



**Faculdades de Enfermagem e
de Medicina Nova Esperança**
De olho no futuro

**ESCOLA DE ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA LTDA FACULDADE DE
ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA – FACENE**

LEANDERSON FABRÍCIO RODRIGUES

**AVALIAÇÃO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO EM
EQUIPAMENTOS DE RADIOGRAFIA DIGITAL (DR)**

JOÃO PESSOA

2022

LEANDERSON FABRÍCIO RODRIGUES

**AVALIAÇÃO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO EM
EQUIPAMENTOS DE RADIOGRAFIA DIGITAL (DR)**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à coordenação do Curso de Tecnologia em Radiologia da Faculdade Nova Esperança, como parte dos requisitos para obtenção de grau de Tecnólogo em Radiologia.

ORIENTADORA: Profa. Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda.

**JOÃO PESSOA
2022**

LEANDERSON FABRÍCIO RODRIGUES

**AVALIAÇÃO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO EM
EQUIPAMENTOS DE RADIOGRAFIA DIGITAL (DR)**

Artigo apresentado pelo aluno Leanderson Fabrício Rodrigues, do curso de Tecnologia em Radiologia da Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE, tendo obtido o conceito de _____, conforme a apreciação da banca examinadora constituída pelos professores:

Aprovado em: 02 de junho de 2022.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Isabelle Viviane Batista de Lacerda
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança - FACENE

Prof. Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança - FACENE

Profa. Dra. Claudia Patrícia Varela Valença
Faculdade de Enfermagem Nova Esperança - FACENE

R614a

Rodrigues, Leanderson Fabrício

Avaliação do controle automático de exposição em equipamentos de radiografia digital (DR) / Leanderson Fabrício Rodrigues. – João Pessoa, 2022.
23f.; il.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Isabelle Viviane Batista de Lacerda.
Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnólogo em Radiologia) – Faculdade Nova Esperança - FACENE

1. Controle de Qualidade. 2. Qualidade da Imagem. 3. Radiologia Digital. I. Título.

CDU: 615.849

Leanderson Fabrício Rodrigues^{*}
Isabelle Viviane Batista de Lacerda^{2*}

AVALIAÇÃO DO CONTROLE AUTOMÁTICO DE EXPOSIÇÃO EM EQUIPAMENTOS DE RADIOGRAFIA DIGITAL (DR)

EVALUATION OF AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL IN DIGITAL RADIOGRAPHY EQUIPMENTS (DR)

RESUMO

Devido ao avanço tecnológico nas práticas do radiodiagnóstico houve uma crescente no número de exames que se utilizam de raios x. Para que a dose de radiação nos pacientes, que utilizam esses métodos para fins de diagnóstico médico seja reduzida, é necessário a realização de testes de controle de qualidade dos receptores de imagens radiográficas. Sendo assim, o objetivo desse trabalho foi avaliar o desempenho do Controle Automático de Exposição (CAE) de um aparelho de radiografia digital, RADREX-I, da TOSHIBA, pertencente a Clínica Escola Nova Esperança (Unidade II), em João Pessoa/PB. O dispositivo foi analisado por meio de testes estruturais (reprodutibilidade e compensação do CAE para diferentes espessuras) e de qualidade da imagem (uniformidade, resolução espacial e curva contraste-detalhe), para diferentes valores de tensão elétrica (75, 80 e 85 kVp). Para a realização dos testes, dentre outros instrumentos, foi necessário criar um *phantom* específico de contraste-detalhe no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN), situado em Recife/PE, no Instituto Federal de Pernambuco (IFPE). A análise das imagens radiográficas obtidas foi realizada por meio do *software* ImageJ. Por fim, os dados coletados foram avaliados utilizando como base os parâmetros de tolerância e restrição estabelecidos pela Instrução Normativa - nº 90, de 27 de maio de 2021. Em todos os testes, o CAE do equipamento de raios X digital, o qual foi analisado, mostrou possuir bom desempenho mediante os resultados obtidos por cada teste de controle de qualidade, fornecendo imagens radiográficas de boa qualidade para diagnóstico médico de modo otimizado.

PALAVRAS-CHAVE: Controle de qualidade. Qualidade da imagem.
Radiologia digital.

^{1*} Graduando do Curso de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Nova Esperança, João Pessoa, Paraíba, Brasil.

E-mail: leandersonfabricio20@gmail.com

^{2*} Professora e Doutora do Curso de Tecnologia em Radiologia das Faculdades Nova Esperança, João Pessoa, Paraíba, Brasil. E-mail: isabelle.lacerda@facene.com.br

ABSTRACT

Due to technological advances in radiodiagnostic practices, there has been an increase in the number of exams that use ionizing radiation. In order to reduce the radiation exposure of patients who use these methods for medical diagnosis, it is necessary to perform quality control tests on radiographic image receptors. Thus, the objective of this study was to evaluate the performance of the Automatic Exposure Control (AEC) of a digital x-ray machine belonging to Clínica Escola Nova Esperança (Unit II), in João Pessoa/PB. The device was analyzed using structural tests (reproducibility and compensation of the AEC for different thicknesses) and image quality tests (uniformity, spatial resolution and contrast-detail curve), with different electrical voltage values (75, 80 and 85 kVp). To perform the tests, among other instruments, it was necessary to create a specific contrast-detail phantom in the Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN), located in Recife/PE, at the Instituto Federal de Pernambuco (IFPE). The analysis of the obtained radiographic images was performed using ImageJ software. Finally, the collected data were evaluated using the tolerance and restriction parameters established by the Normative Instruction (IN) No. 91, of May 27, 2021. In all tests, the AEC of the x-ray equipment studied showed good performance to provide radiographic images for medical diagnosis optimally.

