



Avaliação da dose de entrada na pele em mamografia por meio do estudo da curva de rendimento de um mamógrafo digital na cidade de Curitiba-PR

Melo^a C. R. D., Filipov^a D., Antoniassi^a M., Malthez^a A.L.M.C.

^a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901
e-mail:dfilipov@utfpr.edu.br

RESUMO

A mamografia é um método para detecção precoce do câncer de mama, que é o tipo mais comum de câncer entre as mulheres. É um exame recomendado para mulheres acima de 50 anos e realizado de dois em dois anos com o objetivo de rastreamento. Dessa forma, observa-se a necessidade de estudar a dose de radiação recebida pela paciente durante o exame, uma vez que a mamografia utiliza radiação ionizante para formar a imagem da mama. Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi determinar a dose de entrada na pele (DEP) recebida por pacientes, por meio do estudo da curva de rendimento do equipamento. O estudo foi desenvolvido no mamógrafo digital Selenia® Dimensions® 5000 e a curva de rendimento foi obtida com o uso de uma câmara de ionização e um *phantom* de mama (tipicamente usado para análise da qualidade da imagem). Para a determinação das DEPs, usaram-se os parâmetros dos exames realizados no equipamento (tais como, tensão, produto corrente-tempo, combinação alvo/filtro, distância foco-detector) e a informação da espessura da mama comprimida. Comparando-se as DEPs dos exames com recomendações internacionais, mais de 97% das mamas receberam DEPs inferiores às recomendadas pelas legislações. Comparando-se os dados obtidos com estudos realizados no Brasil, verificou-se que combinações alvo/filtro de W/Rh ou W/Ag possibilitaram valores de DEP mais baixas que estudos que utilizaram alvos e/ou filtros de Mo ou Rh e que é possível aplicar técnicas de otimização, aliando a análise dosimétrica à qualidade da imagem.

Palavras-chave: Dose de Entrada na Pele, Mamografia, Rendimento do Mamógrafo.

ABSTRACT

Mammography is a method for early detection of breast cancer, which is the most common type of cancer among women. It is an exam recommended for women over 50 years old and performed every two years for the purpose of screening. Thus, there is a need to study the radiation dose received by the patient during the examination, since mammography uses ionizing radiation to form the image of the breast. Therefore, the objective of this study was to determine the entrance skin dose (ESD) received by patients, through the study of the equipment's output curve. The study was carried out on the digital mammography equipment Selenia® Dimensions® 5000 and the output curve was obtained using an ionization chamber and a breast phantom (typically used for image quality analysis). For the determination of ESDs, the parameters of the examinations performed on the equipment (such as voltage, current-time product, target/filter combination, focus-detector distance) and information on the compressed breast thickness were used. Comparing exam ESDs with international recommendations, more than 97% of patients received ESDs below those recommended by legislation. Comparing the data obtained with studies carried out in Brazil, it was found that target/filter combinations of W/Rh or W/Ag enabled lower ESD values than studies that used targets and/or filters of Mo or Rh and that is possible to apply optimization techniques, combining dosimetric analysis with image quality.

Keywords: Entrance Skin Dose, Mammography, Mammograph Output.

1. INTRODUÇÃO

De acordo com o Instituto Nacional de Câncer (INCA), o câncer de mama é um dos tipos de câncer mais comum entre as mulheres no mundo e no Brasil, respondendo por cerca de 28% dos casos novos a cada ano [1]. O diagnóstico precoce do câncer de mama leva a um tratamento mais eficaz e reduz a mortalidade [2].

O principal exame para detecção deste câncer é a mamografia, que pode ser dividida em duas categorias: de rastreamento e diagnóstica. A mamografia para rastreio é realizada em mulheres assintomáticas, com o objetivo de detectar precocemente alterações suspeitas e reduzir a taxa de mortalidade. A diagnóstica é realizada em mulheres com sintomas e/ou alterações no exame clínico [3].

Os benefícios da mamografia de rastreamento incluem a possibilidade de encontrar o câncer no início e ter um tratamento menos agressivo, assim como reduzir a chance de morte pela doença, em

função do tratamento oportuno [1]. Além de ser eficaz na detecção do câncer de mama, a mamografia também é usada para se detectar outras alterações na mama, como a presença de nódulos benignos, cistos e calcificações [4].

Sabe-se atualmente que os raios X são nocivos. O que não se sabe ao certo é o grau do efeito, caso ocorra, após a exposição à radiação X em níveis diagnósticos [2]. Quando se utiliza raios X para fins diagnósticos, é necessário o conhecimento da dose recebida pelo paciente para verificar se a prática está obedecendo os princípios da radioproteção, principalmente o princípio da otimização ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* - Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível), para proteção do paciente. Estudos epidemiológicos e radiobiológicos realizados com baixas doses de radiação mostram que não há como se determinar um limiar de dose para o aparecimento de efeitos biológicos estocásticos [5]. Com isso, ao se avaliar a dose de exposição à radiação recebida pela paciente, no caso a dose de entrada na pele (DEP), pode-se verificar se ela está de acordo com a dose recomendada por agências internacionais, como a EURATOM [6] e a Comissão Europeia [7].

