analisado o panorama acerca do IE em radiografia digital, utilizando dados de exames realizados no HCPA, em 2022. A avaliação teve seu foco nos valores de DI associados a esses procedimentos, proporcionando uma visão detalhada das técnicas radiográficas aplicadas. A análise revelou exposições por região anatômica e projeção, seguindo os limites sugeridos pela AAPM, através do *Report 232*. Um painel interativo foi desenvolvido para facilitar a análise, atualização periódica do banco de dados e avaliação imediata, simplificando a monitorização e otimização contínua das práticas radiológicas.

Uma limitação identificada neste estudo foi a inviabilidade de incluir todos os equipamentos disponíveis na instituição na amostra devido à falta de integração dos valores de IE e DI provenientes dos sistemas digitalizadores da Canon ao banco de dados extraído. Uma perspectiva futura deste trabalho é superar essa restrição, obtendo e integrando os dados gerados pelo uso desses equipamentos para uma análise mais abrangente. Outra restrição encontrada foi a impossibilidade de considerar todos os fatores abordados pelo grupo de estudo do *Report 232* na triagem da amostra. A falta de incorporação das imagens originais no banco de dados analisado impediu a verificação de vários aspectos influentes nos IE e, por conseguinte, nos DI. Futuras pesquisas visam resolver essas questões.

Propostas para melhorias incluem a configuração dos sistemas digitalizadores para apresentar IE padronizado pela IEC, adequação dos IE_T para diferentes exames, e apresentação dos índices na imagem destinada ao radiologista, entre outras. Intervenções planejadas para deslocar a curva de distribuição dos valores de DI visam melhorar a consistência das exposições. Aspectos a serem considerados incluem o treinamento e colaboração da equipe, uma possível recalibração do CAE e a investigação de uma amostra selecionada criteriosamente conforme preconiza AAPM.

Em linhas gerais, é visada a otimização contínua das práticas radiológicas utilizando dos conceitos explanados e recursos elaborados durante esta pesquisa. O cuidado do paciente requer um diagnóstico correto, rápido e preciso. Tendo isso, as práticas de um serviço de diagnóstico por imagem devem estar sempre sob um olhar de melhoria. O papel do físico médico, especialista em Radiodiagnóstico, vai muito além da realização de testes em equipamentos, para o cumprimento de normas. Nossa atuação na gestão de qualidade e segurança é essencial para o bom uso de tecnologias médicas, visando tanto a otimização de recursos, quanto a melhor assistência possível ao paciente. Sendo assim, a presente pesquisa, desenvolvida como Trabalho de Conclusão de Residência em Área Profissional da Saúde,

desempenha um papel significativo para a prática profissional e melhor fluxo do Sistema Único de Saúde (SUS), contribuindo fundamentalmente para garantir um diagnóstico preciso e um melhor atendimento ao paciente assistido pelo SUS.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). **An Exposure Indicator for Digital Radiography, Report of AAPM Task Group 116**. College Park, MD: AAPM; 2009.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). Task Group No. 368 - **Methodology for Establishing Exam-Specific Target Exposure Indices in General Radiography (TG368)**. 2021. Disponível em: https://www.aapm.org/org/structure/default.asp?committee_code=TG368 . Acesso em: 17 de novembro de 2023.

BUSHBERG, Jerrold T. *et al.* **The essential physics of medical imaging**. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

BUSHONG, Stewart C. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção** / Stewart Carlyle Bushong; [tradução Sandro Martins Dolghi *et al.*]. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

COMUNICAÇÃO SOCIEDADE PAULISTA DE RADIOLOGIA (SPR). Latin Safe (set/20) - **O que é Índice de Exposição e Sua Importância em Radioproteção** [vídeo online]. YouTube, 29 de set. de 2020. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=Pw2oYzssya8&t=2143s>. Acesso em: 20 de junho de 2023.

CREEDEN A., CURTIS M. **Optimising default radiographic exposure factors using Deviation Index**. Radiography (Lond). 2020 Nov;26(4):308-313. doi: 10.1016/j.radi.2020.02.009. Epub 2020 Mar 18. PMID: 32199801.