KEYWORDS: Quality control. Image quality. Digital radiology.

INTRODUÇÃO

O aumento gradativo do uso das radiações ionizantes impulsionadas por decorrência do avanço tecnológico incentivou tanto as organizações nacionais como também as internacionais a estabelecerem métodos para a segurança e proteção dos indivíduos e do meio externo. Isto por consequência de seus efeitos danosos, que podem ser gerados por seu uso excessivo ou acidental advindo de métodos utilizados durante exposições para fins de diagnóstico médico^[1]. Desse modo, a exposição aos raios X com finalidade de diagnóstico de patologias, tem sido considerada uma questão de saúde pública pela Organização Mundial da Saúde^[2], representando 14% da dose recebida pela população mundial em um ano^[3].

A Resolução de Diretoria Colegiada (RDC) n° 611, em seu artigo 44, aborda fatores que influenciam na utilização da radiação no radiodiagnóstico de forma segura^[4], seguindo a publicação 60 da *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*, de 1990, que estabeleceu três princípios básicos da radioproteção: justificação, otimização e limitação de dose^[5]. O princípio da justificação estabelece que nenhuma prática deve ser realizada a não ser que produza benefícios suficientes para compensar o detrimento correspondente aos indivíduos expostos ou à sociedade, tendo-se em conta fatores sociais, econômicos e outros pertinentes. O princípio da otimização, por sua vez, estabelece que a exposição à radiação ionizante deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições acidentais mantenham-se tão baixas quanto possam ser razoavelmente exequíveis, considerando os fatores econômicos e sociais envolvidos. Por último, o princípio da limitação de dose define que a exposição dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs) deve ser restringida de tal modo que não exceda os valores especificados^[6]. Para pacientes, mesmo sem valores definidos, sua exposição à radiação deverá ser a menor possível.

Dentre esses princípios, a otimização da dose nos procedimentos em radiodiagnóstico é essencial para a segurança do paciente. Além das boas práticas que devem ser adotadas pelos profissionais para a otimização da dose de radiação ionizante recebida pelos pacientes nestes procedimentos, alguns equipamentos possuem o Controle Automático de Exposição (CAE). Esse, que por meio de detectores de radiação, controla o

índice de exposição para cada exame radiográfico a partir de uma quantidade de exposição pré-definida, considerada ideal^[7].

A utilização do CAE é fundamental para gerar a exposição correta para cada estrutura a ser estudada, reduzindo repetição de exame e, conseqüentemente, a dose recebida pelo paciente. Entretanto, uma vez que os parâmetros para esta exposição são pré-definidos pelos fabricantes de equipamentos, é necessário a avaliação dos mesmos a fim de certificar que o princípio da otimização está sendo executado, fornecendo uma menor dose ao paciente e garantindo a qualidade da imagem para o radiodiagnóstico^[7]. Desse modo, o objetivo deste trabalho foi avaliar o desempenho do CAE durante seu uso para aquisição das imagens radiográficas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para este trabalho foram utilizados os seguintes materiais pertencentes a Clínica Escola Nova Esperança (Unidade II), em João Pessoa/PB.

- 1 placa de cobre de 1 mm, 20 x 20 cm;
- 2 instrumentos de testes do tipo: 1 padrão estrela ,1 padrão de barras;
- 10 placas de latão de 0,5 mm, 20 x 20 cm;
- Câmara de ionização, do modelo 10X5-6, da marca RADCAL CORPORATION;
- *Phantom* específico de contraste-detalhe;
- Raios x digital indireto, RADREX-I, da TOSHIBA;
- *Software* ImageJ para análise das imagens radiográficas;
- Trena.

Este trabalho foi realizado no setor de radiodiagnóstico pertencente a Clínica Escola Nova Esperança (Unidade II), em João Pessoa/PB. Inicialmente, foram realizados testes de desempenho do CAE. Estes asseguraram o funcionamento adequado do equipamento de raios X e a produção de imagem de boa qualidade para o radiodiagnóstico. Os testes que foram realizados são divididos em: estruturais (reprodutibilidade e compensação do CAE para diferentes espessuras) e de qualidade da imagem (uniformidade, resolução espacial e curva contraste-detalhe), sendo necessária a construção de um *phantom* específico de contraste-detalhe. Este foi impresso resina em impressora 3D,

Elegoo Mars 2P, com altura de camada de 0,05 mm. Os fatores de exposição utilizados foram referentes aos de abdômen agudo com acionamento do CAE, também foram utilizado três valores de tensões elétricas distintos (75, 80 e 85 kVp), exceto para o teste de reprodutibilidade, o qual utilizou-se dos fatores pré-estabelecidos pelo equipamento (500 mA, 0,010 s e 80 kVp).