Até dezembro de 2019, no Brasil, havia uma legislação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Portaria 453 no Ministério da Saúde, de 1998) que trazia informações sobre a DEP de referência para mamografias [8]. Entretanto, essa portaria foi revogada e a nova regulamentação vigente [9] não traz mais valores de DEPs de referência, mas sim valores da Dose Glandular Média (DGM). Por este motivo, a comparação da DEP foi feita com as regulamentações internacionais e com alguns estudos realizados no Brasil, onde o presente estudo foi realizado [5, 10, 11].

Sendo assim, o presente estudo avaliou a dose de entrada na pele em exames mamográficos, verificando-a a partir da curva de rendimento de um mamógrafo digital presente em uma clínica de diagnóstico por imagem da cidade de Curitiba-PR, e comparou os valores obtidos com recomendações internacionais e com estudos nacionais realizados.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste trabalho, foi utilizado um Mamógrafo Digital Selenia® Dimensions® 5000 da Hologic (Danbury, U.S.A.) e um *phantom* de mama Mammographic Accreditation Phantom modelo 18-220 da Nuclear Associates (Carle Place, NY, U.S.A) cedidos por uma clínica de

Curitiba-PR. Foi utilizada, também, uma câmara de ionização modelo 10X6-6M da marca Radcal (Monrovia, U.S.A.), que possui fator de calibração igual a 1,186 e uma incerteza de 2,5%, e um eletrômetro modelo 9096 da mesma marca da câmara, ambos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

2.1. Coleta de dados

Durante um mês, dados de 60 exames mamográficos foram coletados, totalizando 240 exposições, apenas de incidências de rotina: 120 exames na incidência crânio-caudal (CC) e 120 incidências médio-lateral oblíqua (MLO). Foram consideradas as mamografias de rastreamento ou de diagnóstico e as pacientes não deveriam ter próteses mamárias.

As informações coletadas foram: tensão (kVp), produto corrente por tempo (mAs), espessura da mama comprimida e a combinação alvo/filtro utilizada em cada posicionamento. Esses dados serviram para o cálculo do rendimento do equipamento, para a construção da curva de rendimento e, posteriormente, para o cálculo da dose de entrada na pele (DEP).

2.2. Realização do teste de rendimento e construção da curva de rendimento

Para realização do teste, foi posicionada a câmara de ionização com seu volume sensível no centro do campo de luz, conectada ao eletrômetro, e o *phantom* de mama (com espessura de 4,5 cm) posicionado ao lado para simular uma mama sendo exposta e com isso obter a dose dada pela radiação incidente e pela radiação espalhada (Figura 1).

A distância foco-detector, determinada pelo fabricante do mamógrafo, é fixa em 70 cm, e os parâmetros selecionados para realização do teste foram: produto corrente-tempo fixo em 120 mAs com variação da tensão de pico de 24 kVp a 32 kVp.

Foram feitas 3 exposições para cada combinação de tensão de pico e produto corrente-tempo, e os mesmos parâmetros e quantidade de exposições foram repetidas para combinação alvo/filtro tungstênio/ródio (W/Rh) e para a combinação tungstênio/prata (W/Ag).

O rendimento (R) foi calculado a partir da média das doses das três exposições (D_m), corrigida pelo fator de temperatura e pressão (F_{tp}) e pelo fator de calibração (F_c) da câmara, dividida pelo produto corrente-tempo (mAs) utilizado.

A unidade do rendimento é dada em mGy/mAs e a equação 1 mostra o seu cálculo [12].