DAVE J.K., JONES A.K., FISHER R, *et al.* **Current state of practice regarding digital radiography exposure indicators and deviation indices: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 232**. Med Phys. 2018;45(11):e1146-e1160. doi:10.1002/mp.13212

GIBSON D. J., DAVIDSON R. A. **Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study**. Acad Radiol. 2012 Apr;19(4):458-62. doi: 10.1016/j.acra.2011.12.003. Epub 2012 Jan 5. PMID: 22225727.

GONZALEZ, Rafael C. **Processamento digital de imagens** / Rafael C. Gonzalez e Richard C. Woods. [tradução Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte]. 3 ed - São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students**. — Vienna: IAEA, 2014.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). **Managing patient dose in digital radiology**. Ann ICRP 2004;vol. 34(1). ICRP Publication 93.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). **Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems – Part 1: Definitions and requirements for general radiography.** IEC 62494-1, ed 1.0, IEC, Geneva; 2008.

LEWIS S., PIETERSE T., LAWRENCE H. **Retrospective evaluation of exposure indicators: a pilot study of exposure technique in digital radiography.** J Med Radiat Sci. 2019 Mar;66(1):38-43.

MOTHIRAM, Ursula *et al.* **Digital radiography exposure indices: A review.** Journal of Medical Radiation Sciences 61 (2014) 112– 118.

MOTHIRAM, Ursula *et al.* **Retrospective evaluation of exposure index (EI) values from plain radiographs reveals important considerations for quality improvement.** Journal of Medical Radiation Sciences 60 (2013) 115–122.

PESCE, M. **Understanding Radiology Exposure Indicators: Knowing how number is used is key to controlling exposure.** [S. l.], 6 set. 2016. Disponível em: <https://www.carestream.com/blog/2016/09/06/understanding-radiology-exposure-indicators>. Acesso em: 29 maio 2023.

SEERAM, Euclid. **The New Exposure Indicator for Digital Radiography.** Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences - Volume 45, Issue 2, 2014, Pages 144-158.

SEFM; SEPR; SERAM. **Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico: Revisión 2011.** 3. ed. rev. Madrid: Senda Editorial, S.A., 2012. 326 p.

APÊNDICE A – HISTOGRAMAS

Resultados complementares sobre a análise de histogramas obtidos com o painel desenvolvido no Google Data Studio.

Figura 8 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax AP realizadas em equipamentos fixos de raios X.

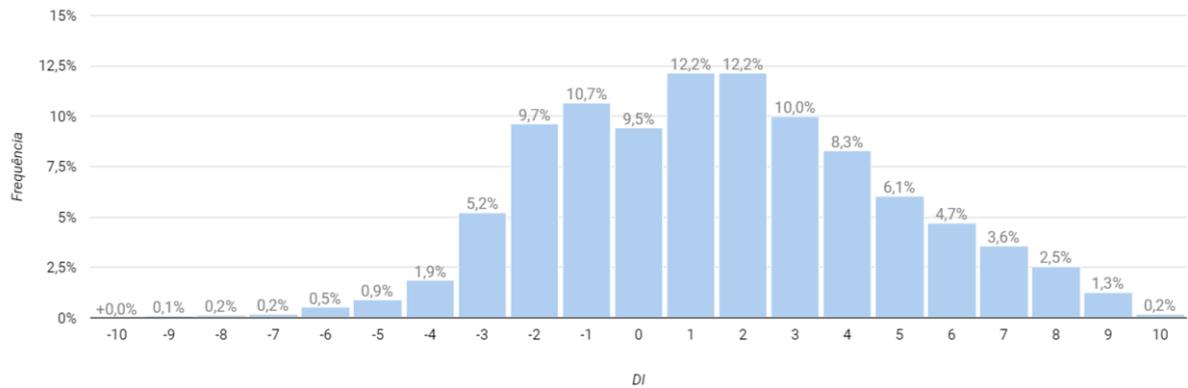


Figura 9 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax PA realizadas em equipamentos fixos de raios X.