- **Reprodutibilidade do CAE**

Tem como objetivo avaliar a constância do CAE, sua periodicidade é anual ou após reparos. Sua tolerância é de $\leq 10\%$ e sua restrição corresponde a $> 20\%$. Tais parâmetros são estabelecidos pela Instrução Normativa (IN) nº 90, de 27 de maio de 2021^[8]. Os instrumentos utilizados nesse teste foram câmara de ionização, uma placa de cobre e trena. Para a sua realização foi selecionado um valor de tensão de 80 kVp, 500 mA e 0,010s, fatores que são normalmente utilizados na incidência de abdômen agudo com acionamento da CAE. Posteriormente, foi posicionada a placa sobre a mesa, de modo a cobrir o sensor do sistema automático de exposição, e posicionado o tubo de raios X a uma distância fixa de 100 cm. Neste experimento, a câmara de ionização foi posicionada a 20 cm da mesa. Foram feitas oito exposições. O valor máximo ($L_{m\acute{a}x}$) e o valor mínimo ($L_{m\grave{m}n}$) obtidos foram escolhidos e assim calculada a reprodutibilidade, de acordo com a Equação 1.

$$R (\%) = 100 \cdot \frac{L_{m\acute{a}x} - L_{m\grave{m}n}}{L_{m\acute{a}x} + L_{m\grave{m}n} / 2} \quad (1)$$

Onde:

R (%) = Reprodutibilidade, em mR;

$L_{m\acute{a}x}$ = Leitura máxima, em mR;

$L_{m\grave{m}n}$ = Leitura mínima, em mR.

- **Compensação do CAE para diferentes espessuras**

Tem como objeto verificar a compensação dos parâmetros de exposição para diferentes espessuras anatômicas. Trata-se de um teste de aceitação, anual ou após reparos. Sua tolerância é de $\leq 20\%$ e restrição $> 40\%$ ^[8]. Os instrumentos utilizados foram 10 placas

de latão de 0,5 mm e câmara de ionização. Neste experimento foram utilizadas as distâncias de 100 cm do tubo de raios X para o receptor de imagem e de 20 cm da câmara de ionização para a mesa. Para esse teste, foi utilizado como referência a incidência de abdômen agudo. Desde modo, com acionamento do CAE, foram escolhidos três valores de tensão elétrica: 75, 80, 85 kVp. Em seguida, foram realizadas combinações com as dez placas de latão (1, 2, 3, 4 e 5 mm) e três valores de tensão (75, 80 e 85 kVp). Para cada combinação (valor de tensão e espessura da placa), foram efetuadas três exposições e anotado cada valor de produto corrente-tempo e de leitura obtida na câmara de ionização. No total foram realizadas 45 leituras. Por fim, para cada uma das tensões elétricas e cada uma das espessuras de placa, calculou-se o produto corrente-tempo médio ($mAs_{médio}$) e a leitura média ($L_{médio}$). Foram calculadas as raízes quadradas para cada uma dessas variáveis. Como a relação entre espessura e raiz quadrada dessas variáveis é linear, as razões obtidas para cada espessura quando utilizada um mesmo valor de tensão elétrica deve ser próximo. Essa razão foi utilizada na avaliação da compensação do CAE. Para cada valor de tensão elétrica selecionou-se o valor máximo ($L_{máx}$ e $mAs_{máx}$) e o valor mínimo ($L_{mín}$ e $mAs_{mín}$), entre os valores de razão obtidos anteriormente e assim calculados, de acordo com a Equação 2.

$$R (\%) = 100 \cdot \frac{mAs_{máx} - mAs_{mín}}{mAs_{máx} + mAs_{mín}/2} \quad (2)$$

Onde:

R (%) = Reprodutibilidade, em porcentagem;

$mAs_{máx}$ = Produto corrente-tempo máximo, em mAs (ou $L_{máx}$, em mR);

$mAs_{mín}$ = Produto corrente-tempo mínimo, em mAs (ou $L_{mín}$, em mR).

Para a análise da dispersão entre os valores de razões obtidos foram calculados também os respectivos desvios padrões e coeficientes de variação.

- Uniformidade

Trata-se de um teste semestral e tem como objetivo garantir que a imagem esteja uniforme em relação ao nível do sinal e o ruído. Sua tolerância é de $\geq 10\%$ e sua restrição é

de $> 20\%$ ^[8]. Para a sua realização foi utilizada uma placa de cobre de 1 mm e a análise dos dados obtidos (média dos tons de cinza) se deu a partir da definição de cinco regiões de interesse (ROI) na imagem radiográfica avaliada utilizando o *software* ImageJ. O valor da uniformidade foi obtido utilizando a Equação 3.

$$E(\%) = 100 \times \frac{|T_1 - T_3| + |T_2 - T_3| + |T_4 - T_3| + |T_5 - T_3|}{4 \times T_3} \quad (3)$$

Onde:

E = Uniformidade, em porcentagem;

T₁ = ROI definido no canto esquerdo superior da imagem;

T₂ = ROI definido no canto direito superior da imagem;

T₃ = ROI definido no centro da imagem;

T₄ = ROI definido no canto esquerdo inferior da imagem;

T₅ = ROI definido no canto direito inferior da imagem.

Ainda nesta imagem, foram calculadas a média e o desvio padrão dos tons de cinzas obtidos por meio do histograma.

- Resolução espacial

Trata-se de um teste para avaliar a nitidez da imagem radiográfica e correlacioná-la com o menor objeto possível que pode ser identificado. Sua tolerância é de $\geq 2,5$ pl/mm e sua restrição é de $< 1,5$ pl/mm^[8]. Os instrumentos utilizados para este teste foram: uma placa de cobre de 1 mm posicionada sobre a mesa de imagem e instrumentos de testes de controle de qualidade da imagem radiográfica do tipo padrão de barras e padrão-estrela, que foram posicionados sobre a placa de cobre. Nesse experimento, utilizou-se uma distância foco-objeto de 100 cm e os fatores de exposição de abdômen agudo com acionamento do CAE (500 mA e 0,010 s) e três valores de tensão elétrica (75, 80 e 85 kVp).

