



# Estudo sobre fatores intrínsecos à paciente que influenciam na dose glandular média em exames de mamografia 2D e 3D

Engler<sup>a</sup> C., Attie<sup>b</sup> M.R.P., Paixão<sup>c</sup> L., Squair<sup>a</sup> P., Chevalier<sup>d</sup> M., Nogueira<sup>a</sup> M.S.

a- *Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) / Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia, 31270-901, Belo Horizonte - MG, Brasil.*

b- *Universidade Federal de Sergipe (UFS) / Departamento de Física, 49100-000, São Cristóvão - SE, Brasil.*

c- *Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) / Departamento de Anatomia e Imagem, 30130-100, Belo Horizonte - MG, Brasil.*

d- *Universidade Complutense de Madri/ Departamento de Radiologia, 28040, Madri, Espanha.*

*chevalier@med.ucm.es*

*e-mail autor : [camila.engler@cdtn.br](mailto:camila.engler@cdtn.br)*

---

## RESUMO

Este estudo tem como objetivo verificar a relação entre a espessura da mama comprimida (EMC) e da densidade volumétrica da mama (DVM) com a dose glandular média (DGM) em exames de mamografia 2D e tomossíntese (3D), assim como comparar os resultados das correlações entre as duas modalidades de mamografia. Foram analisadas 379 imagens, sendo 225 da modalidade 2D e 154 da modalidade 3D utilizando o *software* Volpara. A partir desta análise, obteve-se a DVM e a DGM. A EMC foi obtida do cabeçalho DICOM das imagens. Utilizando o *software* estatístico SPSS, foram realizados testes de correlação entre a DGM com EMC e DVM, para as modalidades mamográficas 2D e 3D, e calculados os respectivos coeficientes de correlação ( $r$ ). Para a análise da DGM com a DVM, a grandeza EMC foi fixada de 10 em 10 mm. Os coeficientes de correlação calculados entre DGM e EMC foram  $r = 0,722$  e  $r = 0,623$  para as modalidades 2D e 3D, respectivamente. Na faixa de  $40 < EMC < 50$  foram encontrados os maiores coeficientes de correlação para DGM e DVM,  $r = 0,678$  e  $r = 0,439$  para as modalidades 2D e 3D, respectivamente. Os resultados mostram que a EMC é o fator mais relacionado ao aumento da DGM nas duas modalidades mamográficas. Ambas as modalidades seguiram as mesmas tendências nas análises, no entanto os coeficientes de correlação foram maiores na modalidade 2D.

*Palavras chaves : Dose Glandular Média, Software Volpara, Mamografia*

---

## **ABSTRACT**

This study aims to verify the relationship between compressed breast thickness (CBT) and breast volumetric density (BVD) with mean glandular dose (MGD) in 2D mammography and tomosynthesis (3D) examinations. As well as comparing the results of the correlations between the two modalities of mammography. Volpara software was used to analyze 379 images, 255 images from 2D exams and 154 images from 3D exams. From this analysis, BVD and MGD were obtained. The CBT was obtained from the DICOM header of the images. Using the SPSS statistical software, correlation tests between MGD with CBT and BVD were performed for 2D and 3D mammographic modalities and the respective correlation coefficients ( $r$ ) were calculated. For MGD analysis with BVD, the CBT quantity was fixed in 10 mm thickness intervals. The correlation coefficients calculated between MGD and CBT were  $r = 0.722$  and  $r = 0.623$  for 2D and 3D modalities, respectively. In the  $40 < \text{CBT} < 50$  range, the best correlation coefficients were found for MGD and BVD,  $r = 0.678$  and  $r = 0.439$  for 2D and 3D modalities, respectively. The results show that CBT is the most related factor to the MGD increase in both mammographic modalities. Both modalities followed the same trends in the analyzes, however, in 2D mode the correlation coefficients presented higher values.

*Keywords: Mean Glandular Dose, Volpara Software, Mammography*

---

## 1. INTRODUÇÃO

A mamografia é o exame mais utilizado em todo o mundo como forma de rastreamento para o câncer de mama. Os países que fazem uso do rastreamento têm apresentado uma diminuição no óbito de mulheres devido às neoplasias mamárias [1]. No Brasil, o programa de rastreamento para o câncer de mama utilizando mamografia iniciou-se na década de 1980. Atualmente o exame é oferecido para mulheres na faixa etária de 50 a 69 anos pelo Sistema Único de Saúde (SUS), com periodicidade de dois anos. Em casos particulares nos quais as mulheres apresentam histórico familiar para o câncer de mama, o exame de rastreamento é recomendado anualmente a partir dos 35 anos [2].

A tomossíntese é uma nova tecnologia nos exames mamográficos de rastreamento. Esse exame permite adquirir uma série de imagens da mama em várias posições angulares conforme o tubo de raios X se move em forma de arco e o feixe de radiação atravessa um trajeto definido através da mama. Posteriormente, as projeções são reconstruídas por meio de um algoritmo, fornecendo uma imagem tridimensional (3D). Os exames de tomossíntese apresentam resultados satisfatórios em relação à diminuição da sobreposição dos tecidos da mama [3].