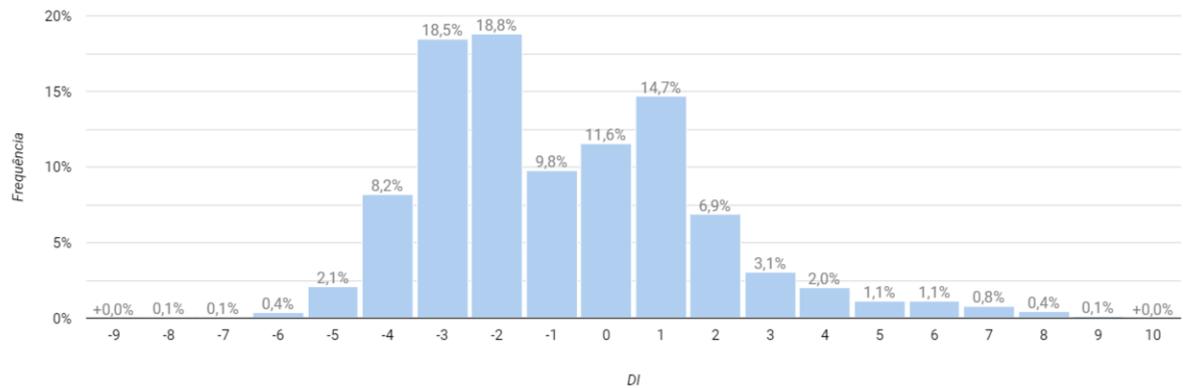


Figura 10 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax Lateral realizadas em equipamentos fixos de raios X.

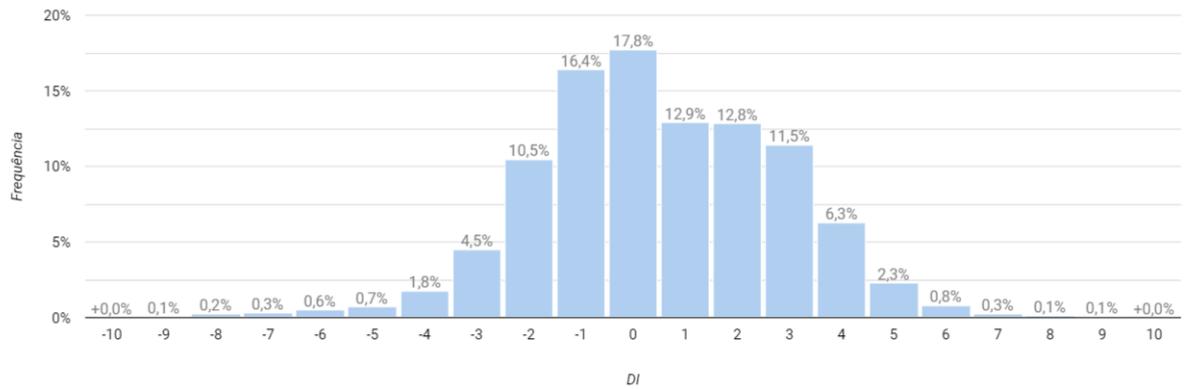


Figura 11 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax AP realizadas em equipamentos móveis de raios X.