$$R = (Dm \cdot F_{t,p} \cdot Fc) / mAs \quad (1)$$

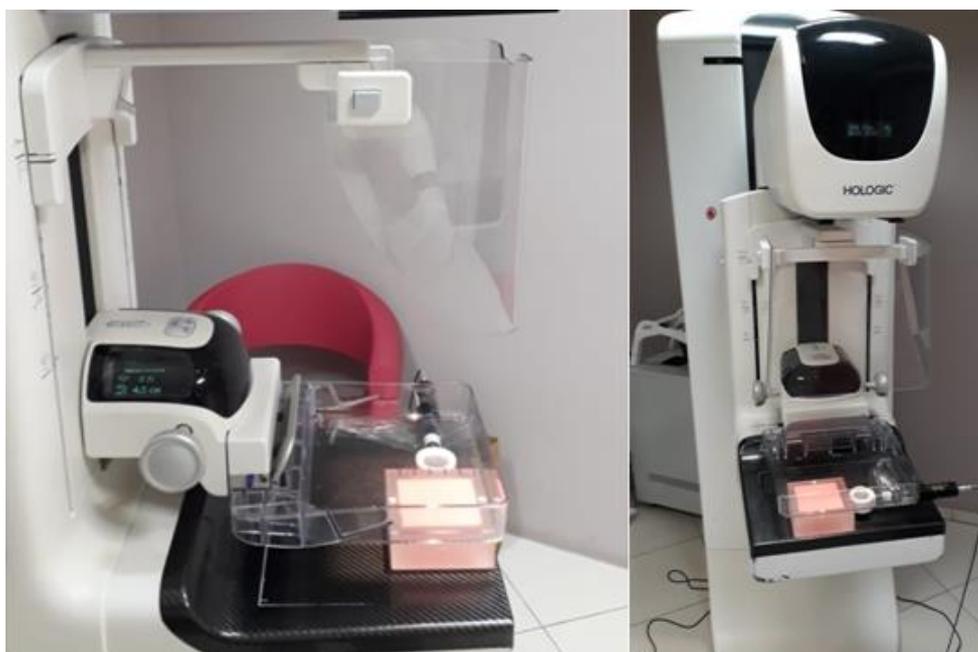


Figura 1: Posicionamento da câmara de ionização e do phantom.

Os rendimentos dos demais valores de tensão de pico (25 kVp, 27 kVp, 29 kVp, 31 kVp) foram calculados por meio da curva de rendimento, que foi obtida utilizando o *software* “Origin”. A curva de rendimento representa uma função em forma de potência, dada pela equação 2 [13].

$$R = a \cdot (\text{Tensão})^b \quad (2)$$

onde “a” e “b” são as constantes fornecidas pelo *software*.

2.3. Cálculo da dose de entrada na pele – DEP

Para calcular a DEP foi utilizada a equação 3 [12], onde d_{fc} é a distância foco-câmara (fixa em 65,5 cm), d_{fd} é a distância foco-detector (que é fixa 70 cm), e_{mama} é a espessura da mama da

paciente comprimida e mAs é a unidade do produto corrente-tempo utilizado no exame. A Figura 2 mostra um esquema explicitando essas distâncias.

$$DEP = R \cdot [d_{fc} / (d_{fd} - e_{mama})]^2 \cdot mAs \quad (3)$$

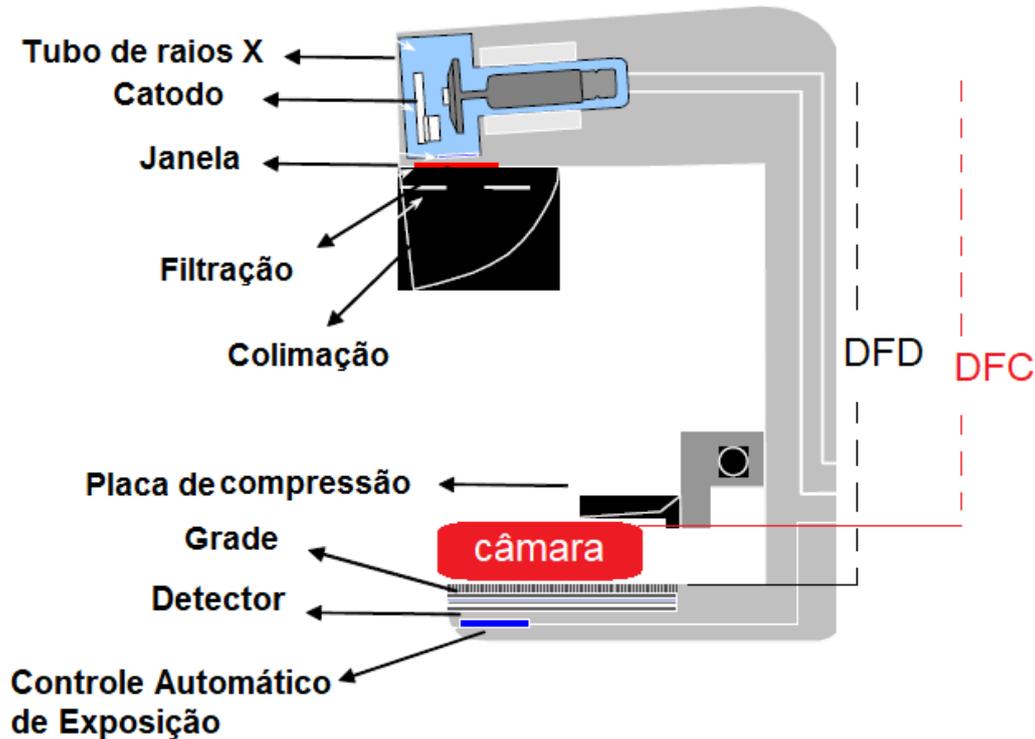


Figura 2: Esquema de um mamógrafo mostrando, além de seus componentes, as distâncias DFD (“distância foco-detector”) e DFC (“distância foco-câmara”). No presente estudo, DFD e DFC valem, respectivamente, 70 cm e 65,5 cm.

Fonte: Adaptado de [14].