A grandeza dosimétrica utilizada para a estimativa da dose de radiação à qual uma paciente está submetida ao realizar uma mamografia ou tomossíntese é a dose glandular média (DGM). A DGM é definida como a dose média absorvida no tecido glandular de uma mama comprimida em um exame de mamografia [4]. Essa grandeza é imensurável, portanto sua estimativa é feita pela medição do kerma no ar incidente e pelo uso de coeficientes de conversão que dependem da glandularidade e da espessura da mama bem como de características do espectro de raios X utilizado [5,6]. Dentre os tecidos que compõe a mama, o tecido fibroglandular é o mais sensível à radiação. Isso justifica a utilização da grandeza dosimétrica DGM para estimativas de risco em mamografia [7]. Alguns estudos demonstraram que um conhecimento mais preciso da proporção de tecido glandular (densidade ou glandularidade) que compõe a mama de cada paciente permite um cálculo mais específico da DGM [8,9]. Os padrões de glandularidade de uma mama variam com a idade da paciente e também podem variar de acordo com a raça [10]. Além disso, quanto maior a densidade de uma mama, ou seja, quanto maior a proporção de tecido glandular em sua

composição, maior é o risco de desenvolver câncer de mama [11]. Existem métodos qualitativos e quantitativos para determinar a proporção de tecido glandular presente em uma mama. Dentre eles, o programa computacional Volpara utiliza uma metodologia validada que determina a densidade volumétrica da mama (DVM) de forma específica para cada paciente. Para realizar esse cálculo, o *software* estima o volume do tecido glandular pela integração da espessura do tecido denso em todos os pixels da imagem. O volume total da mama é estimado pela multiplicação da espessura com a área da mama. Enfim, a DVM é obtida pela razão do volume denso com o volume total da mama. Posteriormente, o *software* calcula a DGM utilizando a DVM específica de cada paciente [12].

Existem muitos fatores que podem contribuir para um aumento da DGM em um exame de mamografia. Alguns desses fatores estão ligados diretamente com as características da paciente, por exemplo, a idade, a espessura da mama comprimida (EMC), o índice de massa corporal (IMC) e a glandularidade da mama [13]. Outros fatores estão relacionados com a técnica radiográfica utilizada. Zoetelief et al. [14] estudaram a influência da glandularidade da mama na DGM, pelo fato de existir uma preocupação de que a média da DGM poderia ser maior em regiões da Holanda onde as mulheres possuem as mamas mais densas, podendo haver assim regiões do país onde a relação risco/benefício estaria sendo menos favorável do que a média nacional. Os estudos de Schubauer-Berigan e colaboradores concluíram que o IMC e a EMC foram os fatores que mais influenciaram no aumento da DGM [15].

O objetivo desse estudo é verificar a influência dos fatores intrínsecos a paciente, densidade volumétrica da mama (DVM) e EMC na contribuição para a DGM em uma amostra de exames de mamografia 2D na projeção crânio caudal (CC) e comparar com os resultados obtidos em uma amostra de imagens na modalidade 3D na mesma projeção.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

As imagens analisadas nesse estudo são decorrentes de exames realizados em pacientes de clínicas/hospitais, em diferentes regiões do Brasil entre os anos de 2016 e 2017 e armazenadas em nosso banco de dados. Somente as imagens brutas (*Raw Data*) da projeção CC e com EMC entre 40 e 80 mm foram utilizadas. Imagens com EMC fora dessa faixa foram excluídas devido a amostra

muito pequena. Na Tabela 1 constam as informações técnicas dos três equipamentos utilizados para realização dos exames cujas as imagens foram utilizadas nesse estudo. Todos encontravam-se dentro dos padrões de conformidade para os testes de controle de qualidade.

**Tabela 1:** Informações técnicas dos equipamentos de mamografia utilizados na realização das imagens avaliadas.

Equipamento mamográfico	Ânodo/Filtro	Número de cortes por projeção na modalidade 3D
Ge Essential ADS	Rh/Rh	9
GE Pristina	Rh/Ag ou Mo/Mo	9
Hologic Selenia	W/Al	8

No total foram analisadas 379 imagens, sendo 225 da modalidade 2D e 154 da modalidade 3D. Do total de imagens, 81,22% pertenciam a pacientes submetidas às duas modalidades e o restante a pacientes que realizaram somente a mamografia 2D. A coleta de imagens deste estudo foi submetida à apreciação para aprovação do Comitê de Ética da Faculdade de Ciências Médicas de Minas Gerais de acordo com o protocolo CAAE : 18934019.2.0000. O consentimento das pacientes não foi obtido, uma vez que foi realizado um estudo retrospectivo e não seria possível localizá-las para esta finalidade. Entretanto, não foram utilizadas informações de identificação dos pacientes.