As análises das imagens foram realizadas utilizando o *software* ImageJ. A partir de seus recursos, analisou-se o padrão de barras e o padrão-estrela. A análise do padrão de barras deu-se por meio de inspeção visual, de modo que conseguisse distinguir o menor

conjunto de pares de linha dentre os apresentados. O valor de resolução espacial é consequência dessa análise qualitativa. Já no padrão-estrela, foram traçadas duas linhas cruzando o isocentro do instrumento teste até o ponto em que fosse possível distinguir visualmente uma linha e um espaço de igual largura (par de linha). Para obtenção da largura da linha, o valor do diâmetro foi dividido por dois e o valor deste raio foi aplicado na Equação 4. Essa equação é baseada na expressão matemática do arco da circunferência. Posteriormente, para determinação da resolução espacial, foi utilizada a Equação 5. Por fim, foi calculada a média obtida entre esses valores. Isto foi repetido para três valores de tensão elétrica (75, 80 e 85 kVp).

$$l = \frac{\pi \cdot r \cdot \alpha}{180} \quad (4)$$

Onde:

l = Comprimento da circunferência em medida linear;

r = Raio da circunferência;

$\pi = 3,14$;

α = Medida angular.

$$RE(pl/mm) = \frac{1}{2 \cdot l} \quad (5)$$

Onde:

RE = Resolução espacial

l = Comprimento da circunferência em medida linear.

Os valores obtidos utilizando o padrão de barras e o padrão-estrela foram posteriormente comparados a IN n° 90^[8] e ao manual do equipamento de raios x digital indireto, RADREX-I, da TOSHIBA.

- Curva contraste-detalhe (CCD)

A curva contraste-detalhe é um método visual e quantitativo que relaciona a resolução de contraste e a resolução espacial na imagem digital. Para a realização desse

teste, foi utilizado o *phantom* de contraste-detalhe. Este foi posicionado na mesa de exames sobre uma placa de cobre de 1 mm a uma distância de 100 cm do tubo de raios X. Foram realizadas três exposições (variando-se os valores de tensão elétrica entre 75, 80 e 85 kVp) utilizando os parâmetros de exposição de abdômen agudo com o acionamento do CAE.

Para construção da curva contraste-detalhe, foi utilizado o *software* ImageJ na análise das imagens radiográficas. Para cada uma delas, foram definidas regiões de interesse (ROI – *region of interest*) nas menores esferas visíveis para cada limiar de contraste e determinado o tom cinza médio para cada uma delas. Esse mesmo ROI foi utilizado para calcular os tons de cinzas médios em região de fundo (BG – *background*) próxima do local anteriormente analisado no *phantom*. Para o calcular o contraste, o valor de tons de cinza médios dos orifícios foi subtraído pelo valor do BG. Posteriormente, esses valores foram colocados em percentual.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

- **Testes estruturais**
- Reprodutibilidade do CAE

Para o teste de reprodutibilidade foram obtidas oito leituras com a câmara de ionização usando parâmetros de exposição destinado para o exame de rotina de abdômen agudo. Estes são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. Exposições obtidas para cada valor de leitura.

Leitura	Exposição (em mR)
1	44,74
2	44,82
3	44,76
4	44,84
5	44,57
6	44,82
7	44,72
8	44,63

Fonte: Autor (2022).

Dentre os valores coletados para a determinação da reprodutibilidade foram utilizados as leituras mínimas e máximas (44,57 mR e 44,84 mR, respectivamente). Estes foram aplicados na Equação 1. O resultado obtido foi de 6%, isso mostra que o equipamento de raios X utilizado neste estudo está dentro dos níveis de tolerância ($\leq 10\%$), estabelecidos pela IN n° 90^[8].

- Compensação do CAE para diferentes espessuras

Neste teste foram realizadas 45 leituras, variando a tensão elétrica (75, 80 e 85 kVp) para cada espessura selecionada de latão (1, 2, 3, 4 e 5 cm). A média dos produtos corrente-tempo ($mAs_{médio}$) e média das leituras das exposições ($L_{médio}$) para cada tensão e espessura de latão são apresentados nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2. Valores médios de produtos corrente-tempo obtidos para cada valor de espessura em função da variação da tensão elétrica.

Espessura (mm)	75 kVp	80 kVp	85 kVp
	mAs _{médio}		
1	3,0	2,0	1,5
2	10,5	5,5	4,0
3	26,0	12,0	9,0
4	52,0	20,5	17,5
5	90,5	30,0	29,5

Fonte: Autor (2022).

Tabela 3. Valores médios de exposição obtidos para cada valor de espessura em função da variação da tensão elétrica.

Espessura (mm)	75 kVp	80 kVp	85 kVp
	L _{médio}		
1	28,27	21,46	18,96
2	100,57	62,39	49,96
3	255,33	133,30	111,10
4	526,87	234,23	214,33
5	926,43	348,50	371,00

Fonte: Autor (2022).