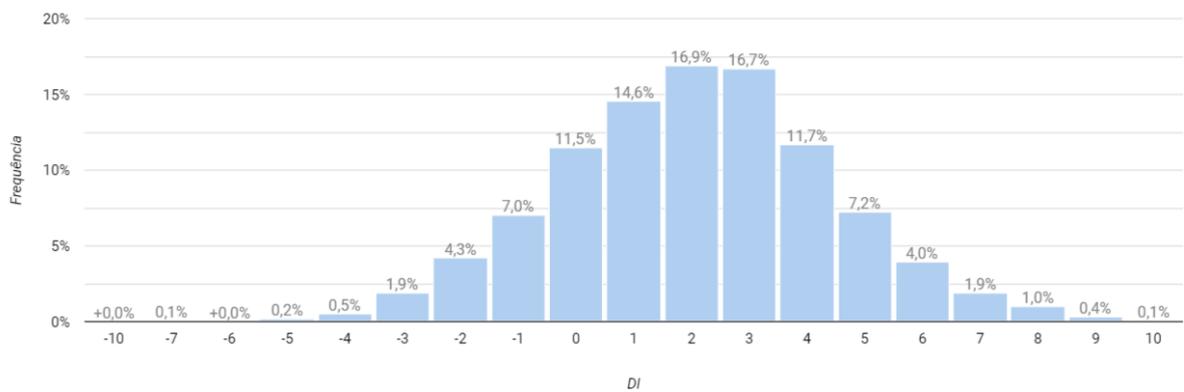


Figura 12 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax PA realizadas em equipamentos móveis de raios X.

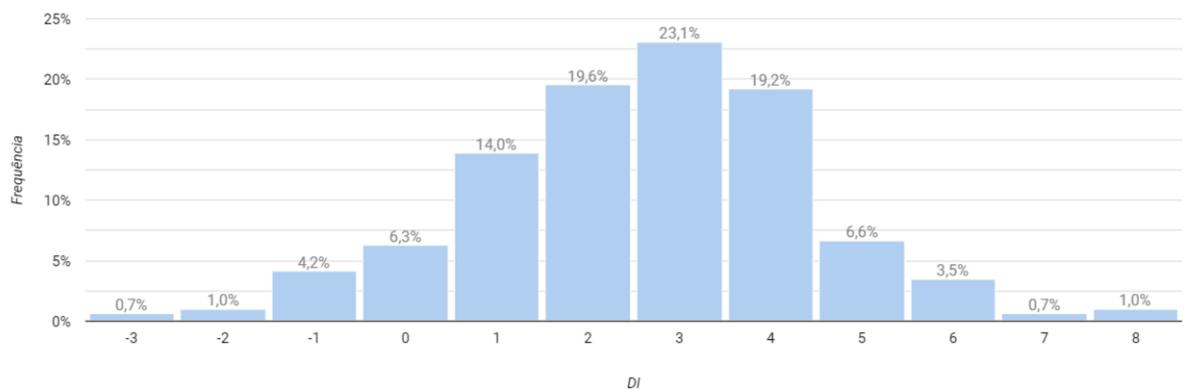


Figura 13 - Histograma dos valores de DI para incidências de Tórax Lateral realizadas em equipamentos móveis de raios X.

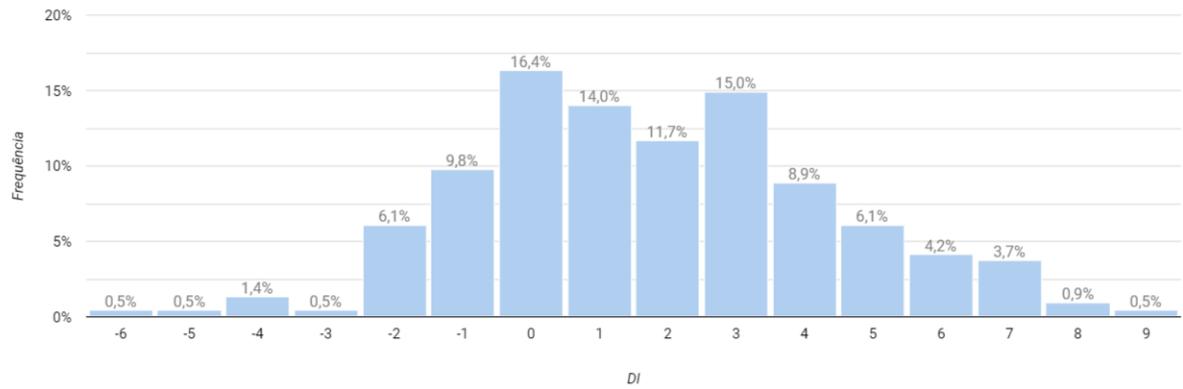


Figura 14 - Histograma dos valores de DI para incidências de Abdômen AP realizadas em equipamentos fixos de raios X.