Foi verificada a compatibilidade das imagens brutas com o *software* Volpara (Volpara Solutions, Versão 1.1, Wellington, New Zelândia) e posteriormente a amostra foi analisada com o mesmo. Como resultado, o Volpara fornece uma planilha eletrônica com várias informações sobre a composição da mama, assim como parâmetros do aparelho e do feixe de raios X utilizado e cálculo da DGM. Da análise das imagens clínicas com o Volpara foram selecionadas as grandezas DVM e a DGM. A idade das pacientes e a EMC foram obtidas do cabeçalho DICOM das imagens. Foram criadas tabelas com os dados das quatro grandezas separadamente para as duas modalidades, 2D e 3D. A DGM e DVM também foram separadas por faixas de EMC. As faixas de EMC escolhidas foram de 40 a 50 mm, 50 a 60 mm, 60 a 70 mm e de 70 a 80 mm.

As análises estatísticas foram realizadas com o *software Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) [16]. Inicialmente, utilizando os testes Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk foi

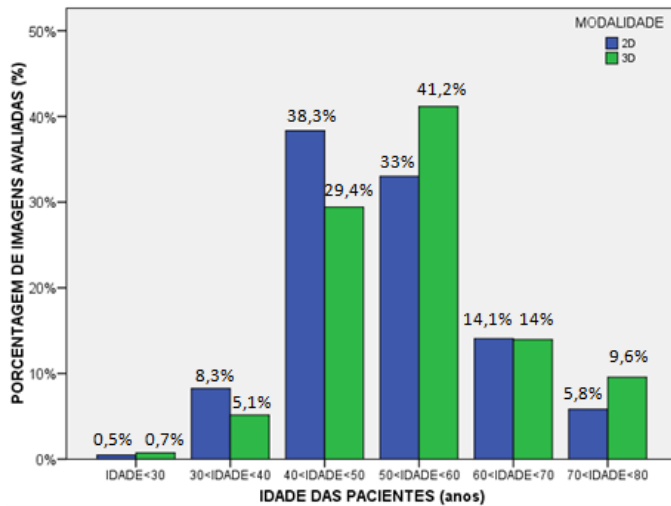
verificado se as grandezas DGM, DVM e EMC satisfaziam à curva de normalidade,  $p > 0,05$ . Essa análise foi realizada com os dados totais de cada grandeza assim como com os subgrupos de DVM e DGM separados por faixas de EMC. Em seguida, foi realizado um teste de correlação entre a DGM e as grandezas EMC e DVM para cada modalidade (2D e 3D). Os testes de correlação entre DGM e EMC foram realizados com o total de dados das duas grandezas. Por outro lado, para analisar a correlação entre a DGM e a DVM, foram utilizados os subgrupos separados por faixas de EMC. O teste de correlação Pearson foi utilizado quando as duas grandezas apresentavam distribuição normal e o teste de Spearman quando uma das grandezas ou as duas não apresentassem distribuição normal. Os resultados de correlação, através do coeficiente de correlação ( $r$ ), foram aceitos como estatisticamente significativos quando os respectivos valores de  $p$  foram menores que 0,05. O nível de confiança adotado para os testes de correlação foi de 95%.

Testes de hipóteses (significância estatística), foram realizados para verificar se existia diferença na DGM em diferentes faixas de EMC para a mesma modalidade e também na mesma faixa de EMC nas diferentes modalidades de mamografia. Os testes utilizados foram: Teste t quando ambas as grandezas apresentavam distribuição normal e teste Mann Whitney quando uma das grandezas ou ambas não apresentavam distribuição normal. Em ambos os testes, o resultado é tratado como estatisticamente significativo quando  $p < 0,05$ .

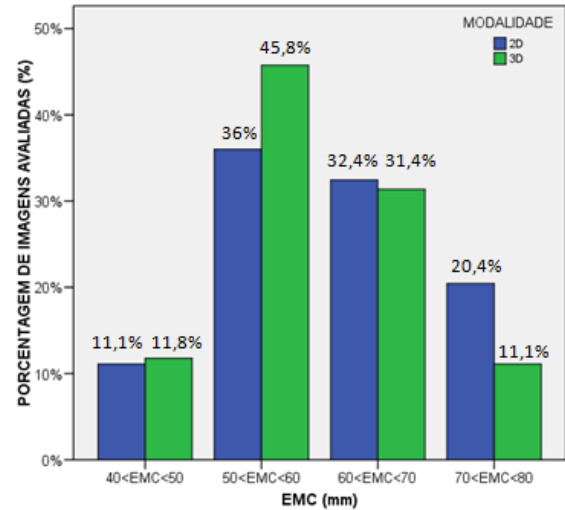
### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Uma amostra de 379 imagens clínicas de mamografias de rastreamento 2D e 3D foi analisada. A amostra de imagens 2D apresentou as seguintes medianas: EMC de 60,72 mm (intervalo de 41,00 até 79,40 mm), DGM de 1,78 mGy (intervalo de 0,95 até 5,92 mGy), DVM de 8,30% (intervalo de 2,22% até 42,01%) e idade de 50 anos (intervalo de 26 até 75 anos). Para as imagens 3D as medianas foram DGM de 1,66 mGy (intervalo de 1,06 até 4,07 mGy) e DVM de 8,82% (intervalo de 2,16% até 32,38%). Para as grandezas idade e EMC, as médias foram  $(53,44 \pm 9,78)$  anos e  $(59,09 \pm 8,31)$  mm, respectivamente. A caracterização da amostra é realizada nas Figuras 1, 2, 3 e 4, nas quais são apresentadas as distribuições das grandezas idade da paciente, EMC, DGM e DVM, respectivamente, em relação a porcentagem de imagens avaliadas nesse estudo.