Mediante os dados coletados e demonstrados nas Tabelas 2 e 3, em cada uma das tensões elétricas estudadas, o CAE do equipamento de raios X utilizado estabelece meios de compensação para diferentes espessuras. Isso é observado uma vez que com o aumento da tensão elétrica é ajustado, os valores de produto corrente-tempo e o valor da exposição utilizados. Esta compensação ajusta a dose que será recebida pelo paciente no exame radiográfico, sendo a relação mais adequada que o equipamento encontra entre os seus parâmetros para obtenção de imagens de melhor qualidade para diagnóstico médico.

Para avaliação da linearidade entre os valores obtidos para cada tensão elétrica foram calculadas as raízes quadradas das médias dos produtos corrente-tempo (mAsR) e das exposições (LeituraR) e, posteriormente, cada uma das espessuras foram divididos pelos valores de mAsR e LeituraR correspondente.

Nas Tabelas 4 e 5 são apresentadas as raízes quadradas das médias dos produtos corrente-tempo e das exposições para as tensões elétricas de 75, 80 e 85 kVp, além dos valores obtidos após as normalizações. Estes valores normalizados (Esp/mAsR e Esp/LeituraR) são semelhantes e foram utilizados na análise da compensação do CAE, uma vez que a relação entre espessura e as raízes do produto corrente tempo e exposição é linear. Essa relação é apresentada nas Figuras 1 e 2.

Tabela 4. Valores referentes as raízes quadradas da média do produto corrente-tempo e a normalização deste valor com a espessura para as tensões de 75, 80 e 85 kVp.

Espessura (mm)	75 kVp		80 kVp		85 kVp	
	mAsR	Esp/mAsR	mAsR	Esp/mAsR	mAsR	Esp/mAsR
1	1,73	0,58	1,41	0,71	1,22	0,82
2	3,24	0,62	2,35	0,85	2,00	1,00
3	5,10	0,59	3,46	0,87	3,00	1,00
4	7,21	0,55	4,53	0,88	4,18	0,96
5	9,51	0,53	5,48	0,91	5,43	0,92

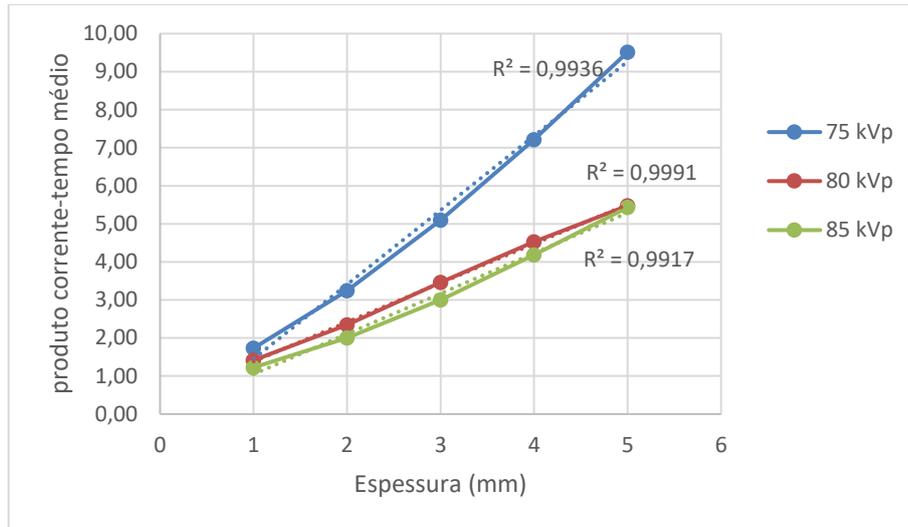
Fonte: Autor (2022).

Tabela 5. Valores referentes as raízes quadradas da média da exposição e a normalização deste valor com a espessura para as tensões de 75, 80 e 85 kVp.

Espessura (mm)	75 kVp		80 kVp		85 kVp	
	LeituraR	Esp/LeituraR	LeituraR	Esp/LeituraR	LeituraR	Esp/LeituraR
1	5,32	0,19	4,63	0,22	4,35	0,23
2	10,03	0,20	7,90	0,25	7,07	0,28
3	15,98	0,19	11,55	0,26	10,54	0,28
4	22,95	0,17	15,30	0,26	14,64	0,27
5	30,44	0,16	18,67	0,27	19,26	0,26

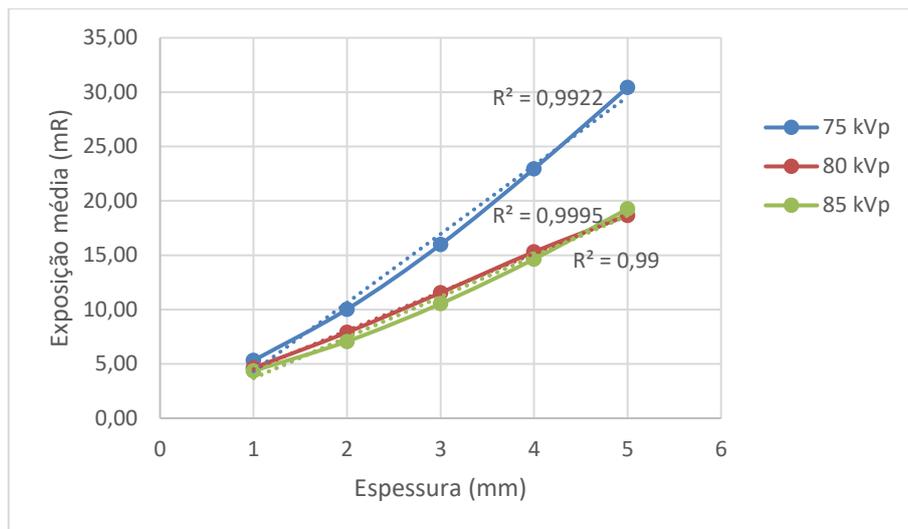
Fonte: Autor (2022).

