

Universidade Federal de Uberlândia  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Graduação em Engenharia Biomédica

Ana Beatriz Thezolin

**Modelagem e Implementação de um *Phantom*  
Digital de Mama Baseado em Ruído de Perlin**

Uberlândia, MG  
2024

Ana Beatriz Thezolin

# **Modelagem e Implementação de um *Phantom* Digital de Mama Baseado em Ruído de Perlin**

Projeto de Trabalho de Conclusão de Curso da Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia - UFU - Campus Santa Mônica, como requisito para a obtenção do título de Graduação em Engenharia Biomédica.

Orientador Profa. Dra. Ana Claudia Patrocinio

Uberlândia, MG

2024

Ana Beatriz Thezolin

## **Modelagem e Implementação de um *Phantom* Digital de Mama Baseado em Ruído de Perlin**

Projeto de Trabalho de Conclusão de Curso da Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia - UFU - Campus Santa Mônica, como requisito para a obtenção do título de Graduação em Engenharia Biomédica.

COMISSÃO EXAMINADORA

---

**Profa. Dra. Ana Claudia Patrocinio**  
Orientador

---

**Dr. Pedro Cunha Carneiro**  
Coorientador

---

**Prof. Dr. Felipe Alves da Louza**

Uberlândia, MG  
2024

*Este trabalho é dedicado à minha mãe, Dulce, sem o apoio e esforço dela, eu nunca  
poderia chegar até aqui.*

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus, por me dar sabedoria e forças para que eu pudesse enfrentar os momentos difíceis da graduação.

Agradeço aos meus pais, Dulce Zani de Carvalho Thezolin e Aldo Thezolin, e aos meus irmãos, Anderson José Thezolin, Daiana Cristina Thezolin e Ana Laura Thezolin pelo apoio, incentivo e amor incondicionais que me deram em todos os momentos e pelo esforço que fizeram para que eu pudesse estar aqui.

Agradeço ao meu namorado pelo apoio incondicional durante o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço à minha orientadora, Ana Cláudia Patrocínio, por aceitar me orientar e toda a ajuda e apoio recebidos durante a elaboração desse trabalho.

Agradeço ao meu Coorientador, Pedro Cunha Carneiro, por aceitar me orientar e por todo conteúdo ensinado, apoio, contribuição e auxílio para que esse trabalho pudesse ser realizado.

Agradeço ao professor Felipe Alves da Louza, por aceitar o convite para compor a banca deste trabalho e por toda a orientação e ensinamentos nos projetos de iniciação científica.

Agradeço a todos os docentes do curso de Engenharia Biomédica, por todo ensinamento nas aulas.

Agradeço aos bons amigos que a universidade me proporcionou, por cada momento de alegria que passamos juntos.

Agradeço à toda comunidade da Universidade Federal de Uberlândia, sem eles, nada disso seria possível.

*“A persistência é o caminho do êxito.”*  
*(Charles Chaplin, 1997)*

# Resumo

O câncer de mama é uma doença que acometeu, no ano de 2022, mais de 2 milhões de mulheres no mundo, entre elas, cerca de 94 mil diagnosticadas no Brasil. O número de casos e mortes pela doença tende a aumentar nos próximos anos devido ao envelhecimento da população e ao crescimento populacional. Quando diagnosticado precocemente, o paciente apresenta maiores chances de cura da doença, implicando na diminuição da taxa de mortalidade pelo câncer de mama. O padrão ouro para detecção precoce do câncer de mama é o exame de mamografia, indicado principalmente para a população entre 50 e 69 anos. A Portaria N° 2.898, de 28 de novembro de 2013, apresenta o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), criado para implementar um controle de qualidade da mamografia em todo o território nacional. Em vista da necessidade do controle de qualidade em exames de mamografia, o objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um simulador de *phantoms* de mama digitais realistas, que podem ser utilizados em ensaios clínicos virtuais, para auxiliar em testes de ferramentas de diagnóstico, treinar de profissionais e agregar pesquisas de modelos de mama. Foi desenvolvido uma interface gráfica que permite simular diferentes *phantoms* digitais da mama realistas, baseado em parâmetros escolhidos pelo usuário. São simulados o formato da mama e mamilo, o fundo mamográfico e o tecido fibroglandular para representação das estruturas mamárias. Cada imagem gerada pode ser salva em formato DICOM para acesso futuro, podendo ser utilizada em testes de processamento de imagem. O simulador apresentou resultados visuais semelhantes à imagens reais, contudo, ele possui limitações quanto à diversidade de modelos criados, apresentando baixa variabilidade em densidade mamária. Os resultados apontam a necessidade de representar uma maior variação da densidade da mama em trabalhos futuros, além de mais testes para validação da qualidade do simulador.

**Palavras-chaves:** Câncer de Mama; Mamografia; Phantom de mama; Ruído Perlin; Simulação.

# Abstract

Breast cancer is a disease that affected over 2 million women worldwide in 2022, with approximately 94,000 cases diagnosed in Brazil. The number of cases and deaths due to this cancer may increase in the coming years due to population aging and growth. When diagnosed early, patients have a higher chance of being cured, which implies lower breast cancer mortality rates. The gold standard for breast cancer detection is the mammography exam, primarily recommended for individuals aged 50 to 69. Ordinance No. 2,898, from November 28, 2013, established the Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), aimed at implementing quality control of mammography across the national territory. Given the necessity of quality control in mammography exams, the objective of this study was to develop a realistic breast phantom simulator, which can be used for virtual clinical trials to support diagnostic tool testing, professional training, and research on breast models. A graphical interface was developed that allows users to create diverse digital breast phantoms based on parameters chosen by the user. The simulator models the breast, nipple, mammographic background, and glandular tissue to represent breast structures. Each generated image can be saved in DICOM format for later access, which can be used for image processing tests. This simulator provides visual results close to real images, though it has some limitations regarding the diversity of models produced, resulting in low variability in breast density. The results indicate a need to represent greater variation in breast density in future work, as well as additional testing to validate the quality of the simulator.