Como observado na Figura 1, foi empregado o *phantom* de mama ao lado da câmara de ionização. Devido a isso, a radiação incidente interagirá com o *phantom* efeitos fotoelétrico e Compton e, como consequência desse último efeito, ocorrerá a geração de radiação espalhada [2]. Essa radiação espalhada também é detectada pela câmara de ionização, assim como a radiação incidente. Sendo assim, não é preciso adicionar na equação 3 o fator de retroespalhamento. Também não é preciso fazer a correção da DEP pela lei do inverso do quadrado da distância, uma vez que a equação já faz esta correção.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Caracterização da amostra

Sessenta exames de mamografia foram acompanhados e todos foram realizados no mamógrafo em questão, o qual possui alvo de tungstênio (W) e filtros de prata (Ag) e de ródio (Rh).

Em todos os exames de mamografia, as exposições foram realizadas com o equipamento no modo *Auto Filter*, o qual seleciona automaticamente o filtro utilizado em cada posicionamento e a seleção depende da espessura da mama comprimida. Para mamas com espessuras de até 6,9 cm, o filtro selecionado é o de Rh; já para mamas maiores ou iguais a 7,0 cm o filtro utilizado é o de Ag.

Apenas mamas muito grandes ou de tamanho médio, porém densas, ficavam com a espessura maior ou igual a 7,0 cm após a compressão e, devido a isso, o percentual dos dados coletados que utilizaram combinação alvo/filtro de W/Ag corresponde a 13,8% de toda amostra.

Com esse modo ativado, tanto a tensão de pico quanto o produto corrente-tempo também são selecionados pelo próprio equipamento, entretanto ainda é possível selecionar o uso ou não da grade antiespalhamento e o posicionamento do sensor do controle automático de exposição (CAE).

Nos exames acompanhados, todos foram feitos com a utilização da grade anti-espalhamento e sensor do CAE estava no modo *Auto CAE* que seleciona automaticamente o lugar que corresponde à região de maior densidade da mama.

Foi verificado que nos exames realizados em mamas mais espessas (> 7 cm de espessura, ao ser comprimida), foi empregada, preferencialmente, a combinação alvo/filtro W/Ag. A combinação alvo/filtro W/Rh foi empregada para mamas com espessura, média, de 5,3 cm (ao ser comprimida). As espessuras de mama, após a compressão, que a RDC 330 menciona variam de 2,1 cm a 7,5 cm. Esses dados foram dispostos, para melhor visualização, na Tabela 1.

Tabela 1 : Espessuras médias das mamas comprimidas e as combinações alvo-filtro utilizadas.

Combinação Alvo/Filtro	Espessura Média das Mamas Comprimidas na Incidência CC	Espessura Média das Mamas Comprimidas na Incidência MLO
W/Rh	5,3 cm	5,3 cm
W/Ag	7,7 cm	7,6 cm

3.2. Rendimentos e curvas de rendimento

Após a realização do teste do rendimento, geraram-se as curvas de rendimento, apresentadas nas Figuras 3 e 4, com as combinações alvo/filtro de W/Rh e W/Ag, respectivamente.

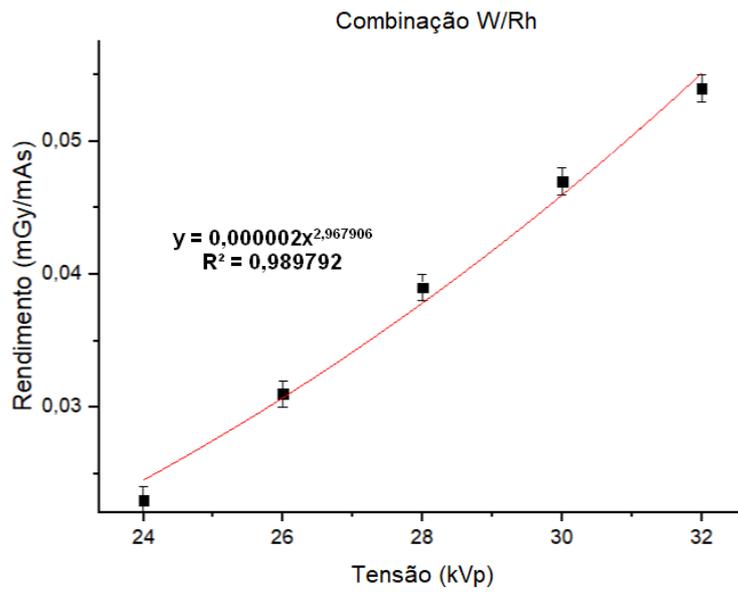


Figura 3: Curva de Rendimento do equipamento com a combinação alvo/filtro de W/Rh.

