

## Estudo da razão contraste-ruído em sistema CR para mamografia utilizando diferentes tensões de pico e combinações alvo/filtro

### *Contrast to noise-ratio study in CR system for mammography using different peak voltages and target/filter combinations*

Luciana Batista Nogueira<sup>1\*</sup>, Brunna Larissa Santana Silva<sup>2</sup>, Flávia Adriana dos Reis Silva<sup>3</sup>,  
Leandro de Abreu Vieira<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Graduada pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, Doutora em Ciências Técnicas Nucleares pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG); <sup>2</sup>Graduada pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais; <sup>3</sup>Graduada pelo Curso de Tecnologia em Radiologia do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais; <sup>4</sup>Bacharelado em Física pela UFMG, Mestre em Física pela UFMG

#### Resumo

**Introdução:** a mamografia é o exame padrão ouro para o diagnóstico de patologias mamárias, permitindo o rastreamento e o diagnóstico precoce do câncer de mama. Em 2015, foi elaborado pela *European Federation of Organizations for Medical Physics* (EFOMP) um protocolo internacional para testes de controle de qualidade em equipamentos. **Objetivo:** o objetivo foi avaliar a qualidade da imagem mamográfica de um sistema de radiografia computadorizada (CR) para mamografia, por meio do teste de razão contraste-ruído (CNR) e CNR relativa (CNRrel), com tensões, combinações alvo/filtro e espessuras diferentes. **Metodologia:** a metodologia seguiu o protocolo EFOMP, utilização de mamógrafo com detector de imagem CR e placas de polimetilmetacrilato (PMMA). Os fatores de exposição foram de 25, 28 e 32 kV, com seleção do mA.s de acordo com espessura das placas de PMMA. As combinações alvo/filtro foram de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh. **Resultados:** concluiu-se que quanto menor a tensão, maior a CNR. Assim, as tensões de 25 kV a 28 kV apresentaram maior qualidade em nível de contraste da imagem, indicadas para mamas de menor densidade. Dessa forma, as espessuras menores das placas de PMMA geraram maior contraste na imagem, o que foi apresentado também nos resultados da CNRrel. A combinação de Mo/Mo, recomendada para mamas de menor densidade, também gerou maior contraste em relação aos outros alvos/filtros, reiterado no teste de CNRrel. Todos os valores de CNRrel medidos mostraram-se dentro dos valores limites esperados. **Conclusão:** pode-se observar com este estudo que mesmo diante de tensões e combinações alvo/filtro diferentes, a resposta da CNR foi proporcional à espessura do objeto irradiado para mamografia com sistema CR. **Palavras-chave:** Mamografia. Radiografia Computadorizada. Combinações alvo/filtro. Tensões de pico.

#### Abstract

**Introduction:** mammography is a gold standard radiological examination for the diagnosis of breast pathologies, allowing screening and early diagnosis of breast cancer. In 2015, researchers from the *European Federation of Organizations for Medical Physics* (EFOMP) prepared a protocol used internationally for quality control tests on equipment. **Objective:** the aim was to evaluate the quality of mammographic image of a computerized radiography system (CR) for mammography upon the contrast to noise-ratio (CNR) test and relative CNR (CNRrel), with peak voltages, target/filter combinations and different thicknesses. **Methodology:** the methodology followed the EFOMP protocol, use of a mammograph with CR image detector and polymethyl methacrylate (PMMA) plates. The exposure factors were 25, 28 and 32 kV, with selection of the mA.s according to the thickness of the PMMA plates. The target/filter combinations used were Mo/Mo, Mo/Rh, W/Rh. **Results:** it was concluded that the lower the peak voltage, the higher the CNR. Thus, the voltages from 25 kV to 28 kV presented higher quality in the contrast level of the image, indicated for lower density breasts. In this way, the smaller thicknesses of PMMA plates generated greater contrast in the image, also presented in the CNRrel results. The Mo/Mo combination, recommended for lower density breasts, also generated greater contrast in relation to the other targets/filters, reiterated in the CNRrel results. All measured CNRrel values were within the expected relative CNR limits. **Conclusion:** it can be observed with this study that even in the face of different peak voltages and target/filter combinations, the CNR response was proportional to the thickness of the irradiated object for mammography with CR system.

**Keywords:** Mammography. Computerized Radiography. Target/filter combinations. Peak voltages.

## INTRODUÇÃO

O monitoramento é a melhor ferramenta para garantia da qualidade de imagem em qualquer método de aquisição. Os exames de mamografia trabalham com tecidos de densidade muito semelhantes e dependem de um bom contraste da imagem para sua diferenciação <sup>1</sup>.