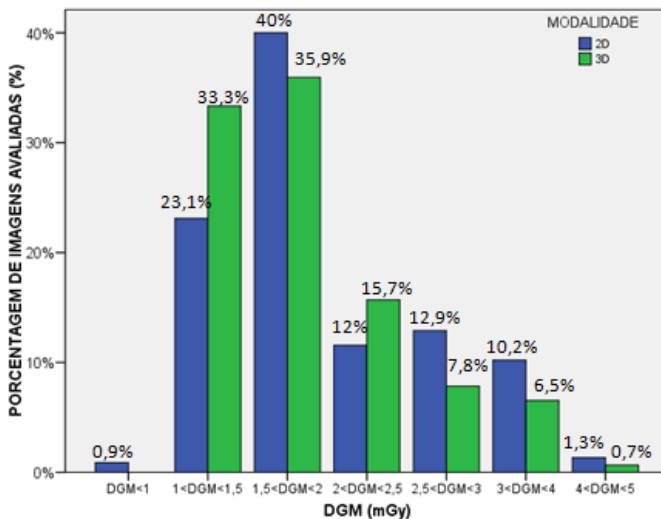
**Figura1** - Porcentagem de imagens avaliadas em função da grandeza idade das pacientes.



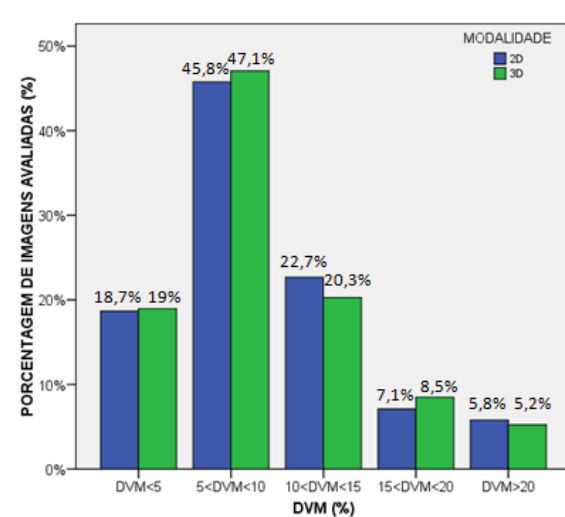
**Figura2** - Porcentagem de imagens avaliadas em função da grandeza EMC.



**Figura 3** - Porcentagem de imagens avaliadas em função da grandeza DGM.



**Figura 4** - Porcentagem de imagens avaliadas em função da grandeza DVM.



Como 81,22% da amostra foi composta por imagens dos mesmos pacientes para as duas modalidades de mamografia, as grandezas apresentaram distribuições similares nas duas modalidades. Para as grandezas EMC, DGM e DVM, a predominância dos casos é encontrada nas

mesmas faixas para ambas modalidades. A idade da paciente apresentou predominância dos casos na faixa de 40 a 50 anos para 2D e 50 a 60 anos para 3D.

Como nos testes de verificação da distribuição das curvas das variáveis (DGM, DVM e EMC), sempre que um dos testes de normalidade, Kolmogorov-Smirnov ou Shapiro-Wilk, ou ambos os testes, apresentavam  $p < 0,05$ , optou-se por tratar a variável como uma amostra com distribuição não normal. Os resultados dos testes de normalidade são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 : Resultados dos testes de verificação da normalidade das variáveis DGM, DVM e EMC, avaliados pelo valor de  $p$  para as modalidades 2D e 3D.

Variável	Valor de $p$	
	Modalidade 2D	Modalidade 3D
DGM	$p < 0,05$	$p < 0,05$
DVM	$p < 0,05$	$p < 0,05$
EMC	$p < 0,05$	$p > 0,05$
DGM (40 < EMC < 50)	$p > 0,05$	$p < 0,05$
DGM (50 < EMC < 60)	$p < 0,05$	$p < 0,05$
DGM (60 < EMC < 70)	$p > 0,05$	$p < 0,05$
DGM (70 < EMC < 80)	$p > 0,05$	$p > 0,05$
DVM (40 < EMC < 50)	$p < 0,05$	$p < 0,05$
DVM (50 < EMC < 60)	$p < 0,05$	$p < 0,05$
DVM (60 < EMC < 70)	$p < 0,05$	$p < 0,05$
DVM (70 < EMC < 80)	$p < 0,05$	$p > 0,05$