**Key-words:** Breast Cancer; Mammography; Breast Phantom; Perlin Noise; Simulation.

# Lista de ilustrações

|                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – A. Ilustração da mama feminina e da parede anterior do tórax em uma vista sagital. B. Estruturas da mama e relações anatômicas posteriores em um exame de RM sagital. . . . .                                                         | 16 |
| Figura 2 – Ruído Perlin em duas e três dimensões. . . . .                                                                                                                                                                                        | 18 |
| Figura 3 – Representação dos vetores de gradiente e dos vetores de distância em uma malha 2D. . . . .                                                                                                                                            | 19 |
| Figura 4 – a) Simulação do <i>phantom</i> de mama com as estruturas sem compressão. b) e c) Simulação do modelo após o método de compressão nas vistas cranio-caudal (CC) e médio-lateral (MLO), respectivamente. . . . .                        | 20 |
| Figura 5 – Simulações do <i>phantom</i> de mama após a projeção de raio-x. Todos os modelos apresentam 4 cm de espessura, após compressão, e densidade de 60% com diferentes valores de $\beta$ . . . . .                                        | 21 |
| Figura 6 – Modelos simulados contendo: (A) Combinação das estruturas de fundo; (B) Tecido mamário; e (C) Máscaras adiposas e glandulares. . . . .                                                                                                | 22 |
| Figura 7 – Simulação de duas mamas em exames de tomossíntese mamária digital. Mamas sem aplicação de atenuação (A e D), com aplicação de atenuação linear (B e E) e tangente hiperbólica (C e F). . . . .                                        | 23 |
| Figura 8 – <i>Phantom</i> de mama simulado sem compressão. A legenda ao centro da imagem indica as estruturas mamárias de acordo com as cores delas. . . . .                                                                                     | 24 |
| Figura 9 – <i>Phantom</i> de mama simulados após a compressão e a projeção de mamografia. . . . .                                                                                                                                                | 24 |
| Figura 10 – Fluxo de execução do simulador. . . . .                                                                                                                                                                                              | 25 |
| Figura 11 – Página inicial da interface gráfica. . . . .                                                                                                                                                                                         | 31 |
| Figura 12 – Página principal da interface gráfica. . . . .                                                                                                                                                                                       | 32 |
| Figura 13 – Página principal da interface gráfica com o resultado. O modelo apresentado na interface foi simulado com as sugestões apresentadas na interface (Resolução espacial = 2150x1765, Frequência = 0.01 e Lateralidade direita). . . . . | 32 |
| Figura 14 – Imagens simuladas com resoluções espaciais e frequências diferentes. Nas imagens estão indicadas sua resolução espacial (“r”), sua frequência (“f”) e o tempo de processamento (“t”). . . . .                                        | 33 |
| Figura 15 – Comparação entre as ROIs de a) cinco imagens simuladas no <i>MammoPhantom</i> e b) cinco imagens reais de exames de mamografia. . . . .                                                                                              | 34 |

# Lista de tabelas

|                                                                                                  |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Cálculo da média e desvio de 20 imagens reais da mama e 20 imagens simuladas. . . . . | 35 |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|----|

# Lista de abreviaturas e siglas

|          |                                                          |
|----------|----------------------------------------------------------|
| ACR      | <i>American College of Radiology</i>                     |
| BI-RADS  | <i>Breast Image Reporting and Data System</i>            |
| CAD      | <i>Computer-Aided Diagnosis</i>                          |
| CC       | Crânio-Caudal                                            |
| CT       | <i>Computed Tomography</i>                               |
| IARC     | <i>International Agency for Research on Cancer</i>       |
| INCA     | Instituto Nacional de Câncer                             |
| MLO      | Médio-Lateral                                            |
| MS       | Ministério da Saúde                                      |
| OMS      | Organização Mundial da Saúde                             |
| PECQMamo | Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia |
| PNQM     | Programa Nacional de Qualidade em Mamografia             |
| RM       | Ressonância Magnética                                    |
| ROI      | <i>Region of Interest</i>                                |
| SES-MG   | Secretaria de Estado de Saúde de Minas Gerais            |
| SUVISA   | Superintendência Estadual de Vigilância Sanitária        |
| VCT      | <i>Virtual Clinical Trials</i>                           |

# Sumário

|            |                                              |           |
|------------|----------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b>   | <b>INTRODUÇÃO</b>                            | <b>12</b> |
| <b>1.1</b> | <b>Justificativas</b>                        | <b>14</b> |
| <b>1.2</b> | <b>Objetivos</b>                             | <b>14</b> |
| 1.2.1      | Objetivos Específicos                        | 15        |
| <b>2</b>   | <b>REFERENCIAIS TEÓRICOS</b>                 | <b>16</b> |
| <b>2.1</b> | <b>Histologia da Mama</b>                    | <b>16</b> |
| <b>2.2</b> | <b><i>Phantoms</i> Mamográficos</b>          | <b>17</b> |
| <b>2.3</b> | <b>Ruído de Perlin</b>                       | <b>18</b> |
| <b>2.4</b> | <b>Simuladores na Literatura</b>             | <b>19</b> |
| 2.4.1      | Simulação de Chen et al. (2011)              | 19        |
| 2.4.2      | Simulação de Barufaldi et al. (2021a)        | 21        |
| 2.4.3      | Simulação de Wang et al. (2024)              | 23        |
| <b>3</b>   | <b>METODOLOGIA</b>                           | <b>25</b> |
| <b>3.1</b> | <b>Simulação do Formato da Mama e Mamilo</b> | <b>25</b> |
| <b>3.2</b> | <b>Simulação do Fundo da Mama</b>            | <b>26</b> |
| <b>3.3</b> | <b>Simulação do Tecido Fibroglandular</b>    | <b>28</b> |
| <b>3.4</b> | <b>Interface</b>                             | <b>28</b> |
| <b>3.5</b> | <b>Cálculo de Média e Desvio Padrão</b>      | <b>29</b> |
| <b>4</b>   | <b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>               | <b>31</b> |
| <b>4.1</b> | <b>Interface</b>                             | <b>31</b> |
| <b>4.2</b> | <b>Simulação do <i>phantom</i> digital</b>   | <b>33</b> |
| <b>5</b>   | <b>CONCLUSÃO</b>                             | <b>36</b> |
|            | <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>            | <b>38</b> |
|            | <b>ANEXO A – ANEXOS</b>                      | <b>42</b> |
|            | <b>ANEXO B – ANEXOS</b>                      | <b>43</b> |
|            | <b>ANEXO C – ANEXOS</b>                      | <b>45</b> |
|            | <b>ANEXO D – ANEXOS</b>                      | <b>47</b> |
|            | <b>ANEXO E – ANEXOS</b>                      | <b>53</b> |