**Correspondente/Corresponding:** \*Luciana Batista Nogueira – Departamento de Anatomia e Imagem, Universidade Federal de Minas Gerais, 30130-100, Belo Horizonte, Minas Gerais – End: Av. Profº Alfredo Balena, 190, Santa Efigênia, Belo Horizonte, MG. – Tel: (31) 98812-8599 – E-mail: lucibn19@yahoo.com.br

No sistema de radiografia computadorizada (CR) para mamografia, utiliza-se para aquisição das imagens placas de cristais de cloreto de bário e flúor dopado, denominadas de *Imaging Plates* (IPs), utilizando o mesmo mamógrafo para geração de imagens mamográficas analógicas com sistema de filme-tela <sup>2,3</sup>.

Após a incidência de radiação ionizante sobre IP, este é lido por scanner para digitalização da imagem. Então a matriz da imagem, composta por pixels, é associada a distintos valores numéricos correspondentes a diferentes tons de cinza. Após digitalização da imagem, no processo de formação visualizado no monitor, esta pode sofrer alterações nas escalas de cinza, o que contribui para diferenciação do real contraste da imagem <sup>1</sup>.

Imagens mamográficas com provável patologia de malignidade são identificadas através do contraste e do nível de ruído presentes na região avaliada. A relação entre o contraste e o ruído em uma imagem mamográfica é denominada razão contraste-ruído (CNR), constituindo parâmetro de controle de qualidade da imagem <sup>4</sup>.

Como citado, a qualidade da imagem e o contraste na mamografia são influenciados pela qualidade do feixe de raios X, assim como pela espessura da mama <sup>5,3</sup>.

No intuito de promover melhoria na qualidade diagnóstica dos exames, foram desenvolvidos nacionalmente e internacionalmente diversos programas e protocolos específicos para o controle de qualidade em mamografia <sup>6</sup>.

Sabe-se que a capacidade diagnóstica obtida pela combinação entre equipamento e técnica influencia diretamente o diagnóstico clínico, possibilitando tanto laudos verossímeis ao estado do paciente, quanto falsos positivos. Essa margem pode implicar em prejuízos não somente econômicos, como também ao tratamento do paciente, aos dados estatísticos de saúde no país, além da exposição desnecessária do paciente à fonte de radiação ionizante <sup>7</sup>.

Dessa maneira, o objetivo deste estudo foi avaliar a qualidade da imagem mamográfica de um sistema de CR para mamografia, por meio de testes da razão contraste-ruído (CNR) e razão contraste-ruído relativa (CNRrel), com tensões de pico, combinações alvo/filtro e espessuras diferentes.

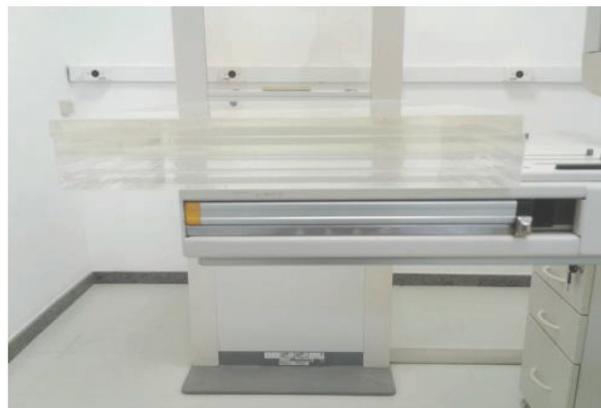
## METODOLOGIA

O estudo foi conduzido com uso de um mamógrafo da marca Siemens, modelo Mammomat, 300 NOVA; um receptor de imagem da marca *Carestream, Directview CR*; e placas de polimetilmetacrilato (PMMA), como simuladores de tecido mamário. Foi utilizado também um scanner *Directview CR 850 Carestream*, para leitura das imagens, e o programa computacional *Image J*, para manipulação dessas imagens. Os testes foram realizados no Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM), localizado no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), em Belo Horizonte, Minas Gerais.