Figura 1. Correlação entre a média do produto corrente-tempo e a espessura.



Fonte: Autor (2022).

Figura 2. Correlação entre a média das leituras e espessura.



Fonte: Autor (2022).

As figuras 1 e 2 acima mostram a compensação do CAE variando-se espessura da estrutura irradiada. Tanto em relação ao produto corrente-tempo quanto para a exposição o aumento é maior na tensão de 75 kVp. Isso se justifica pelo feixe de raios X possuir menor penetrabilidade, sendo necessária maior quantidade de fótons para obtenção de uma imagem com qualidade adequada para diagnóstico. Em relação ao R^2 , tanto para o produto corrente-tempo quanto para a exposição a curva da tensão elétrica de 80 kVp se mostra

mais linear, provavelmente por isso que esta é a tensão elétrica padrão no equipamento para o estudo radiográfico escolhido.

Na Tabela 6 são apresentados os valores referentes a compensação do CAE para as espessuras utilizadas nas tensões elétricas 75, 80 e 85 kVp (tanto para o produto corrente-tempo quanto para a exposição), além da média, desvio padrão (DP) e coeficiente de variância (CV) das medições.

Tabela 6. Compensação do CAE e média, desvio padrão e coeficiente de variância das medições.

Tensão (kVp)	Produto corrente-tempo (mAs)				Exposição (mR)			
	R (%)	Média	DP	CV (%)	R (%)	Média	DP	CV (%)
75	16,04	0,58	0,03	6	19,33	0,19	0,01	7
80	25,40	0,87	0,08	9	21,49	0,26	0,02	8
85	20,20	0,96	0,08	8	21,37	0,27	0,02	8

Fonte: Autor (2022).

O CAE tem por objetivo otimizar a exposição da radiação independentemente da estrutura que esteja sendo irradiada. Desse modo, controla automaticamente a quantidade de radiação necessária para a formação de uma imagem de diagnóstico adequada. Neste experimento foi visto que está dentro dos níveis de tolerância ($\leq 20\%$) para a tensão elétrica de 75 kVp e de restrição ($> 40\%$) para as tensões elétricas de 80 e 85 kVp, de acordo com a IN n° 90^[8].

- **Qualidade da imagem radiográfica**
- Uniformidade

A avaliação da homogeneidade das três imagens radiográficas adquiridas utilizando as tensões elétricas de 75, 80 e 85 kVp foi realizada utilizando o *software* ImageJ. Na Tabela 7 são apresentados os dados coletados referentes as cinco ROIs para cada valor de tensão elétrica aplicado. As ROIs definidas para cada uma das imagens tiveram 173,75, 168,83 e 170,50 mm² de área.

Tabela 7. Tons de cinza médio obtidos em diferentes ROIs para as tensões elétricas utilizadas no experimento.

ROI	Tons de cinza médio		
	75 kVp	80 kVp	85 kVp
1	3125,905	3371,012	3293,324
2	3118,099	3365,154	3285,173
3	3139,110	3375,354	3290,535
4	3164,217	3389,524	3303,863
5	3159,891	3395,812	3309,320

Fonte: Autor (2022).

O histograma para cada uma das imagens estudadas foi gerado a partir de um ROI (de 465 x 465 mm) posicionado no centro das imagens. A Tabela 8 apresenta a média dos tons de cinza e o respectivo desvio padrão para cada uma delas.

Tabela 8. Correlação entre os valores de tensão elétrica, média dos tons de cinza e seu respectivo desvio padrão.

Tensão elétrica (kVp)	Média dos tons de cinza	Desvio padrão
75	3139, 91	25, 74
80	3377, 17	20, 56
85	3292, 17	14, 26

Fonte: Autor (2022).

Por meio dos valores coletados, utilizou-se da Equação 3 para quantificar o valor da uniformidade. Os resultados obtidos foram 0,64, 0,36 e 0,31% para as imagens obtidas utilizando as tensões elétricas de 75, 80 e 85 kVp, respectivamente. Portanto, neste teste nota-se que o nível de homogeneidade da imagem radiográfica oferecida pelo CAE, para diferentes tensões elétricas estão dentro dos níveis de tolerância ($\geq 10\%$), estabelecidos pela IN n° 90^[8].

- Resolução espacial

No teste de resolução espacial foram analisadas as imagens radiográficas obtidas utilizando o padrão de barras e o padrão estrela utilizando o *software* ImageJ. As resoluções espaciais obtidas para equipamento de raios x utilizando o padrão de barras e o padrão estrela nas tensões elétricas estudadas (75, 80 e 85 kVp) estão apresentadas na Tabela 9. Para a obtenção desses valores relativos ao padrão estrela foram utilizadas as Equações 4 e 5.

Tabela 9. Correlação entre tensão elétrica e resoluções espaciais obtidas após análise de imagem radiográfico de padrão de barras e padrão estrela.