# 1 Introdução

O câncer de mama é uma doença causada pelo crescimento desordenado de células na mama, desenvolvendo-se nos ductos de leite ou lóbulos que produzem o leite, podendo essas células anormais se difundirem para os outros tecidos mamários (Organização Mundial da Saúde (OMS), 2024). Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA)(2024a), o câncer de mama é o segundo câncer que mais acomete mulheres no Brasil e no mundo, ficando atrás do câncer de pele do tipo não melanoma. No ano de 2022, a OMS registrou 2.296.840 novos casos de câncer de mama e 666.103 mortes no mundo, sendo o segundo câncer de maior incidência e o quarto câncer de maior mortalidade (International Agency For Research on Cancer (IARC), 2023b). No Brasil foram registrados 94.728 dos casos e 22.189 das mortes para esse mesmo ano (International Agency For Research on Cancer, 2023a).

A IARC estima 100.364 novos casos de câncer de mama no Brasil (International Agency For Research on Cancer, 2023e) e 2.454.864 novos casos no mundo para o ano de 2025 (International Agency For Research on Cancer, 2023f), enquanto os casos de morte são de 715.156 no mundo (International Agency For Research on Cancer, 2023d) e 23.266 no Brasil (International Agency For Research on Cancer, 2023c). Esse aumento no número de novos casos e mortes pelo câncer de mama se dá pelo crescimento populacional e pelo envelhecimento da população (Harbeck et al., 2019), no qual cerca de metade dos diagnósticos incluem mulheres com idade acima de 40 anos. Dentre os fatores de risco da doença, o principal é o sexo, uma vez que apenas 0,5% a 1% dos casos de câncer de mama são diagnosticados em pessoas do sexo masculino (Organização Mundial da Saúde, 2024). Outros fatores de risco incluem uso nocivo de álcool, obesidade, histórico de câncer de mama na família, exposição a radiação, terapia hormonal pós-menopausa, histórico reprodutivo e uso de tabaco (Organização Mundial da Saúde, 2024).

No estágio inicial da doença, os sintomas costumam ser leves ou nem se manifestarem, enquanto no estágio avançado é comum o paciente apresentar vários sintomas, tais como: nódulo ou espessamento mamário, que pode ou não ser acompanhado de dor, mudança na forma, tamanho ou aparência da mama, vermelhidão, corrosão ou outras alterações na pele, aparência diferente na região ao redor do mamilo e presença de líquido anormal ou com sangue (Organização Mundial da Saúde, 2024). O câncer precoce, ou seja, em estágios iniciais, é considerado um câncer com alta chance de cura (Harbeck et al., 2019). Sendo assim, o diagnóstico precoce do câncer se torna uma prevenção secundária, evitando que a doença chegue a um estado avançado e diminuindo a taxa de mortalidade (Instituto Nacional do Câncer, 2015).

O Instituto Nacional do Câncer (2015) aponta que a método mais aceito mun-

dialmente para o diagnóstico precoce do câncer de mama é formado por três ações, que incluem uma população atenta aos sinais e sintomas, profissionais capacitados para avaliação dos casos no sistema de saúde e serviços de saúde aptos a fornecer diagnósticos confiáveis. O rastreamento do câncer de mama é uma estratégia utilizada para detectar a doença precocemente em pessoas assintomáticas, voltado a uma população alvo seguindo, normalmente, critérios de faixa etária e sexo (pessoas do sexo feminino) (Instituto Nacional do Câncer, 2015).

Atualmente, a mamografia é considerada o padrão ouro para detectar precocemente o câncer de mama, uma vez que a detecção de massas tumorais não identificadas pelo autoexame das mamas, por meio da mamografia, demonstrou ser benéfica (Instituto Nacional do Câncer, 2015). Apesar da indicação de rastreamento para a população entre 50 e 69 anos, alguns sintomas em pessoas de outra faixa etária devem ser investigados, como a presença de nódulo mamário por mais de um ciclo menstrual em mulheres acima dos 30 anos ou linfadenopatia axilar (Instituto Nacional do Câncer, 2024b). Quando aplicado junto a um exame de qualidade e tratamento correto, o rastreamento do câncer de mama tem apresentado redução na mortalidade da doença (Instituto Nacional do Câncer, 2024b).

Existem diversos tratamentos para a doença, que vai depender da disseminação e do tipo do câncer e do paciente. As opções de tratamento disponíveis atualmente são cirurgia para remoção do tumor ou para remoção de toda a mama (procedimento chamado de mastectomia), radioterapia, que diminui o risco de recorrência do câncer na mama e nos tecidos próximos e medicamentos para matar as células cancerígenas, evitando a sua propagação e diminuindo os casos de recorrência (Organização Mundial da Saúde, 2024).

No ano de 2013, foi publicada a Portaria N° 2.898, de 28 de novembro de 2013 (Ministério da Saúde (MS), 2013) que informa sobre o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM), que tem como objetivo implementar um programa nacional de controle da qualidade da mamografia, sendo ele obrigatório em qualquer setor que realize o exame de mamografia no Brasil (Ministério da Saúde, 2013; Instituto Nacional de Câncer, 2023a). Segundo o Instituto Nacional de Câncer (2023a), o programa possui cinco objetivos:

- Aperfeiçoar a qualidade das mamografias utilizadas para a detecção precoce do câncer através de ações nacionais;
- Desenvolver e implantar ferramentas que irão assegurar a qualidade da imagem, diagnóstico e dose de radiação no exame;
- Definir parâmetros para capacitação e monitoramento dos serviços de mamografia, sejam eles privados ou públicos;

- Realizar a coleta, o processamento e o gerenciamento das informações sobre mamografia através de um sistema automatizado;
- Capacitar os profissionais para aumentar a qualidade dos serviços de mamografia.