A metodologia para o teste de razão contraste-ruído (CNR) seguiu o protocolo da EFOMP<sup>8</sup>. Dessa maneira, o

mamógrafo foi colocado em modo de controle semiautomático de exposição, para seleção das tensões de pico 25, 28 e 32 kV, com combinações alvo/filtro de Molibdênio/Molibdênio (Mo/Mo), Molibdênio/Ródio (Mo/Rh) e Tungstênio/Ródio (W/Rh) para cada tensão utilizada. Foi realizado um total de 15 irradiações para cada combinação alvo/filtro estudada. A seleção do produto da corrente pelo tempo de exposição (mA.s) foi realizada pelo controle automático de exposição (CAE) do mamógrafo, conforme a espessura das placas de PMMA, mantendo a compressão nas mesmas. As placas de PMMA utilizadas nas irradiações foram de espessuras de 20, 30, 40, 45 e 50 milímetros (mm), cada uma com 10 mm de espessura. Foi acrescentada entre a primeira e a segunda placa de PMMA uma película de alumínio (Al) nas dimensões de 20 x 20 mm e espessura de 1,2 mm, que foi mantida ao longo das demais irradiações com o objetivo de criar uma diferença de sinal. As placas de PMMA foram posicionadas a 6 centímetros (cm) de distância da borda da parede torácica. A Figura 1 mostra o conjunto das placas de PMMA posicionadas sobre o bucky mamográfico para as exposições.

**Figura 1** – Conjunto de placas de PMMA e receptor de imagem mamográfico CR.



Fonte: Autoria própria

As imagens geradas foram avaliadas com o software *Image J* e salvas sem quaisquer pré-processamentos no formato DICOM e *RAW DATA*. Nas imagens, as regiões de interesse do objeto (ROI) foram selecionadas em quatro ROIs periféricos e um ROI central, nas dimensões de 10 x 10 mm, para mensurar o valor médio do pixel ( $VMP_A$ ) e se obter a CNR, conforme a seguinte equação:

$$CNR = \frac{|VMP_A - VMP_B|}{\left(\frac{\sqrt{DP_A^2 + DP_B^2}}{2}\right)}$$

onde,  $VMP_A$  = Valor médio do pixel no ROI central,  $VMP_B$  = Valor médio do pixel nos ROIs periféricos,  $DP_A$  = Desvio padrão no ROI central e  $DP_B$  = Desvio padrão dos ROIs periféricos.

Os dados obtidos com a equação foram dispostos em tabelas para análise. Os resultados obtidos das CNRs foram avaliados através das CNRrels, que relacionam os valores de CNR de diferentes espessuras com os valores de CNR da espessura padrão de 50 mm, conforme equação:

$$CNR_{rel} = \frac{CNR_n}{CNR_{50}} \times 100 (\%)$$

onde,  $CNR_{rel}$  = valor da CNR relativa,  $CNR_n$  = valor da CNR da espessura  $n$  de PMMA e  $CNR_{50}$  = valor da CNR da espessura de 50 mm de PMMA. Estes foram comparados com os valores limites referentes a cada espessura de PMMA.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

As Tabelas 1, 2 e 3 mostram os valores obtidos da CNR para as tensões de 25, 28 e 32 kV, com combinações alvo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh, em cinco espessuras de placas de PMMA, de 20 a 50 mm para avaliação.

**Tabela 1** – Valores da CNR para alvo/filtro de Mo/Mo para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco espessuras de placas de PMMA.

Mo/Mo – 25 kV		Mo/Mo – 28 kV		Mo/Mo – 32 kV	
PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR
50	19,04	50	17,81	50	15,36
45	20,99	45	19,00	45	17,31
40	21,40	40	20,47	40	18,40
30	23,48	30	22,22	30	20,26
20	25,21	20	23,09	20	21,97
Média CNRs Desvio padrão	22,03±2,38		20,52±2,18		18,66±2,56

Fonte: Dados da pesquisa

**Tabela 2** – Valores de CNR para alvo/filtro de Mo/Rh para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco espessuras de placas de PMMA.

Mo/Rh – 25 kV		Mo/Rh – 28 kV		Mo/Rh – 32 kV	
PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR
50	16,78	50	16,61	50	15,02
45	18,14	45	17,78	45	16,47
40	19,03	40	18,40	40	17,57
30	20,43	30	19,75	30	19,25
20	21,98	20	20,84	20	20,02
Média CNRs Desvio padrão	19,27±2,01		18,67±1,65		17,66±2,02

Fonte: Dados da pesquisa

**Tabela 3** – Valores de CNR para alvo/filtro de W/Rh para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco espessuras de placas de PMMA.