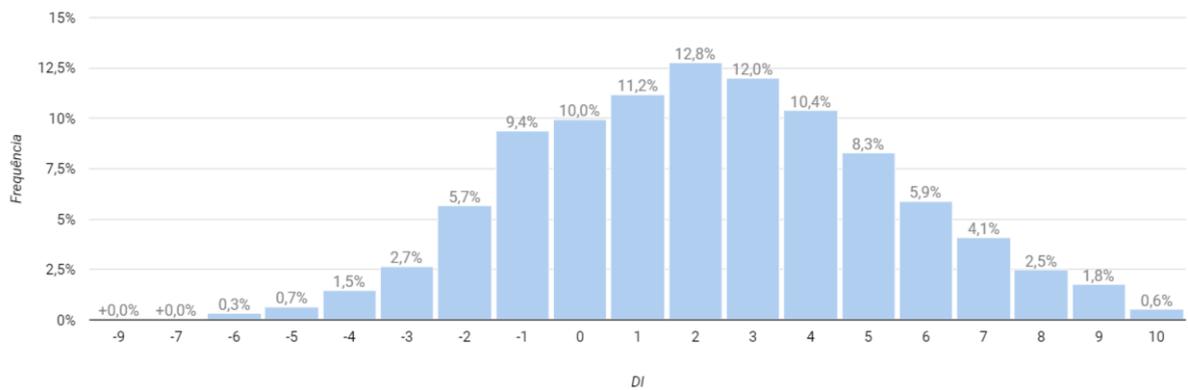


Figura 15 - Histograma dos valores de DI para incidências de Abdômen Lateral realizadas em equipamentos fixos de raios X.

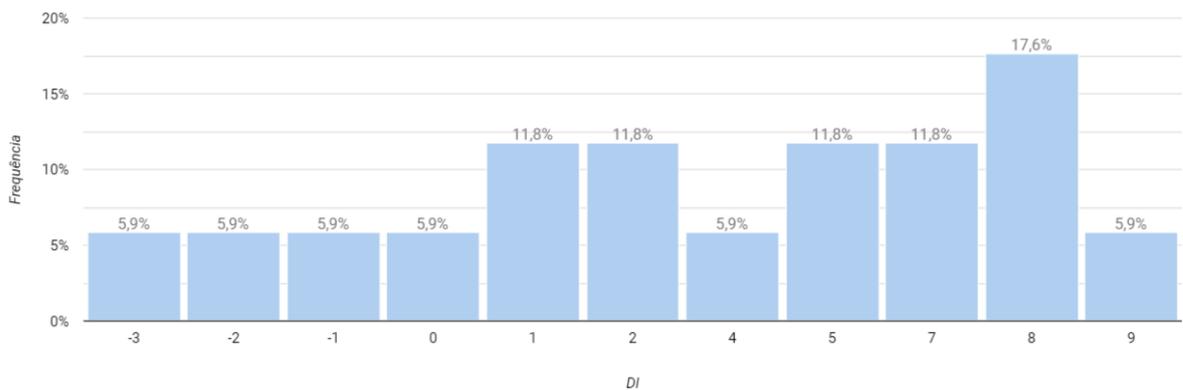


Figura 16 - Histograma dos valores de DI para incidências de Abdômen AP realizadas em equipamentos móveis de raios X.