Diante da necessidade de realizar um monitoramento das imagens de mamografia, por meio da Superintendência Estadual de Vigilância Sanitária (SUVISA), a Secretaria de Estado de Saúde de Minas Gerais (SES-MG) criou o Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia (PECQMamo), no qual são utilizados simuladores de mama para realizar o controle de qualidade da mamografia (Secretaria de Estado de Saúde de Minas Gerais, 2023). Os simuladores de mama, também chamados *phantoms* de mama são modelos criados para simular a mama de maneira realista, simulando sua anatomia e também lesões presentes no órgão (Barragan, 2016), sendo eles físicos ou virtuais (Sarno, et al., 2023). Utilizando *phantoms* é possível realizar Ensaios Clínicos Virtuais (VCT, do inglês *Virtual Clinical Trials*), que tem o intuito de projetar, avaliar e otimizar sistemas ou realizar aprovação regulatória, sendo uma alternativa econômica e rápida *in silico* (Barufaldi et al., 2021b), uma vez que existem limitações para realizar ensaios clínicos com voluntários, devido aos riscos para saúde (Tomic et al., 2023).

## 1.1 Justificativas

Os resultados das análises de imagens de mamografia dependem da interpretação do radiologista (Elmore et al., 1994), uma vez que uma avaliação precisa da imagem é muito da prática, experiência, conhecimento e dedicação do profissional (Instituto Nacional de Câncer, 2023b). Além disso, a densidade mamária também influencia na análise da imagem, no qual há uma menor sensibilidade da mamografia em mamas mais densas (Chala et al., 2007), isto é, aquelas com maior predominância de tecido fibroglandular, e portanto uma maior dificuldade na detecção do câncer de mama.

Tendo em vista a necessidade de desenvolver novas ferramentas para assegurar a qualidade dos exames de mamografia, conforme indicado pelo PNQM, e melhorar as formas de avaliar mamas densas, tem-se como justificativa do trabalho o estudo, modelagem e desenvolvimento de um *software* para simulação de imagens de mama utilizando o Ruído Perlin, simulando as diferentes texturas mamárias presentes no órgão.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho teve como objetivo desenvolver um simulador de *phantom* digital da mama com características realistas e variáveis.

### 1.2.1 Objetivos Específicos

- Simular o fundo mamográfico para representação a combinação do tecido adiposo e tecido fibrolandular;
- Simular o tecido fibroglandular utilizando estruturas semelhante ao tecido real;
- Permitir a alteração dos parâmetros da simulação;
- Desenvolver uma interface gráfica intuitiva para a simulação;
- Permitir o arquivamento da imagem virtual gerada em formato DICOM para usos em testes de algoritmos de processamento de imagem.

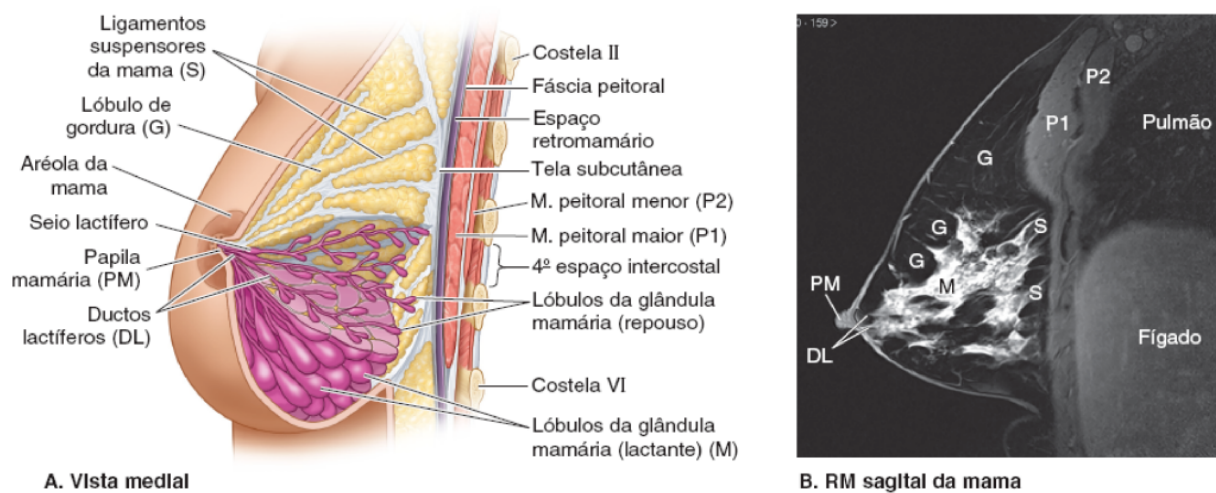
## 2 Referenciais Teóricos

A seguir serão abordados tópicos importantes para a elaboração deste trabalho.

### 2.1 Histologia da Mama

As mamas são estruturas localizadas na parte anterior do tórax formadas, principalmente, por tecido fibroso e tecido glandular em meio a uma rede de tecido adiposo, com a sustentação do órgão pelos ligamentos suspensores, também chamados ligamentos de Cooper (Moore et al., 2022). Em mulheres, estão presentes as glândulas mamárias, localizadas sobre os músculos peitorais, e os ductos lactíferos (Moore et al., 2022). Os ductos lactíferos se formam dando origem aos lóbulos de tecido fibroglandular, somando cerca de 20 lóbulos (Moore et al., 2022). A Figura 1 apresenta uma ilustração da mama e uma imagem de Ressonância Magnética (RM) no qual é possível observar as estruturas internas da mama.

Figura 1 – A. Ilustração da mama feminina e da parede anterior do tórax em uma vista sagital. B. Estruturas da mama e relações anatômicas posteriores em um exame de RM sagital.



Fonte: Moore (2022).

A predominância do tecido fibroglandular define o quão densa é a mama, sendo que densidade mamária tende a reduzir com o aumento da idade da mulher, porém outros fatores podem influenciar nessa redução, como a terapia de reposição hormonal (Lee et al., 2017). De maneira geral, uma mama jovem pode ser considerada uma mama densa, constituída com grande concentração de tecido fibroglandular, e com o passar do tempo, esse tecido fibroglandular tende a diminuir, tornando tal concentração semelhante e até menor que a de tecido adiposo (Carvalho, 2013). Assim a mama torna-se menos densa,

após a menopausa, as glândulas mamárias se atrofiam, fazendo com que a mama tenha uma baixa concentração de tecido fibroglandular e maior de tecido adiposo (Carvalho, 2013).