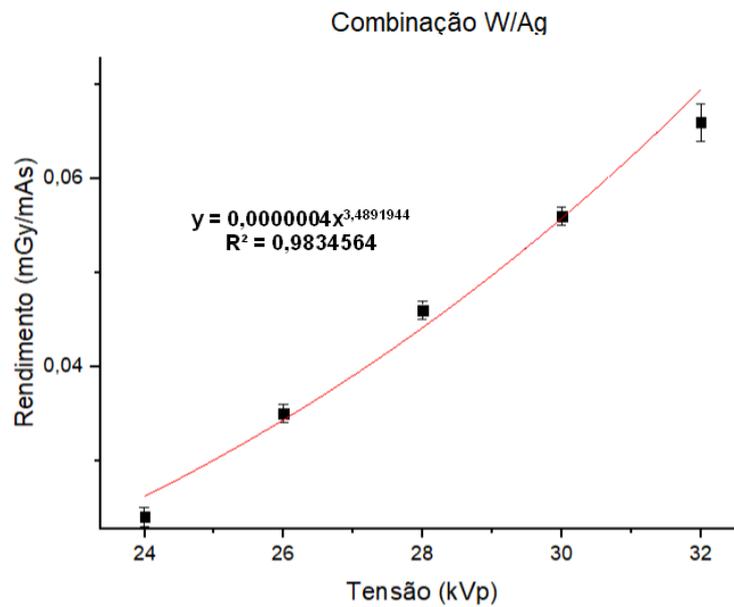


Figura 4: Curva de Rendimento do equipamento com a combinação alvo/filtro de W/Ag.

Com as equações das Figuras 3 e 4 foi possível obter o rendimento das tensões de pico ímpares, para as duas combinações de alvo/filtro. Esses valores são mostrados nas Tabelas 2 e 3. A incerteza dos valores de rendimento foi de 2,5%, que corresponde à incerteza da câmara de ionização.

Tabela 2: Valores de rendimentos, para combinação alvo/filtro de W/Rh, das tensões ímpares.

Tensão (kVp)	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Rendimento (mGy/mAs)
25	120	0,028±0,001
27	120	0,035±0,001
29	120	0,044±0,001
31	120	0,053±0,001

Tabela 3: Valores de rendimentos, para combinação alvo/filtro de W/Ag, das tensões ímpares.

Tensão (kVp)	Produto Corrente-Tempo (mAs)	Rendimento (mGy/mAs)
25	120	0,030±0,001
27	120	0,039±0,001
29	120	0,051±0,001
31	120	0,064±0,002

3.3. Dose de entrada na pele – DEP

A Tabela 4 apresenta os valores das DEPs recomendadas pelas legislações internacionais e valores encontrados por estudos realizados no país.

Tabela 4: Níveis de referência de diferentes legislações e outros estudos nacionais

Estudos	Dose recomendada (mGy)		
	Espessura: 4,5 cm	Espessura: 5,0 cm	Espessura: 6,0 cm
Comissão Europeia [7]	10	---	---
EURATOM [6]	≤ 10	< 12	< 20
Oliveira et al [10]	3,150	---	5,996
Oliveira [5]	8,0	9,0	12,0
Venâncio [11]	---	---	6,4

Os valores de DEP pelo presente estudo foram organizados nas Tabelas 5 e 6.

Tabela 5: Percentual (%) da amostra correspondente a cada intervalo de DEP e combinação alvo/filtro.

Dose (mGy)	Combinação Alvo/Filtro: W/Rh	Combinação Alvo/Filtro: W/Ag
Até 10	47	0
De 10 a 12	13	0
De 12 a 20	21	5
Maior de 20	5	9

Tabela 6: Dados e valores de DEP dos exames realizados com as diferentes combinações alvo/filtro.

Espessura da mama (cm)	Dose de Entrada na Pele Média (mGy) Combinação Alvo/Filtro	% da amostra
Até 4,5	4,9±0,1 W/Rh	18
De 4,5 a 5,0	7,2±0,2 W/Rh	13
De 5,0 a 6,0	10,5±0,3 W/Rh	34
Acima de 6,0	16,9±0,4 W/Rh	21
	23,1±0,6 W/Ag	14

A respeito da dose de referência da Comissão Europeia, a referida legislação afirma que a dose de referência deve ser de 10 mGy para a espessura de 4,5 cm. Observou-se, no presente estudo, que até a espessura de 5,0 cm os valores médios das DEPs não chegaram a 8,0 mGy.

Com relação à EURATOM, a referida legislação informa que os valores das doses não devem ser ultrapassados. No presente estudo, os valores médios das DEPs ficaram inferiores a essa recomendação.

Contudo, deve-se salientar que o mais importante é que a dose recebida seja suficiente para se obter uma boa imagem diagnóstica. Com isso, pode-se aceitar uma dose ligeiramente acima das recomendações ou bastante inferior, caso a imagem obtida tenha sido de boa qualidade.

Comparando-se as DEPs dos exames com as recomendações, 100% das mamas com até 4,5 cm de espessura receberam DEPs inferiores a 10 mGy; 97% das mamas com espessuras de 4,5 cm a 5 cm tiveram suas DEPs inferiores a 12 mGy e 99% das mamas com até 6 cm de espessuras receberam DEPs inferiores a 20 mGy.

Quando comparamos com os valores obtidos nos exames que utilizaram filtro de prata (pacientes com mamas acima de 6 cm de espessura), as doses, naturalmente, ficaram mais elevadas. Isso ocorre, pois, aumentando-se as espessuras das mamas, aumenta-se a quantidade de radiação espalhada gerada que pode chegar à pele. Contudo, as referidas legislações, não mencionam referências de dose para essas situações.