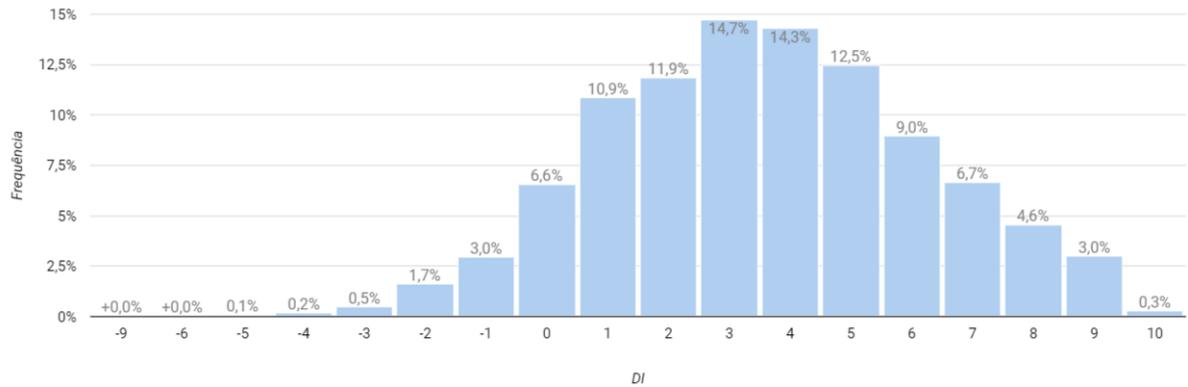


Figura 17 - Histograma dos valores de DI para incidências de Abdômen PA realizadas em equipamentos móveis de raios X.

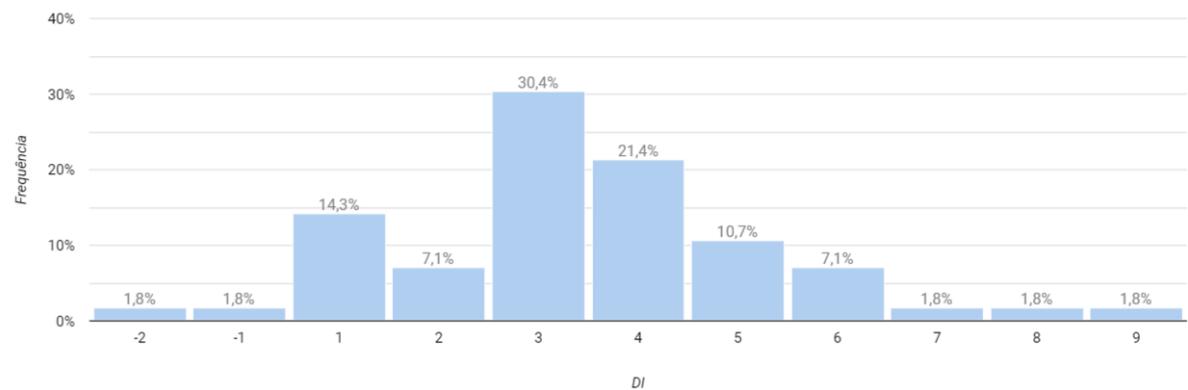
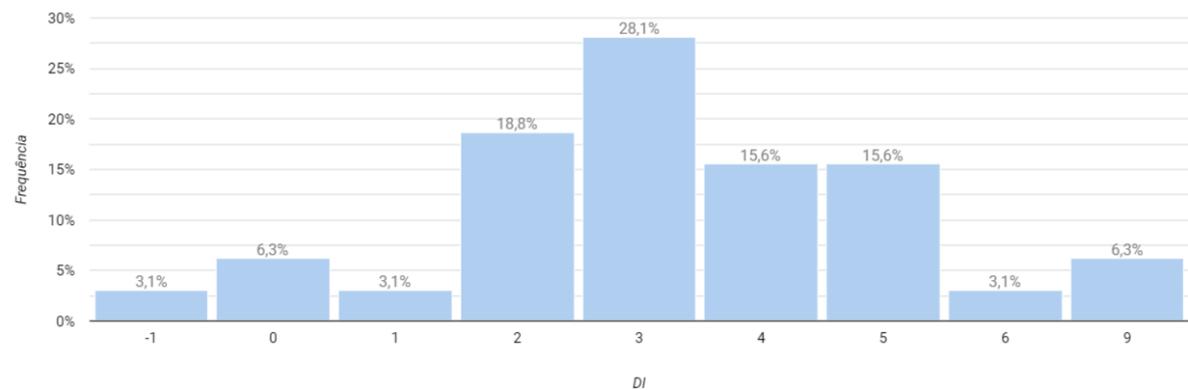


Figura 18 - Histograma dos valores de DI para incidências de Abdômen Lateral realizadas em equipamentos móveis de raios X.