Tensão elétrica (kVp)	Resolução especial (pl/mm)	
	Padrão de barras	Padrão estrela
75	2,5	2,91
80	2,5	3,04
85	2,5	3,04

Fonte: Autor (2022).

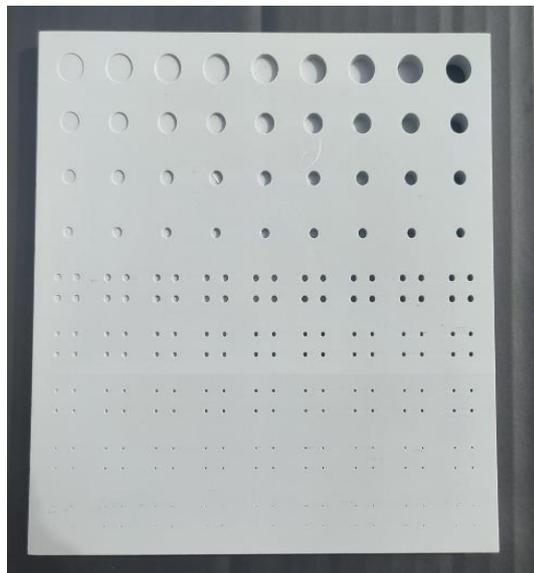
Estes valores foram comparados ao indicado no manual do equipamento de raios X estudado e ao estabelecido pela IN n° 90. No manual do equipamento é informado que o tamanho do pixel é de 139 μm , conseqüentemente a resolução espacial esperada para este equipamento é de 3,60 pl/mm. Quando comparado esse valor (3,60 pl/mm) aos descritos na Tabela 9, nota-se que para qualquer tensão elétrica escolhida a resolução espacial apresentada na imagem radiográfica será inferior ao informado no manual. Entretanto, quando esses mesmos dados são comparados aos estabelecidos pela IN n° 90 ($\geq 2,5$ pl mm de tolerância e $< 1,5$ pl/mm de restrição), enquadram-se dentro dos limites. Logo, mediante os resultados, o equipamento está adequado para proporcionar imagens radiográficas com uma boa resolução espacial.

- Curva contraste-detalle

Na construção da curva detalhe contraste utilizou-se um *phantom* específico (Figura 3) para a análise da relação entre a visualização da menor estrutura possível em

determinado nível de contraste. Na Tabela 10 são apresentados os dados obtidos variando-se a tensão elétrica entre 75, 80 e 85 kVp.

Figura 3. *Phantom* contraste-detalhe criado no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) pertencente ao Instituto Federal de Pernambuco (IFPE).



Fonte: Autor (2022).

Tabela 10. Valores referentes a análise do *phantom* contraste-detalhe nas tensões elétricas estudadas.

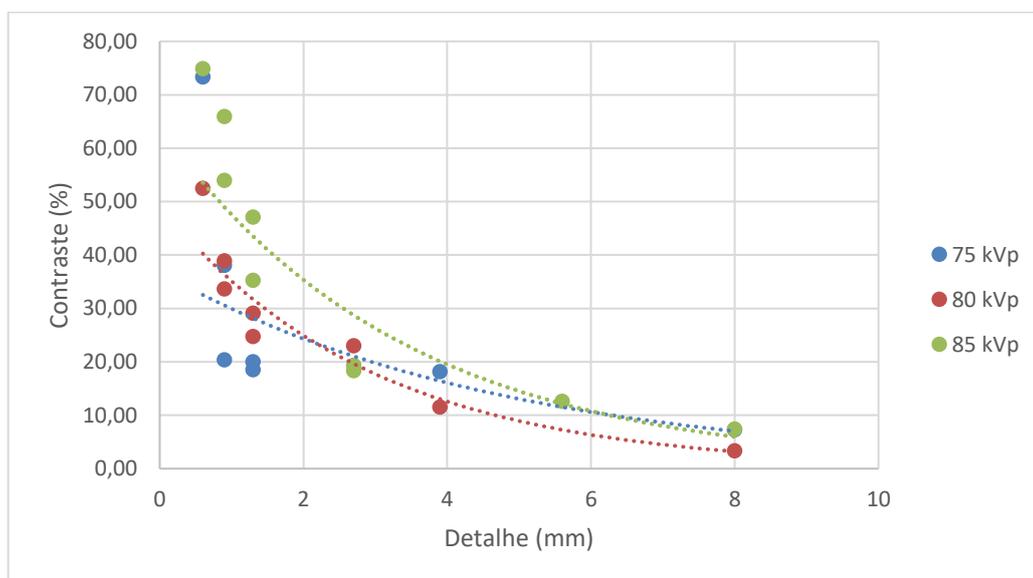
75 kVp		80 kVp		85 kVp	
Contraste (%)	Detalhe (mm)	Contraste (%)	Detalhe (mm)	Contraste (%)	Detalhe (mm)
73,31	0,6	52,49	0,6	74,88	0,6
38,04	0,9	38,88	0,9	65,89	0,9
20,35	0,9	33,65	0,9	53,94	0,9
20,01	1,3	29,08	1,3	47,09	1,3
18,51	1,3	24,74	1,3	35,25	1,3
18,15	3,9	22,99	2,7	19,37	2,7
7,25	8,0	11,53	3,9	18,33	2,7
		3,34	8	12,57	5,6
				7,37	8,0

Fonte: Autor (2022).