W/Rh – 25 kV		W/Rh – 28 kV		W/Rh – 32 kV	
PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR	PMMA Espessura (mm)	CNR
50	14,73	50	14,03	50	12,14
45	15,61	45	15,13	45	13,91
40	16,39	40	16,16	40	14,29
30	18,17	30	17,10	30	15,85
20	18,64	20	17,59	20	15,97
Média CNRs Desvio padrão	16,71±1,66		16,00±1,45		14,43±1,57

Fonte: Dados da pesquisa

Nas Tabelas 1, 2 e 3, observamos que, quanto maior o valor de tensão de pico aplicado, seja nas combinações alvo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh ou W/Rh, menor é a CNR, e quanto menor o valor de tensão de pico, maior a CNR.

Dessa maneira, as tensões de 25 kV a 28kV apresentaram maior qualidade em nível de contraste da imagem em relação à tensão de 32 kV. Pode-se observar que a energia de 25 kV mostrou menor perda de contraste com todas as

combinações alvo/filtro. Isso demonstra que o padrão de relação dos valores de kV e de CNR apresentou-se uniforme, ou seja, a produção de contraste da imagem foi adequada.

Pode-se observar também que as espessuras de PMMA menores apresentam maior CNR para todos os resultados das tabelas 1, 2 e 3, pois quanto menor a espessura de um objeto irradiado, maior é o contraste na imagem. Esse resultado é notado devido ao maior ruído de detecção presente em densidades menores. Logo, fatores intrínsecos ao processo tecnológico de formação da imagem contribuem para o aumento do ruído e diminuição do contraste.

A combinação alvo/filtro de W/Rh apresentou menor CNR, se comparada às outras combinações alvo/filtro, de Mo/Mo e de Mo/Rh. Isso acontece devido às características específicas do material de cada filtro, como o número atômico e as características físicas do feixe emitido, sendo ideal a maior produção de raios

X característicos e menor radiação de freamento<sup>9</sup>. A combinação alvo/filtro de Mo/Mo apresentou maior contraste e adequação para mamas de densidades teciduais menores. De acordo com estudo de Dantas<sup>10</sup>, para mamas pequenas, o Mo/Mo e baixas tensões são ideais para se obter um maior contraste na imagem, enquanto para mamas densas a combinação Mo/Rh é mais indicada, pois proporciona um contraste similar, porém com uma redução de dose.

Em relação ao desvio padrão da média da CNR, a tensão de pico de 28 kV apresentou menor valor, comparado às tensões de pico de 25 kV e de 32 kV, para todas as combinações alvo/filtro.

As Tabelas 4, 5 e 6 mostram os valores da CNRrel para as tensões de 25, 28 e 32 kV, com combinações alvo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh e W/Rh, em cinco espessuras de placas de PMMA, de 20 a 50 mm, para comparação com valores limites da CNRrel (%).

**Tabela 4** – Valores de CNRrel para alvo/filtro de Mo/Mo para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco diferentes espessuras de placas de PMMA.

PMMA Espessura (mm)	CNRrel Mo/Mo 25 kV	CNRrel Mo/Mo 28 kV	CNRrel Mo/Mo 32 kV	CNRrel (%) Referência*
50	100	100	100	>100
45	110,24	106,96	112,69	-----
40	112,39	114,93	119,79	>105
30	123,31	124,76	131,90	>110
20	132,40	129,64	143,03	>115

\*Fonte: SEFM<sup>11</sup>.

**Tabela 5** – Valores de CNRrel para alvo/filtro de Mo/Rh para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco diferentes espessuras de placas de PMMA.

PMMA Espessura (mm)	CNRrel Mo/Rh 25 kV	CNRrel Mo/Rh 28 kV	CNRrel Mo/Rh 32 kV	CNRrel (%) Referência*
50	100	100	100	>100
45	108,10	107,04	109,72	-----
40	113,40	110,77	118,25	>105
30	121,75	118,90	128,24	>110
20	130,98	125,46	133,37	>115

\*Fonte: SEFM<sup>11</sup>.

**Tabela 6** – Valores de CNRrel para alvo/filtro de W/Rh para tensões de 25, 28 e 32 kV em cinco diferentes espessuras de placas de PMMA.

PMMA Espessura (mm)	CNRrel W/Rh 25 kV	CNRrel W/Rh 28 kV	CNRrel W/Rh 32 kV	CNRrel (%) Referência*
50	100	100	100	>100
45	105,97	107,84	114,57	-----
40	111,26	115,18	117,71	>105
30	123,35	121,88	130,56	>110
20	126,54	125,37	131,54	>115

\*Fonte: SEFM<sup>11</sup>.