Existe uma classificação internacional, criada pelo *American College of Radiology* (ACR), chamada *Breast Image Reporting and Data System* (BI-RADS), que tem como objetivo padronizar laudos de imagens mamárias, fornecendo descritivos da composição mamária, de avaliação de imagens de RM e ultrassonografia (American College of Radiology, 2024). A quinta edição do relatório BI-RADS forneceu uma classificação, com quatro categorias, sobre a composição mamária de acordo com a proporção de tecido fibroglandular e adiposo presente na mama (D'orsi et al., 2013), essas categorias foram descritas pelo autor como:

- a. Mamas predominantemente gordurosas;
- b. Mamas com áreas dispersas de densidade fibroglandular;
- c. Mamas com densidade heterogênea, podendo obscurecer pequenos nódulos;
- d. Mamas extremamente densas, reduzindo a sensibilidade da mamografia.

Mamas muito densas apresentam uma limitação nos exames de mamografia, pois o exame possui menor sensibilidade devido a sobreposição das estruturas da mama (Lee et al., 2017).

## 2.2 *Phantoms* Mamográficos

*Phantoms* são dispositivos simuladores utilizados para imitar a anatomia humana, sendo considerados o padrão ouro para avaliar o desempenho dos sistemas de imagem (Tomic et al., 2023). Os *phantoms* de mama devem reproduzir a composição mamária de tecido fibroglandular e tecido adiposo (Keenan et al., 2016), algumas simulações podem reproduzir o formato da mama e outros tecidos, como ligamentos de Cooper, lesões e vasos sanguíneos (Thezolin et al., 2023).

São encontrados na literatura diversos simuladores de mama, tanto físicos, quanto digitais, reconstruídos a partir de imagens de mamas reais ou criados por modelagens matemáticas (Sarno et al., 2023). Os *phantoms* físicos ainda exigem melhorias, uma vez que possuem pouca variação anatômica, representando apenas uma fração da amostra de pacientes, contudo, os *phantoms* digitais têm apresentado resultados mais realistas por conseguirem fornecer variedade e complexidade das estruturas internas do órgão (Tomic et al., 2023), podendo criar formas *phantoms* com o formato real da mama e depois submetê-las a projeções de mamografia ou de outros exames (Sarno et al., 2023). Apesar

do resultado mais realista, os modelos de mama produzidos a partir de exames reais são limitados pela técnica de segmentação utilizada, visto que detalhes podem ser deixados de fora da análise, porém os *phantoms* criados por métodos matemáticos apresentam resultados menos realistas (Chen et al., 2011).

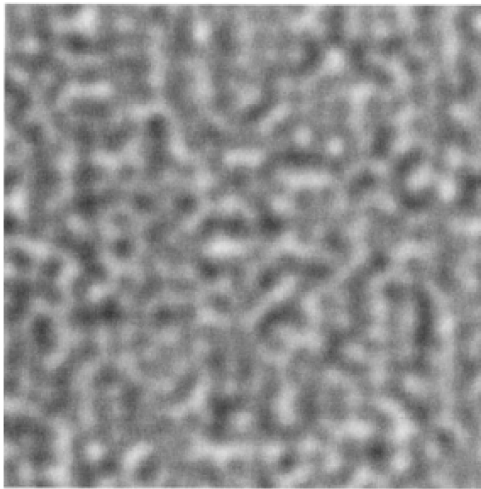
Os simuladores podem ser utilizados para treinar profissionais, avaliar sistemas de auxílio ao diagnóstico (CAD, do inglês *Computer-Aided Diagnosis*) e calibrar equipamentos (Carvalho, 2013).

## 2.3 Ruído de Perlin

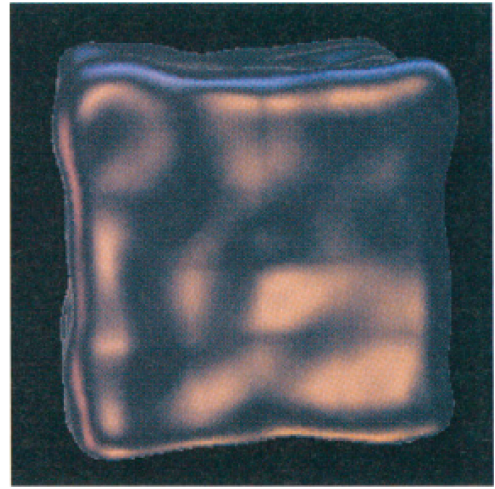
O Ruído Perlin é um ruído pseudo-aleatório, implementado por Ken Perlin em 1985 (Perlin, 1985). Ele surgiu devido à necessidade de implementar texturas com aparência natural de maneira eficiente (Perlin, 1985). O ruído pode ser implementado para simular texturas em várias dimensões. A Figura 2 apresenta o ruído implementado em 2D e 3D.

Figura 2 – Ruído Perlin em duas e três dimensões.

(a) Ruído Perlin em duas dimensões.



(b) Ruído Perlin em três dimensões.