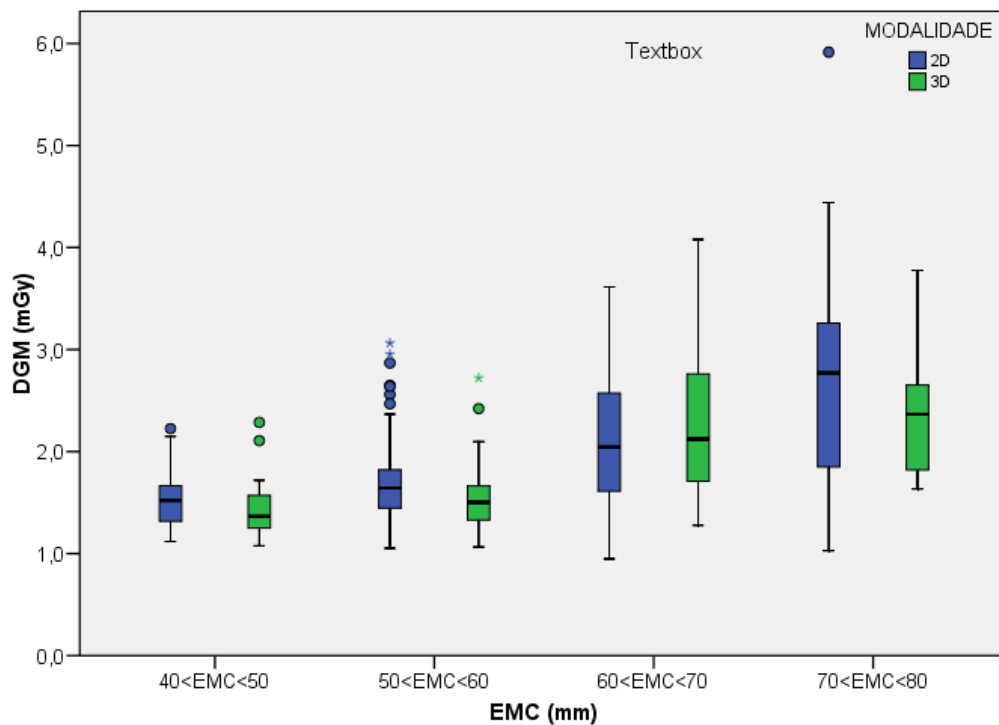
Na verificação da correlação, quando as duas variáveis apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste paramétrico de Pearson e quando, uma das variáveis ou ambas apresentaram distribuição não normal, foi utilizado o teste não paramétrico Sperman.

A correlação da DGM com a EMC apresentou  $r = 0,722$  ( $p < 0,05$ ) para mamografia 2D e  $r = 0,623$  ( $p < 0,05$ ), apontando uma correlação mais forte da DGM com EMC para mamografia 2D. Na Figura 5 é possível perceber pela mediana de cada intervalo, que a DGM aumenta diretamente com o aumento da faixa de EMC nas duas modalidades. O aumento da DGM com a EMC é um

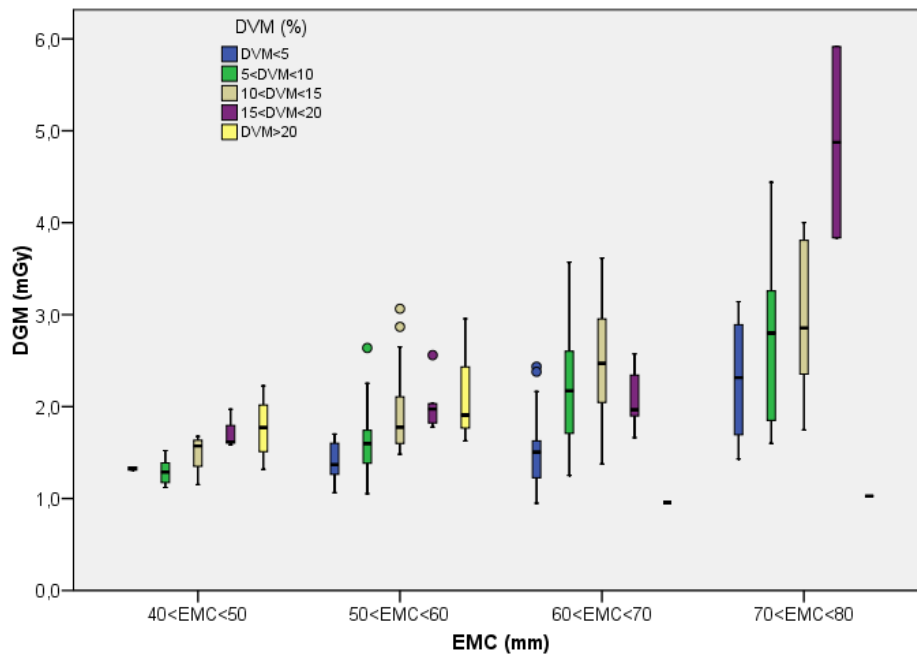
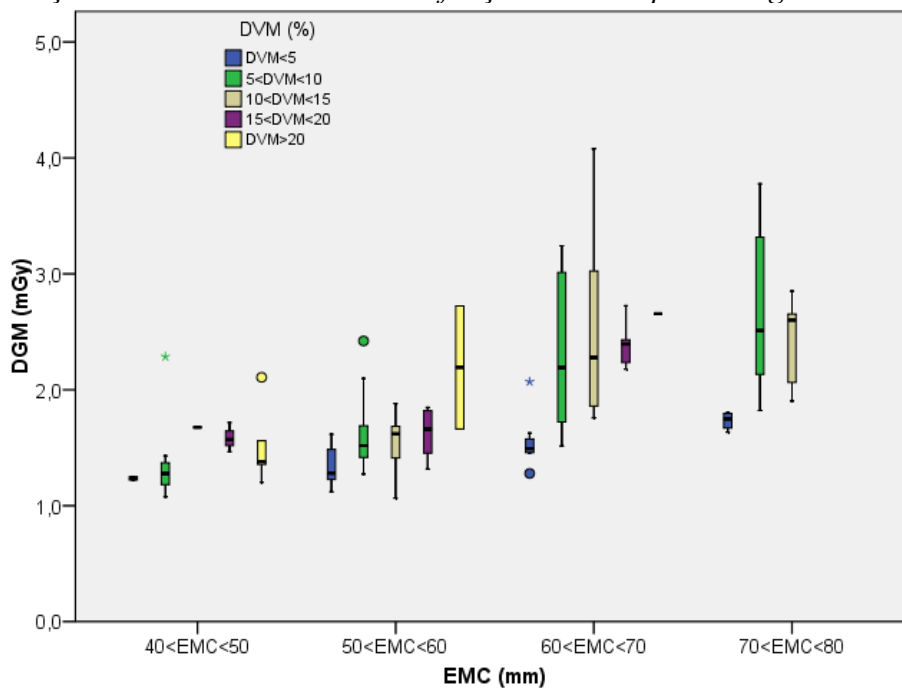