Pode-se analisar que todos os valores de CNRrel medidos mostraram-se dentro dos valores limites de CNRrel esperados. Os valores de CNRrel da espessura 45 mm das placas de PMMA não puderam ser comparados com dados de referência, pois não foram encontrados na literatura. Porém, podemos observar que os valores das CNRs medidas foram entre 45 mm e 50 mm.

Em relação às espessuras das placas de PMMA, pode-se observar que os valores de CNRrel diminuíram com aumento da espessura para todas as tensões aplicadas e combinações alvo/filtro, corroborando os resultados das CNRs mostradas nas tabelas 1, 2 e 3.

Se compararmos a combinação alvo/filtro de Mo/Mo para espessuras de placas de PMMA de 20 a 30 mm em relação às tensões de 25, 28 e 32 kV, podemos notar que as tensões de 25 e 28 kV demonstram menor diferença entre a CNRrel e a CNR de 50 mm. Este resultado mostra novamente que tensões de pico menores favorecem a qualidade da imagem de mamas com espessuras menores.

Todos os resultados mostrados indicam que o sistema CR avaliado para mamografia está integrado de forma correta com o controle automático de exposição do mamógrafo.

## CONCLUSÕES

Este estudo pôde evidenciar que o contraste da imagem no sistema CR para mamografia está diretamente relacionado à penetrabilidade do feixe de raios X emitido, no qual a tensão de pico é responsável, e o mA.s é responsável pelo contraste da imagem.

Os valores de CNR obtidos das irradiações seguiram o padrão expresso nas grandezas inversamente proporcionais, sinal e ruído, no qual o aumento do valor de tensão aplicado diminui a ruidez da imagem, ou seja, o valor da CNR.

Para todas as CNRrels medidas, os valores mantiveram-se dentro da referência limite.

Assim, podemos concluir que mesmo com a utilização de tensões de pico e combinações alvo/filtro diferentes, as respostas da CNR e da CNRrel foram proporcionais às espessuras dos objetos irradiados, para um sistema CR de mamografia.

Dessa maneira, o contraste em exames mamográficos com sistema CR para mamografia, quando não estudado de forma adequada, pode prejudicar a qualidade da imagem, evidenciando falsos positivos e prejudicando o diagnóstico médico.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à equipe de radiodiagnóstico da Vigilância em Serviços de Saúde do Estado de Minas Gerais, pela ajuda na obtenção de dados relevantes a esta pesquisa, e ao Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia (LARAM) do Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN), por disponibilizarem os equipamentos e materiais para realização do estudo.

## REFERÊNCIAS

- BUSHONG, C. S. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.1580 p.
- LAZZARO, M. V. *et al.* Avaliação comparativa da qualidade da imagem em sistemas de radiologia computadorizada utilizando Imaging Plates com diferentes tempos de uso. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 7-10, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.29384/rbfm.2015.v9.n1.p7-10>.
- ALMEIDA C. D.; SARDO L. T. L.; PEIXOTO J. E. Avaliação da dose e do contraste em sistemas de mamografia computadorizada – CR. **Braz. J. Rad. Sci.**, Recife, v. 06, n. 01, p. 01-13, 2018. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v6i1.307>.
- CHEVALIER M. **La física de la mamografía, curso mamografía digital: fundamentos y control de calidad**. Madrid: Sociedad Española de Física Médica, 2012, p. 18-21.
- OLIVEIRA B. B.; OLIVEIRA M. A.; PAIXÃO L. Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta. **Radiol Bras.**, São Paulo, v. 47, n. 6, p. 361–367, 2014. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/0100-3984.2013.1876>.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança**, 2005. 104 p.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer, Coordenação de Prevenção e Vigilância. **A situação do câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA, 2006. 120 p.
- GENNARO, G. *et al.* **Protocol of the EFOMP Mammo working group: quality controls in digital mammography**. Reino Unido, 2015. 225 p.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). **Fundamental quantities and units for ionizing radiation**. Bethesda: ICRU, 1998. 24 p.
- DANTAS, M. V. A. **Dose glandular e controle de qualidade da imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada** Dissertação (Mestrado) – Belo Horizonte (Brasil): Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear, 2010. 119 p.
- SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM). **Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico**. Madrid: Senda Editorial, 2012. 326 p.

Submetido em: 20/01/2020

Aceito em: 18/08/2020