Na Figura 5, onde pode-se visualizar a influência da espessura da mama na dose de radiação com relação às duas combinações anodo/filtro e os posicionamentos da paciente nas incidências.

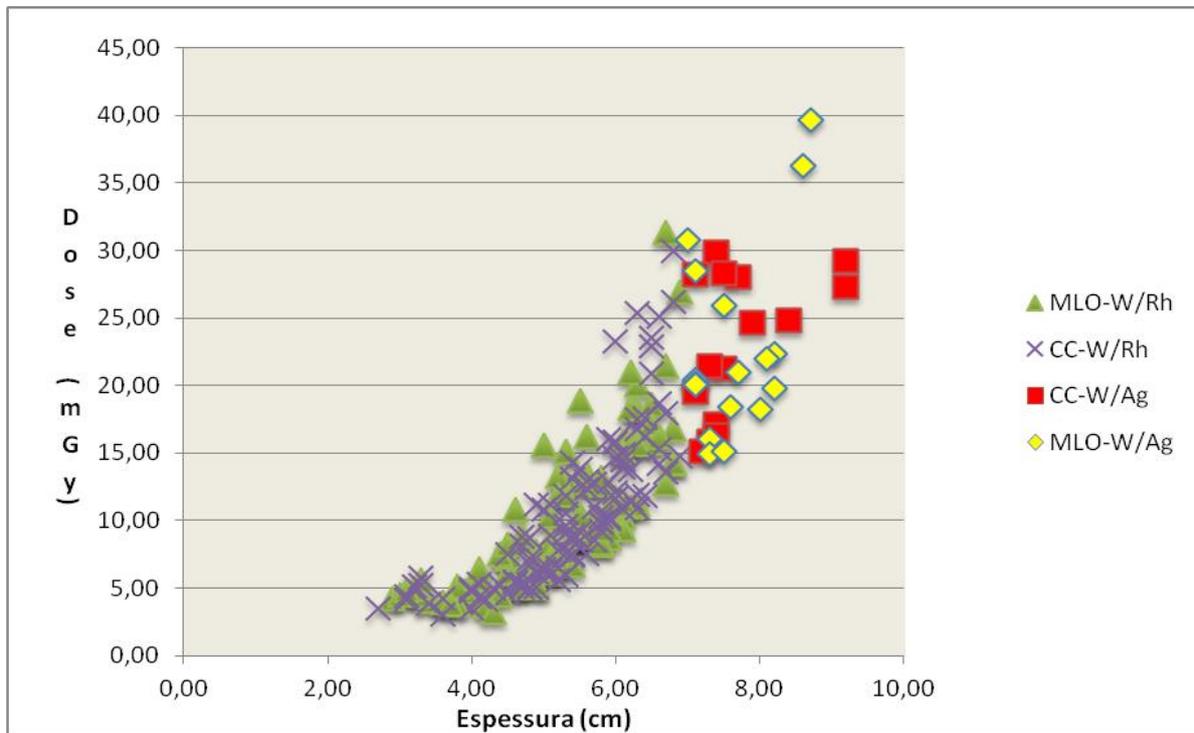


Figura 5: Influência da espessura na dose de entrada na pele.

Comparando-se os dados obtidos com estudos realizados no Brasil, verificou-se que o presente estudo obteve DEPs maiores, para as respectivas espessuras de mama, em comparação com Oliveira et al [10] e Venâncio [11]. Ambos os autores realizaram suas pesquisas no mesmo mamógrafo do utilizado pela presente pesquisa, entretanto fez medidas empregando um *phantom* de mama, ou seja, não estudou pacientes reais, com diferentes graus de espessura e densidades mamárias. Já Oliveira [5], que mostrou valores de DEP mais elevados, realizou sua pesquisa com pacientes reais em três hospitais diferentes, com três mamógrafos diferentes (nenhum mamógrafo equivale ao empregado na presente pesquisa). Entretanto, suas combinações alvo/filtro (com materiais como Mo ou Rh) podem ter influenciado exposições mais elevadas.

Fantana 2012, após sua pesquisa com as combinações de alvo/filtro de Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh e W/Rh, concluiu que a combinação W/Rh gera um tempo de exposição menor e, conseqüente, uma redução da dose administrada à mama [16].

Silvestre 2012 diz em sua pesquisa que a combinação ideal anodo/filtro é W/Rh, já que a mesma produz um kerma na superfície da pele mais baixo que as combinações Mo/Mo e Mo/Rh [17].

Além disso, Venâncio afirmou que, para mamas espessas e densas, a melhor combinação alvo/filtro para realização do exame de mamografia é a combinação W/Ag [11].

Devido ao fato da corrente ser responsável pela quantidade de fótons presentes no feixe de raios X, ela influencia diretamente a dose recebida pelo paciente [18]. Essa influência é possível ser observada na Figura 6 para a combinação W/Rh e na Figura 7 para a combinação W/Ag.

Na Figura 7 é possível observar 4 pontos mais afastados da tendência, isso ocorreu devido à grande espessura, que influenciou também no aumento da dose.