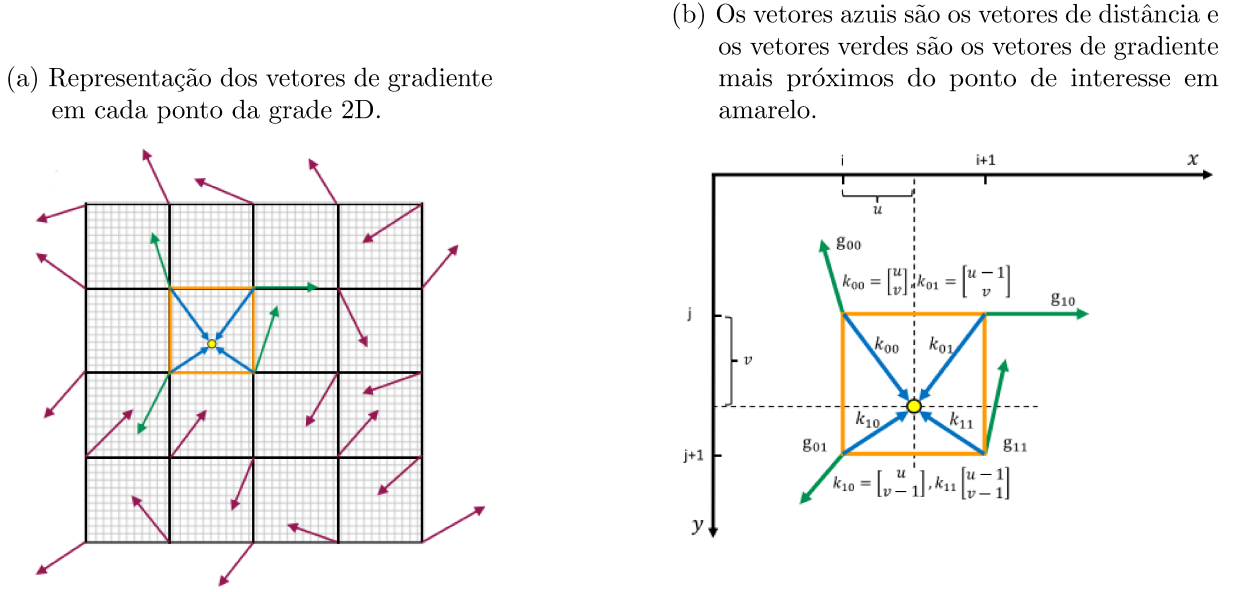
Fonte: Perlin (2003).

O ruído é chamado pseudo-aleatório por apresentar um comportamento de aleatoriedade esperada (Perlin, 2003). Ele possui um resultado dependente da entrada, assim, a saída será a mesma se a entrada se repetir (Perlin, 2003). A entrada do algoritmo são as posições  $x$ ,  $y$  e  $z$ , a depender da dimensão de interesse, e a saída sempre será um valor entre 0 e 1 (Perlin, 2003).

O algoritmo utiliza uma tabela de permutações com valores pseudo-aleatórios de 0 a 255 e uma tabela de gradientes aleatórios para produzir o ruído (Perlin, 2003). Os pontos de coordenadas formam uma grade, assim, cada ponto da grade possui um gradiente (Gustavson, 2005; Wang et al., 2024), conforme apresentado na Figura 3a.

Para calcular o valor do ponto de interesse, são utilizados os vetores mais próximos desse ponto (Gustavson, 2005), como apresentado na Figura 3b, no qual se calcula o produto escalar entre os vetores de gradiente e os vetores de distância (Perlin, 2003; Gustavson, 2005; Wang et al., 2024).

Figura 3 – Representação dos vetores de gradiente e dos vetores de distância em uma malha 2D.



Fonte: Wang et al. (2024).

Em seguida, é aplicada uma operação de interpolação linear com os resultados do produto escalar entre os vetores (Perlin, 2003; Gustavson, 2005; Wang et al., 2024). A função de interpolação do ruído original é dada conforme a equação 2.1:

$$f(t) = -2t^3 + 3t^2 \quad (2.1)$$

Em 2002, Ken criou um novo algoritmo, o Simplex Noise, que apresentava melhorias do ruído original (Perlin, 2002). Apesar dessas atualizações, o Perlin Noise ainda é muito utilizado, possuindo uma implementação mais simples (Martins, 2012).

## 2.4 Simuladores na Literatura

Este tópico inclui alguns simuladores digitais da mama da literatura, com o intuito de apresentar as diferentes formas de construir o modelo da simulação.

### 2.4.1 Simulação de Chen et al. (2011)

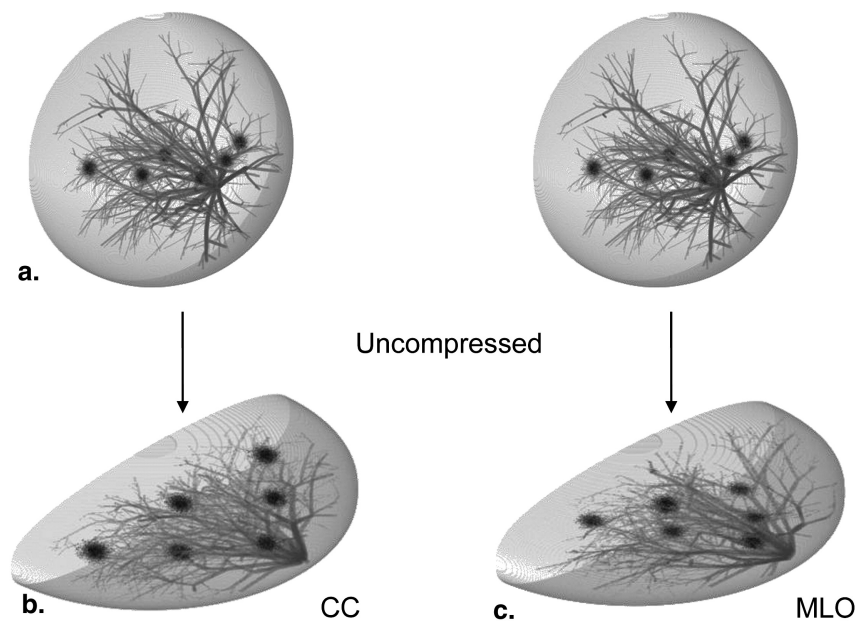
O modelo criado pelos autores simula a pele, uma textura de fundo, uma rede de ductos, microcalcificações e massas mamárias. A simulação da pele delimita o formato da

mama e foi produzida em formato superelipsóide. A textura de fundo foi implementada a partir de uma distribuição de lei de potência e uma matriz 3D de ruído gaussiano, para simular uma combinação entre o tecido adiposo e o glandular nos limites da pele.