resultado esperado, visto que em mamas de maior EMC a radiação sofrerá uma atenuação mais acentuada, conseqüentemente será necessário o uso de um feixe mais energético do que em mamas com menor espessura. Em outros trabalhos também foi encontrada uma correlação positiva entre a DGM e a EMC, tanto para modalidade 2D [17,13] como para tomossíntese [18].

No teste de hipótese, o acréscimo da DGM com o aumento das faixas de EMC foi estatisticamente significativo na modalidade 2D, apresentando  $p < 0,05$ . Já na modalidade 3D o aumento da DGM em relação à espessura, só foi estatisticamente significativo entre as faixas de  $50 < EMC < 60$  e  $60 < EMC < 70$ . Presumimos que esse resultado inesperado na modalidade 3D seja decorrente de uma amostra estatisticamente insuficiente para obter resultados concisos nas faixas de  $EMC < 40$  e  $40 < EMC < 50$  e  $70 < EMC < 80$ . Para a mesma faixa de espessura nas diferentes modalidades de mamografia o teste de hipótese apresentou  $p > 0,05$  para todas as faixas, indicando que para a amostra de imagens utilizadas nesse estudo não existiu diferença entre a DGM nas modalidades 2D e 3D. Esse resultado discorda de outros estudos, os quais apresentam maior dose de radiação na modalidade 3D quando comparada com a modalidade 2D digital [19-21]. No entanto, esse aumento na dose é mais visível em exames do tipo combo, nos quais, além da imagem 3D, também é realizada uma imagem 2D em cada projeção, assim, resultando em uma dose maior [22]. Castillo et al.,[23] enfatizam que a varredura em um exame de tomossíntese, em princípio, foi projetada para que a dose total administrada seja equivalente à de uma mamografia 2D. Entretanto, a recomendação de fazer o exame combo pode dobrar a dose recebida por uma paciente [23]. Nesse estudo foram analisadas somente as imagens 3D, sem ser combo (3D + 2D). Acreditamos que esse fato explica os resultados da DGM próximos para as duas modalidades.

**Figura 5** - Relação da DGM com a EMC nas modalidades de mamografia 2D e 3D.

Nas Figuras 6 e 7 pode ser observada uma tendência de aumento da DGM com o aumento da DVM em todas as faixas de EMC para as duas modalidades 2D e 3D, respectivamente. Esse resultado concorda com outros encontrados na literatura [13,24]. A mesma tendência de aumento da DGM em mamas de maior densidade também foi observada em mulheres com implantes mamários [25]. No entanto, em todas as faixas de EMC para a modalidade 2D (Figura 6) e na faixa  $40 < EMC < 50$  na modalidade 3D (Figura 7), alguns subgrupos de DVM não seguiram a tendência de aumento da DGM com o aumento da DVM. Esses casos podem ser explicados por um valor de EMC médio menor nos subgrupos com maior DVM e menor DGM em relação aos subgrupos com menor DVM e maior DGM. Os valores médios de EMC para os subgrupos que não seguiram a tendência de aumento da DGM com o aumento da DVM são apresentados na Tabela 3.

**Figura 6 -** Relação da DGM com a DVM em função da EMC para imagens da modalidade 2D.**Figura 7 -** Relação da DGM com a DVM em função da EMC para imagens da modalidade 3D.

**Tabela 3** - Valores da média da EMC para subgrupos de DVM que não seguiram a tendência de aumento da DGM com o aumento da DVM em faixas da EMC para as modalidades 2D e 3D.