APÊNDICE B – PAINEL INTERATIVO

Resultados complementares sobre as interfaces do painel desenvolvido no Google Data Studio.

Figura 19 - Interface do painel interativo em que podemos gerar histogramas da distribuição dos valores de DI.

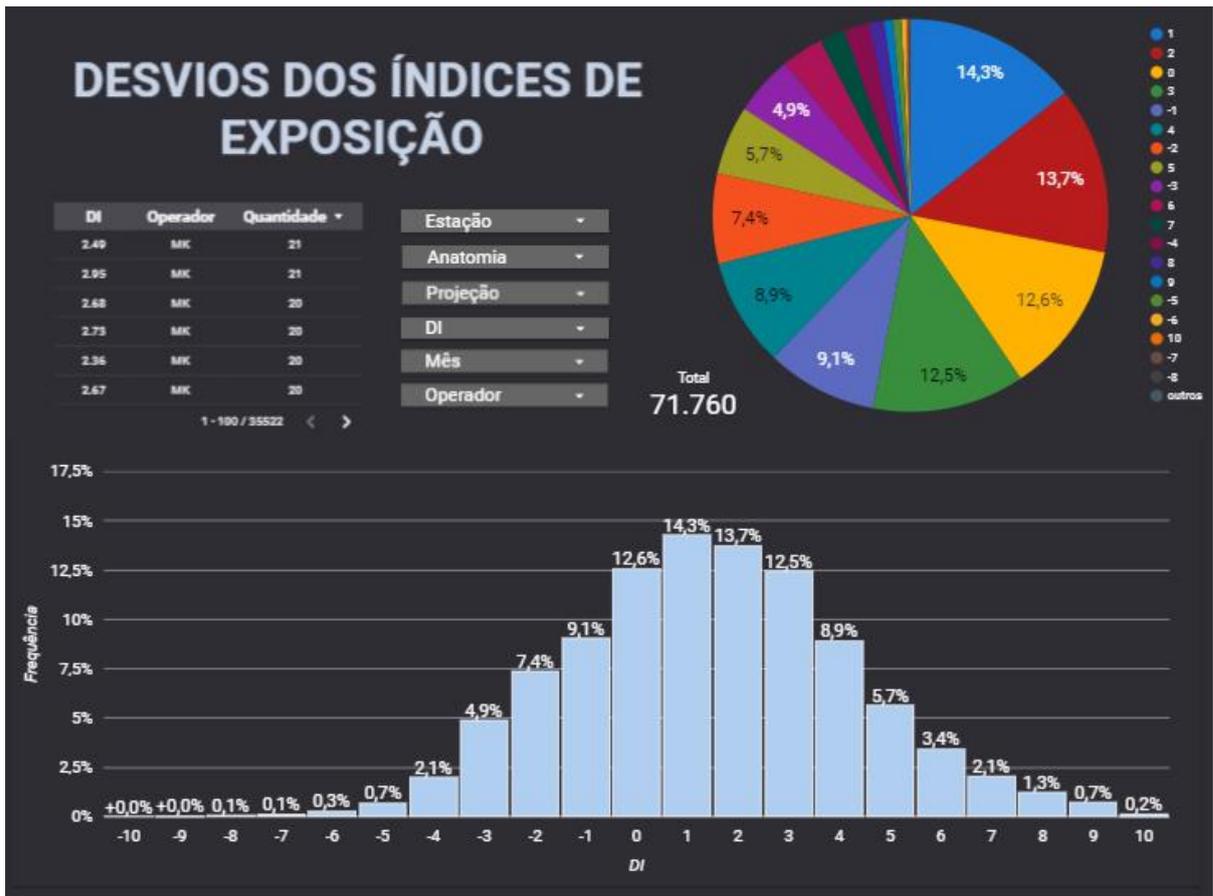


Figura 20 - Interface do painel interativo em que podemos avaliar os valores médios de DI.