Neste experimento foi observado que para as tensões elétricas de 75 kVp e 85 kVp, exigem um contraste maior para a visualização de estruturas de 0,6 mm, enquanto a

imagens obtidas utilizando a tensão elétrica de 80 kVp exigem um contraste menor. Também foi visto que tensões elétricas menores permitem a visualização de menos tons de cinza em uma imagem, enquanto que o aumento da tensão elétrica resultará em uma escala com mais tons de cinza. Essa relação entre tensão elétrica e contraste é conhecida na radiologia como escala de cinzas curta e longa, respectivamente, e ocorre devido ao potencial de penetração do feixe⁹. Ainda na Tabela 10 pode-se observar que estruturas de 0,6 mm conseguem ser vistas em menores contraste na tensão elétrica de 80 kVp, sendo esse um valor de tensão adequado para a análise de pequenas estruturas. As curvas contraste-detalhe construídas utilizando os dados desta tabela para cada uma das tensões elétricas estudadas estão apresentadas na Figura 4.

Figura 4. Curvas contraste-detalhe para as tensões elétricas de 75, 80 e 85 kVp



Fonte: Autor (2022).

Analisando as curvas detalha-contraste a partir das linhas de tendências, nota-se que para estruturas menores que 2 mm a tensão elétrica de 75 kVp permite-se a visualização das estruturas com menor. Isso aconteceu para todas, exceto a de tamanho 0,6 mm que pôde ser vista na imagem radiográfica gerada com 80 kVp em uma região com 52,49% de contraste.

Apesar da curva contraste-detalhe obtida com 75 kVp ter se mostrado mais adequada em relação estruturas menores que 2 mm, quando observada a tendência da curva inteiramente, percebe-se que para estruturas de tamanhos maiores, a tensão elétrica de 80 kVp passa a ser a mais adequada.

CONCLUSÃO

Para que um equipamento possa fornecer o que o fabricante determina, testes de controle de qualidade devem ser feitos para certificar-se de que suas funções estão dentro dos parâmetros adequados para um bom funcionamento. Esses testes podem ser diários, mensais ou anuais e com o seu desempenho adequado é possível melhorar a qualidade da imagem e reduzir a dose recebida pelos pacientes, uma vez que pode haver uma diminuição significativa da repetição de imagens. Além disso, por meio das escolhas mais apropriadas para os parâmetros técnicos também há a possibilidade de otimização da dose necessária para cada exame.

Para avaliação do CAE do equipamento de raios X pertencente a Clínica Escola Nova Esperança (Unidade II), em João Pessoa/PB, foram feitos testes estruturais (reprodutibilidade e compensação do CAE para diferentes espessuras) e de qualidade da imagem (uniformidade, resolução espacial e curva contraste-detalle). Os resultados coletados para cada teste foram comparados a IN n° 90, de 27 de maio de 2021.

Por meio do teste de reprodutibilidade do CAE foi comprovado que o CAE está dentro dos parâmetros de funcionamento trazidos pela IN n° 90. Isto resulta em uma constância nos valores das exposições obtidos. Para o teste de compensação do CAE para diferentes espessuras, observou-se a linearidade do equipamento quanto aos seus valores de produto corrente-tempo (mAs) e exposição (mR). Sendo assim, o equipamento avaliado está fazendo a compensação para que se obtenha imagens radiográficas de modo otimizado para espessuras de valores distintos, estando conforme o estabelecido pela IN n° 90.

Para os testes de qualidade da imagem, conclui-se que os resultados obtidos mediante testes de uniformidade, resolução espacial e curva contraste-detalle demonstram que o CAE está de acordo com os limites de tolerância e restrição descritos na IN n° 90. Deste modo, o equipamento analisado demonstrou bom desempenho em seus resultados, podendo executar sua função de maneira adequada, oferecendo imagens para fins de diagnóstico médico de boa qualidade e de modo otimizado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. PIRES, M. M. D, et al. Utilização de sulfato de bário como constituinte de concreto para blindagem de salas de radiologia. Revista Matéria. Pelotas, Brasil. v. 26, p. 1-13, 2021.
2. RIBEIRO, P. F. Análise dos parâmetros técnicos aplicados a radiografias de tórax em crianças de 0 a 2 anos, em um hospital infantil. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Departamento Acadêmico De Física Curso De Tecnologia Em Radiologia. Curitiba, Brasil. 2016.
3. IAEA: International Atomic Energy Agency. Radiation Protection in Paediatric Radiology - Safety Reports Series. Viena: IAEA, 2012.
4. BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução da Diretoria Colegiada – RDC nº 611, 9 de março de 2022. p.107. 2022.
5. ICRP: Recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica. Publicação 60. Oxford. v. 21, p. 1-3. 1990-1991.
6. NAVARRO, M. V. T. et al. Controle de riscos à saúde em radiodiagnóstico: uma perspectiva histórica. Revista História, Ciências, Saúde, Rio de Janeiro, v.15, p.1039-1047, 2008.
7. SILVA, A. M. M., FRONER, A. P. P., SOUZA, G. S. Doses em tomografia computadorizada de crânio: impacto do uso do controle automático de exposição. Revista Brasileira de Física Médica. Porto Alegre, BRASIL. v.11, p.21-24, 2017.
8. BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Instrução Normativa – IN Nº 90. p.150, 27 de março de 2021.
9. BUSHONG. S. C. Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção. 9ed. 2010.