Por fim, por mais que esse trabalho tenha sido realizado em um mamógrafo com combinação alvo/filtro W/Ag e W/Rh, este último tendo sido descrito por alguns autores como a melhor combinação, e que as doses se encontraram “relativamente” dentro das recomendações, ainda assim é possível pensarmos em otimização, sempre avaliando, concomitantemente, a qualidade da imagem.

Uma possível forma de otimização é demonstrada por Duarte 2012 em seu trabalho que verificou qual das diferentes combinações de tensão de pico, produto corrente-tempo e ânodo/filtro se adaptam aos critérios mínimos de visualização estabelecidos, mantendo-se as doses baixas. A pesquisa teve como resultado que para a combinação alvo de W e filtro de Rh foi possível reduzir o produto corrente-tempo selecionado pelo equipamento, no modo semiautomático, e isso equivale a reduzir sensivelmente a exposição para metade sem prejudicar a qualidade da imagem. A pesquisa concluiu, também, que é possível reduzir a tensão sem perder o contraste e isso também reduz a DEP [19]. A presente autora sugere que ações de otimização como essas sejam implementadas para que as doses sejam mantidas ainda mais baixas. Entretanto, ao se realizar esta ação, é importante checar a qualidade da imagem mamográfica.

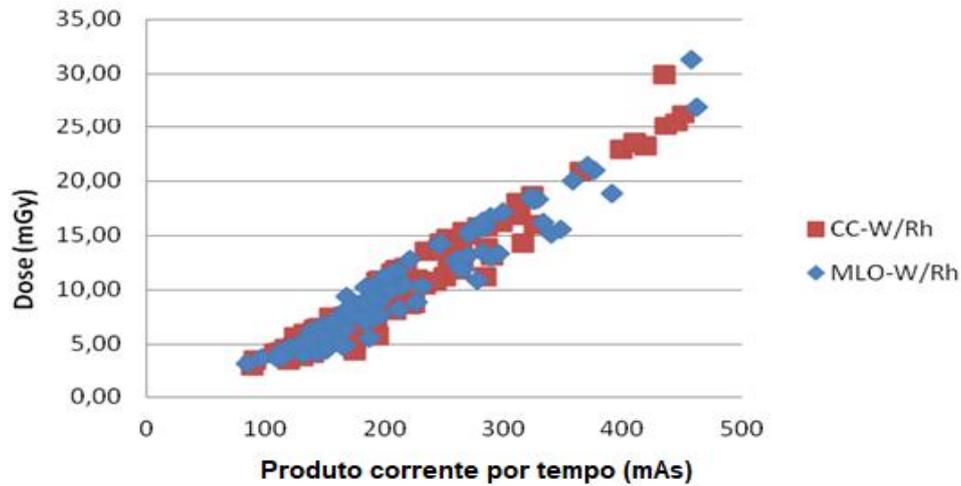


Figura 6: Relação da dose de entrada na pele com o mAs para W/Rh.

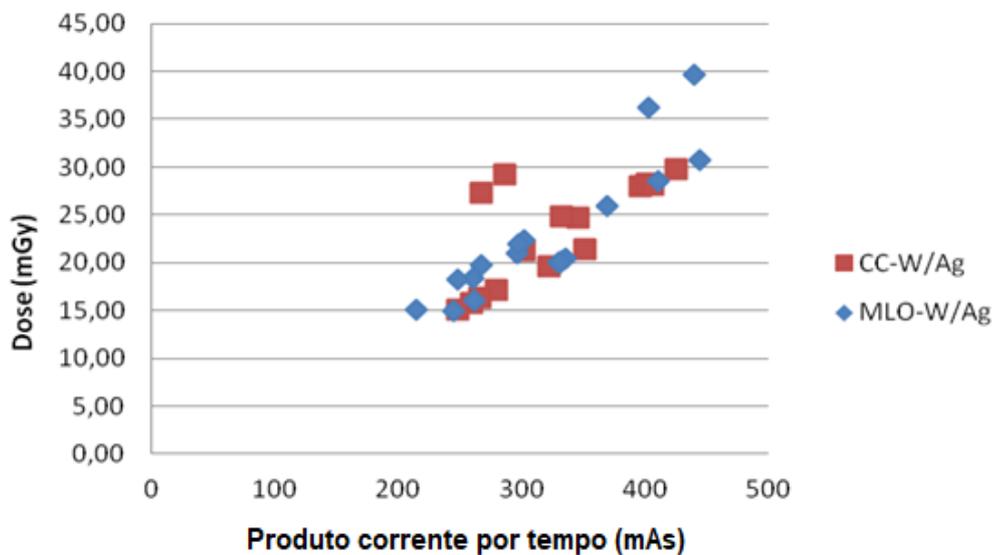


Figura 7: Relação da dose de entrada na pele com mAs para W/Ag.

4.

5. CONCLUSÕES

Os objetivos da presente pesquisa foram: avaliar a dose de entrada na pele em exames mamográficos, verificando-a a partir da curva de rendimento de um mamógrafo digital presente em uma clínica de diagnóstico por imagem da cidade de Curitiba-PR, e comparar os valores obtidos com recomendações internacionais e com estudos nacionais realizados.