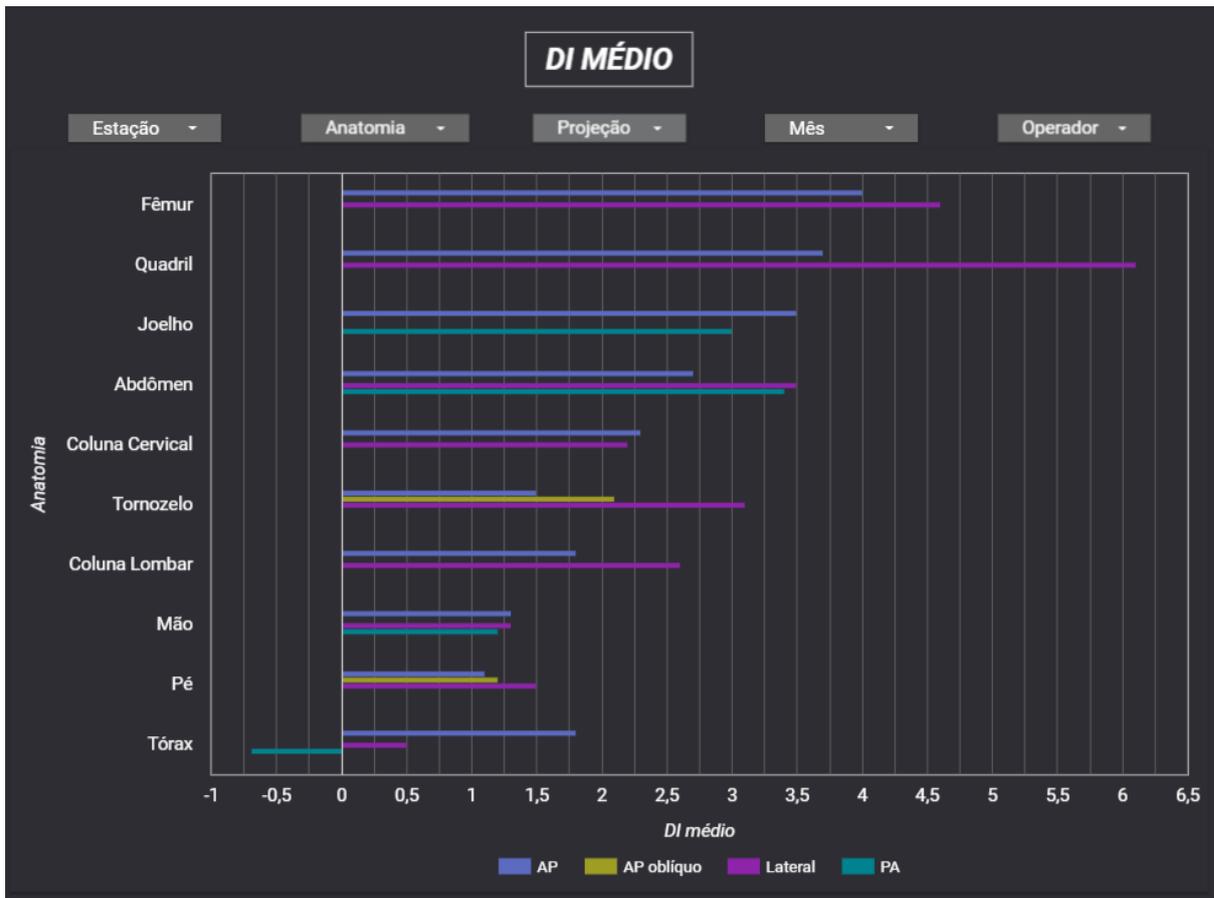


Figura 21 - Interface do painel interativo em que podemos gerar gráficos boxplot dos valores de DI.