A rede de ductos do modelo possui crescimento a partir do mamilo, com distribuição semelhante à uma rede de vasos sanguíneos. Esses ductos foram construídos utilizando ductos segmentares cilíndricos e junções esféricas, no qual a direção do novo ducto que se inicia da junção esférica é calculada a partir da direção do ducto anterior. Essa rede cresce por 16 níveis, sendo a rede inicial, localizada próxima ao mamilo, o nível 0. Os autores incluíram 16 microcalcificações no *phantom*, com diâmetros entre 0,1 e 1,0 mm, dispostas próximas aos ductos. Era posicionado a primeira microcalcificação e a partir dela eram posicionadas as demais, com distâncias baseadas no tamanho da partícula. As massas mamárias foram simuladas com um padrão de centro denso e bordas suaves em um formato elipsoidal.

Para simular os exames de imagem, os modelos foram submetidos a métodos de compressão. A Figura 4 apresenta o *phantom* com as estruturas simuladas antes e depois da compressão.

Figura 4 – a) Simulação do *phantom* de mama com as estruturas sem compressão. b) e c) Simulação do modelo após o método de compressão nas vistas cranio-caudal (CC) e médio-lateral (MLO), respectivamente.

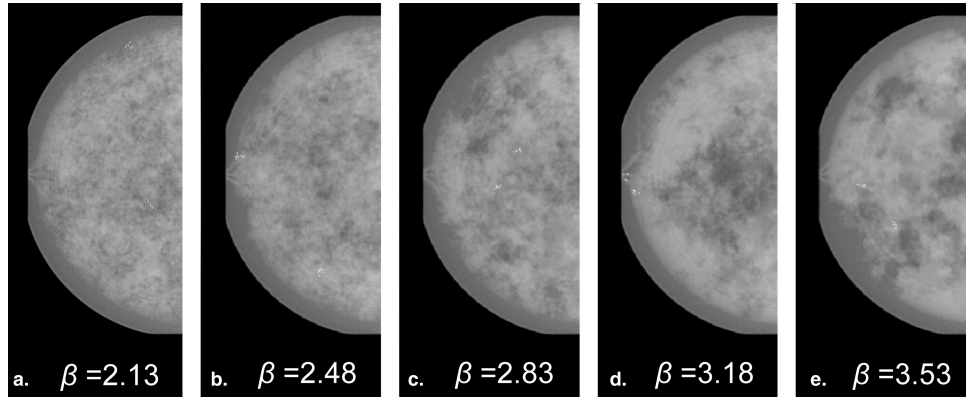


Fonte: Chen et al. (2011).

Para a utilização do simulador, os autores implementaram um algoritmo de simulação da projeção de raio-x para submeter o *phantom*. A Figura 5 destaca cinco simulações com diferentes parâmetros após a projeção.

Os modelos produzidos apresentaram uma validação qualitativa após a comparação

Figura 5 – Simulações do *phantom* de mama após a projeção de raio-x. Todos os modelos apresentam 4 cm de espessura, após compressão, e densidade de 60% com diferentes valores de  $\beta$ .



Fonte: Chen et al. (2011).

visual das imagens simuladas com imagens reais. Além disso, foram comparados os valores de  $\beta$  das imagens com os valores projetados, o que apresentou uma leve divergência, porém essa divergência pode ser calibrada durante a simulação. Uma última avaliação de dosimetria foi feita em projeções de mamografia, RM e Tomografia Computadorizada (CT, do inglês Computed Tomography), apontando que o simulador pode ser utilizado para avaliar a dose de radiação na mama nas três formas de aquisição de imagem de acordo com a compressão da mama.

#### 2.4.2 Simulação de Barufaldi et al. (2021a)

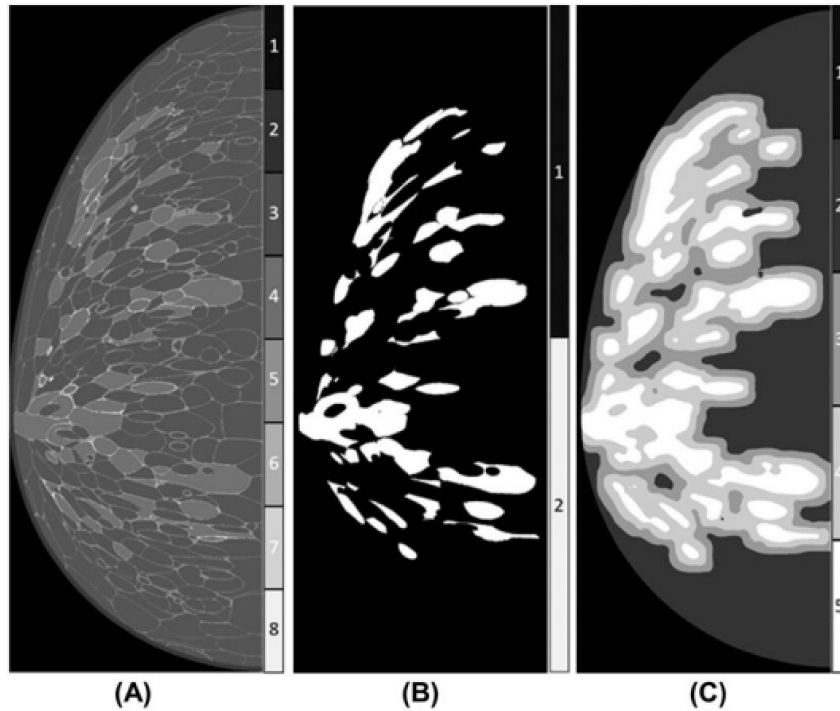
Ao todo, foram utilizados 4 camadas de máscara para os tecidos mamários, independentes entre si, utilizando o Ruído Perlin, cada máscara para um tecido diferente da mama, um para o tecido glandular, o segundo para o tecido adiposo e os outros dois para as camadas intermediárias entre os tecidos anteriores. A Figura 6 mostra três camadas simuladas com diferentes tecidos.

Para cada tipo de tecido, se desejava uma textura diferente, assim, baseado em outros trabalhos, os autores definiram diferentes valores para as variáveis  $\Phi$ ,  $f_{min}$  e  $k$ , que representam, respectivamente, persistência, frequência mínima e número de frequências de ruído, em cada tecido. Para o tecido glandular, o intervalo de valores das variáveis foi  $\Phi = [0, 2; 0, 5]$ ,  $f_{min} = [0, 001; 0, 007]$  e  $k = [2; 4]$ , com incrementos de 0,1, 0,001 e 1, respectivamente. Enquanto para o tecido adiposo, os intervalos foram  $\Phi = [0, 2; 0, 5]$ ,  $f_{min} = [0, 01; 0, 05]$  e  $k = [2; 4]$ , com aumento, respectivamente, de 0,1, 0,01 e 1.