Faixas de EMC (mm)	Modalidade 2D				Modalidade 3D
	40<EMC<50	50<EMC<60	60<EMC<70	70<EMC<80	40<EMC<80
Subgrupos de DVM (%) com os respectivos valores das médias de EMC.	DVM < 5 (49,2 mm)	15<DVM<20 (54,6 mm)	10<DVM<15 (64,5 mm)	15<DVM<20 (79,4 mm)	10<DVM<15 (49 mm)
	5<DVM<10 (46 mm)	DVM>20 (51,4 mm)	15<DVM<20 (63,8 mm)	DVM>20 (75 mm)	15<DVM<20 (48,2 mm)
			DVM>20 (62 mm)		DVM>20 (45,9 mm)

Para uma melhor análise das correlações da DGM com a DVM, a EMC foi fixada em intervalos de 10 mm. Na modalidade 2D, a maior correlação entre DGM e DVM ocorreu para a menor faixa de EMC ( $40 < EMC < 50$ ) e foi decrescendo com o aumento da EMC até 70 mm. Para a faixa de  $70 < EMC < 80$ , o coeficiente de correlação apresentou leve aumento. Na modalidade 3D, os resultados foram similares aos da modalidade 2D. Os resultados são apresentados na Tabela 4.

**Tabela 4**- Valores dos coeficientes de correlação (r) com os respectivos valores de (p) entre as grandezas DGM e DVM nas diferentes faixas de EMC para as modalidades 2D e 3D.

Faixas de EMC (mm)	Valor do coeficiente de correlação (r) com os respectivos valores de (p)	
	Modalidade 2D	Modalidade 3D
40 < EMC < 50	r = 0,678 (p < 0,05)	r = 0,439 (p < 0,05)
50 < EMC < 60	r = 0,527 (p < 0,05),	r = 0,323 (p < 0,05)
60 < EMC < 70	r = 0,313 (p < 0,05)	r = 0,314 (p < 0,05)
70 < EMC < 80	r = 0,394 (p < 0,05)	r = 0,338 (p < 0,05)

A maior correlação foi encontrada na menor faixa de EMC, diminuindo gradativamente para as faixas seguintes e, aumentando ligeiramente, na última faixa. A melhor correlação entre a DGM e a DVM para mamas de menor EMC é um resultado coerente, visto que mamas com maior EMC apresentam menor volume de tecido glandular [1, 9, 25]. A maior diferença nos coeficientes de correlação para a DGM e a DVM, para as duas modalidades, ocorre nas duas menores faixas de

EMC. Ainda que não tenha sido encontrada diferença significativa entre a DGM nas duas modalidades, acreditamos que esse resultado pode ser explicado pelo fato de que a maior diferença de dose entre elas é encontrada em mamas de menor espessura [19].

Presumimos que a alta dispersão dos dados vistos nas Figuras 5, 6 e 7 seja consequência da utilização de imagens reais de pacientes. Isto implica na existência de inúmeros fatores que influenciam um exame e não foram levados em consideração nesse estudo, assim como pelo fato de terem sido utilizadas imagens de três equipamentos diferentes, sendo que cada modelo de equipamento utiliza metodologias distintas de funcionamento.

#### **4. CONCLUSÕES**

Entre os fatores diretamente relacionados com as imagens de paciente estudados nesse trabalho, a EMC foi o que mostrou ter maior influência no aumento da DGM, seguida pela DVM. Esses resultados reforçam que uma compressão correta da mama é importante para minimizar a dose de radiação que a paciente recebe. Além disso, os métodos utilizados para determinação da DGM devem considerar a utilização de um cálculo mais específico da densidade da mama, visto que é um fator que também influencia na dose. Esse estudo contribuiu para demonstrar como os aspectos intrínsecos das pacientes influenciam na DGM em ambas as modalidades e que a mensuração dessas características é útil na dosimetria em mamografia.

Os resultados obtidos nas duas modalidades mamográficas na projeção CC seguiram a mesma tendência em todos os resultados, demonstrando que tanto imagens de mamografia, 2D como 3D podem ser utilizadas para esse tipo de estudo.

#### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem ao CNPq, FAPEMIG e CNEN pelo apoio financeiro e as instituições que forneceram as imagens analisadas neste estudo.