A tensão de pico variou de 26 kVp a 33 kVp e o produto corrente-tempo variou de 84 mAs a 462 mAs nas exposições realizadas com combinação alvo/filtro de W/Rh. Já para combinação de W/Ag, a tensão de pico variou de 30 kVp a 34 kVp e o produto corrente-tempo de 215 mAs a 445 mAs. Comparando-se as DEPs dos exames com as recomendações, 100% das mamas com até 4,5 cm de espessura receberam DEPs inferiores a 10 mGy; 97% das mamas com espessuras de 4,5 cm a 5 cm tiveram suas DEPs inferiores a 12 mGy e 99% das mamas com até 6 cm de espessuras receberam DEPs inferiores a 20 mGy.

Comparando-se os dados obtidos com estudos realizados no Brasil, verificou-se que a combinação alvo/filtro se mostrou um fator importante para doses mais ou menos elevadas. O presente estudo, que empregou combinações de W/Rh ou W/Ag, conseguiu obter doses mais baixas que estudos que utilizaram alvos e/ou filtros de Mo ou Rh.

Sendo assim, os autores deste presente estudo concluem que é possível aplicar técnicas de otimização, aliando esta análise à qualidade da imagem.

REFERÊNCIAS

- [1] INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. **Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil/Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva**. Rio de Janeiro: INCA, 2017. 128 p.
- [2] BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: Física, biologia e proteção**. 9ª ed. Texas, Estados Unidos da América: Mosby, 2010.
- [3] AGUILLAR, V. L. N.; BAUAB, S. P. Rastreamento mamográfico para detecção precoce do câncer de mama. **Revista Brasileira de Mastologia**, v. 13, n. 2, p. 82-89, 2003.
- [4] HEYWANG-KOBRUNNER, S. H.; SCHREER, I.; DERSHAW, D. D.; FRASSON, A. **Mama – Diagnóstico por Imagem**. Rio de Janeiro, Brasil: Revinter, 1999.
- [5] OLIVEIRA, M. **Controle De Qualidade E Dose De Entrada Na Pele Em Serviços De Mamografia Em Minas Gerais**. Belo Horizonte, Brasil: Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, 2006.

- [6] EURATOM – Comunidade Europeia de Energia Atômica. **Decreto-Lei (DL) 180/2002**. Portugal. 2002. Disponível em: <https://dre.pt/application/conteudo/185096>. Último acesso: 28 de abril de 2020.
- [7] Commission of the European Communities. **European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images**. Luxemburg: s.n., 1996.
- [8] BRASIL. Ministério da Saúde. **Portaria 453, de junho de 1998 – Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasil. 1998. Disponível em: http://www.conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria_453.pdf. Último acesso: 29 de abril de 2020.
- [9] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 330, de 20 de dezembro de 2019**. Brasil. 2019. Disponível em: https://prorad.com.br/sis/storage/conteudos/285/9596_RESOLUCAO_RDC_N%C2%BA_330_DE_20_DE_DEZEMBRO_DE_2019.pdf. Último acesso: 29 de abril de 2020.
- [10] OLIVEIRA, B. B.; de OLIVEIRA, M. A.; PAIXÃO, L.; TEIXEIRA, M. H. A.; NOGUEIRA, M. do S. Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta. **Radiol Bras**, v. 47(6), p. 361–367, 2014.
- [11] VENÂNCIO, R. B. **Avaliação da Técnica Radiográfica para Otimização da Aquisição de Imagens Mamográficas**. Uberlândia, Brasil: Faculdade de Engenharia Elétrica, Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, 2017.
- [12] AAPM – American Association of Physicists in Medicine. **Equipment Requirements and Quality Control for Mammography**. New York, Estados Unidos da América: American Institute of Physics, 1990.
- [13] MACHADO, S. O. **Avaliação Do Emprego de Dosímetros Termoluminescentes E Câmara De Ionização Cilíndrica Para A Curva De Rendimento De Um Aparelho De Raios X Pediátrico**. Curitiba, Brasil: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.
- [14] SANTOS, A. **Física Médica em Mamografia**. Rio de Janeiro, Brasil: Revinter, 2010.
- [15] SVAHN, T.; et al. Dose reduction and its influence on diagnostic accuracy and radiation risk in

digital mammography: an observer performance study using an anthropomorphic breast phantom. **The British Journal of Radiology**, v. 80, n. 955, p. 557-562, 2007.

- [16] FANTANA, J. P. L. **Medição dos níveis de referência em Mamografia**. Lisboa, Portugal: Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa, 2012.
- [17] SILVESTRE, C. R. **Otimização de Dose em Mamografia**. Lisboa, Portugal: Instituto Politécnico de Lisboa, 2012.
- [18] BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3^a ed., Philadelphia, Estados Unidos da América: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [19] DUARTE, M. S. P. **Proteção Radiológica em Mamografia**. Lisboa, Portugal: Instituto Politécnico de Lisboa, 2012.