## REFERÊNCIAS

- [1] MEHNATI, P.; ALIZADEH, H.; HODA, H. Relation between mammographic parenchymal patterns and breast cancer risk: Considering BMI, compressed breast thickness and age of women in Tabriz, Iran. **Asian Pacific J. Cancer Prev.**, v 17, p. 2259–2263, 2016.
- [2] INCA - Instituto Nacional do Câncer **Parâmetros técnicos para o rastreamento do câncer de mama**. Rio de Janeiro: INCA, 2009. 28p.
- [3] VILAVERDE, F.; ROCHA, A.; SOUSA, M.R. *et al.* Tomossíntese mamária: o que o radiologista deve saber. **Acta Radiologia Portuguesa**, v 109, p. 35–41, 2016.
- [4] ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging**. ICRU Report 74, Bethesda: ICRU, 2005. 40p.
- [5] PAIXÃO, L.; OLIVEIRA, B.B.; VILORIA, C. *et al.* Monte Carlo derivation of filtered tungsten anode X-ray spectra for dose computation in digital mammography. **Radiol. Bras.** v 48, p. 363–367, 2016.
- [6] OLIVEIRA, B.B.; OLIVEIRA, M.A.; PAIXÃO, L. *et al.* Dosimetria e avaliação da qualidade da imagem em um sistema de radiografia direta. **Radiol. Bras.**, v 47, p. 361–367. 2015.
- [7] DANCE, D.R.; SECHOPOULOS, I. Dosimetry in x-ray-based breast imaging. **Phys. Med. Biol.** v 61, p. R271-R304 2016.
- [8] DANCE, D.R.; SKINNER, C.L.; YOUNG, K.C. *et al.* Additional fact Physics in Medicine and Biology for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Phys. Med. Biol.** v 5, p. 3225–3240 2000.
- [9] BECKETT, J. R. *et al.* Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. **Phys. Med. Biol.** v 45, p. 801-813 2000.
- [10] ZULFIQAR, M.; ROHAZLY, I.; RAHMAH, M. Do the majority of Malaysian women have dense breasts on mammogram? **Biomed. Imaging Interv. J.** v. 7, p. e14 2011.
- [11] KO, S. Y.; KIM, M.J.; KIM, E.K. *et al.* Mammographic density estimation with automated

- volumetric breast density measurement. **Korean J. Radiol.** v. 15, p. 313–321 2014.
- [12] HIGHNAM, R.; BRADY, S.M.; YAFFE, M.J.; KARSSMEIJER, N. *et al.* Robust breast composition measurement - Volpara™. **Lect. Notes Comput.** v. 6136 LNCS, p. 342–349 2010.
- [13] NGUYEN, J.; WILLIAMS, M.V.; PATRIE, J.T. *et al.* Do women with dense breasts have higher radiation dose during screening mammography? **Breast J.** v. 24, p. 35–40 2018.
- [14] ZOETELIEF, J., *et al.* Glandularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in The Netherlands. **Phys. Med. Biol.** v. 51, p. 1807–1817 2006.
- [15] SCHUBAUER, MK. FREY, GD. BARON, L. *et al.* Mammography dose in relation to body mass index, race, and menopausal status. **Radiat Prot Dosimetry.** v. 98, p. 425-32 2002.
- [16] IBM SPSS Statistics 15. IBM. 2006. Software. Disponível em: <http://www-01.ibm.com/software/analytics/spss/products/statistics/> 2006.
- [17] HENDRICK, R. E.; PISANO, E.D.; AVERBUKH, A. *et al.* Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology imaging network digital mammographic imaging screening trial. **Am. J. Roentgenol.** v. 194, p. 362–369 2010.
- [18] TSE, J.; FULTON, R.; RICKARD, M. *et al.* Brennan P, McLean D. Dosimetric impact of breast density in breast tomosynthesis: A comparative study. **Breast J.** v. 25, p. 296-300, 2019.
- [19] ALAKHRAS, M.M.; MELLO-THOMS, C.; BOURNE, R. *et al.* Radiation dose differences between digital mammography and digital breast tomosynthesis are dependent on breast thickness. **Phys Med Imaging**, v. 9783, p. 97832R, 2016.
- [20] GENNARO, G.; BERNARDI, D.; HOUSSAMI, N. Radiation dose with digital breast tomosynthesis compared to digital mammography: per-view analysis. **Eur Radiol**, v. 28, p. 573-81, 2018.
- [21] SKAANE, P.; BANDOS, A.I.; GULLIEN, R. *et al.* Comparison of digital mammography

alone and digital mammography plus tomosynthesis in a populationbased screening program. **Radiology**, v. 267, p. 47-56, 2013.

- [22] GILBERT, F.J.; TUCKER, L.; YOUNG, K.C. Digital breast tomosynthesis (DBT): A review of the evidence for use as a screening tool. **Clin. Radiol**, v. 71, p.141-50, 2016.
- [23] CASTILLO, M.; CHEVALIER, M.; CALZADO, A. *et al.* Estudio de los valores de dosis a pacientes en exámenes de tomosíntesis de mama estimados con dos métodos distintos Comparative study of patient doses calculated with two methods for breast digital tomosynthesis. **Rev. Fis. Med.** v. 16, p. 35-46, 2015.
- [24] SHIN, S. U.; CHANG, J.M.; BAE, M.S. *et al.* Comparative evaluation of average glandular dose and breast cancer detection between single-view digital breast tomosynthesis (DBT) plus single-view digital mammography (DM) and two-view DM: correlation with breast thickness and density. **Eur. Radiol.** v. 25, p. 1–8, 2015.
- [25] COUTO, L.S.; FREITAS ,R.; CORREA, R.S; *et al.* Mean glandular dose in digital mamography in women with breast implants. **J Radiol Prot.** v. 39, p. 498-510, 2019.
- [26] MOSHINA, N.; ROMAN, M.; WAADE, GG. *et al.* Breast compression parameters and mammographic density in the Norwegian Breast Cancer Screening Programme. **Eur. Radio.** v. 28, p. 1662–72, 2018.