As funções de ruído foram implementadas, adicionadas a uma biblioteca com uma coleção de *plugins ImageJ* e integradas a uma estrutura de ensaio clínico virtual de código aberto que gera os *phantoms*.

Foram simulados 500 *phantoms* de mama, todos com volume de 700 *mL* e espessura

Figura 6 – Modelos simulados contendo: (A) Combinação das estruturas de fundo; (B) Tecido mamário; e (C) Máscaras adiposas e glandulares.



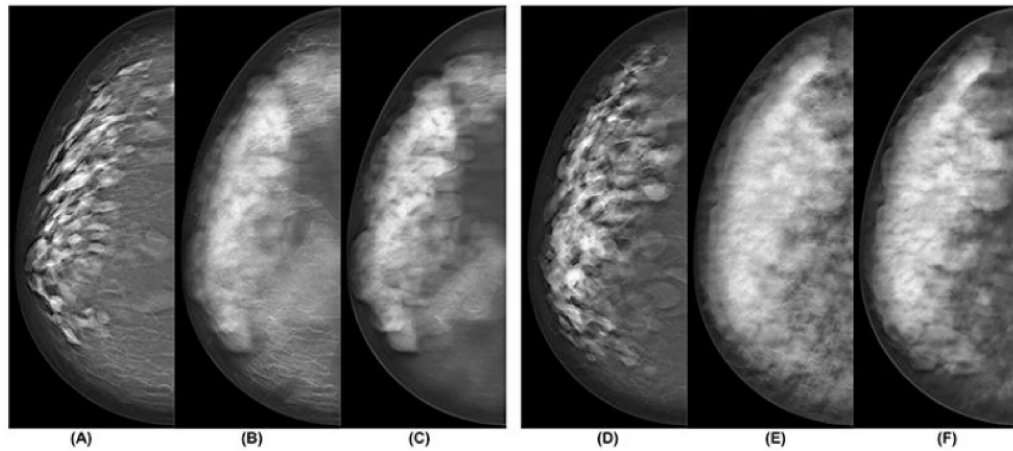
Fonte: Barufaldi et al. (2021a).

de 126,6 *mm* para a mama sem compressão. Após gerar o *phantom* da mama, foi utilizado um *software* para a compressão da mama, criando uma compressão médio-lateral (ML) de 50%, reduzindo a mama a uma espessura de 63,3 *mm*.

A fim de comparar os resultados obtidos com imagens reais de mama, os autores coletaram medidas de espectro de potência e entropia fracionária laplaciana de exames reais de mamografia e tomossíntese mamária e das imagens simuladas. O resultado do espectro de potência das imagens simuladas foi semelhante ao resultado obtido no espectro de potência de imagens reais. As medidas de entropia fracionária laplaciana das imagens simuladas com o Ruído Perlin também apresentaram resultados próximos aos obtidos nas imagens de exames reais. Foram utilizadas as funções de atenuação linear e tangente hiperbólica para simular a atenuação de raios X, no qual observou-se uma menor atenuação utilizando a função tangente hiperbólica, como pode ser observado na Figura 7.

Os autores concluíram que a utilização do Ruído Perlin melhorou a simulação do tecido mamário, deixando as estruturas mamárias menos evidentes nas imagens simuladas. Contudo, os resultados do espectro de potência apontam a necessidade de realizar novas análises estatísticas para avaliação das simulações, conforme apontado em estudos anteriores (Abbey et al. 2019).

Figura 7 – Simulação de duas mamas em exames de tomossíntese mamária digital. Mamas sem aplicação de atenuação (A e D), com aplicação de atenuação linear (B e E) e tangente hiperbólica (C e F).



Fonte: Barufaldi et al. (2021a).

### 2.4.3 Simulação de Wang et al. (2024)

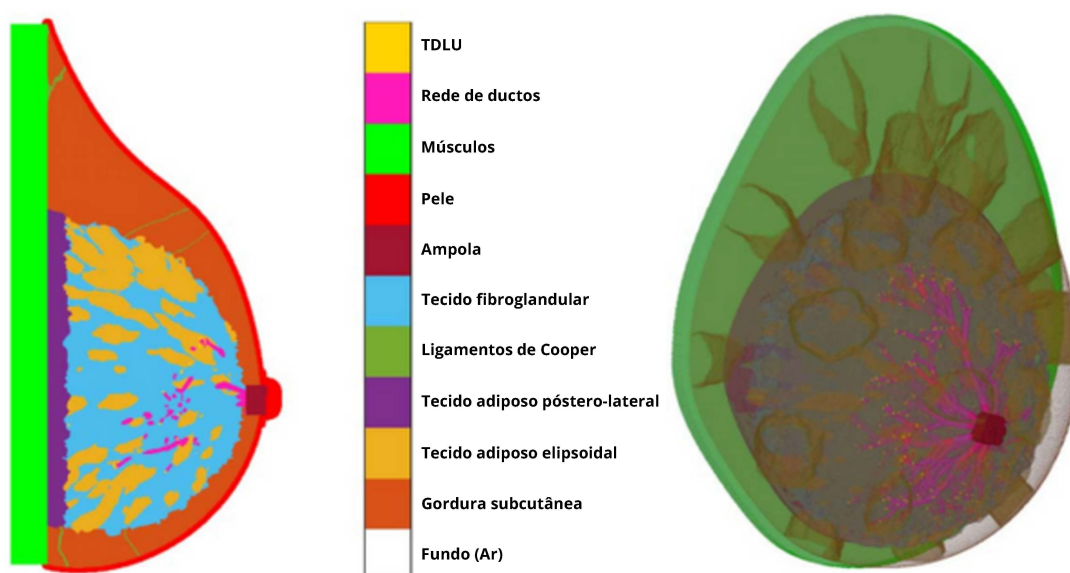
O THUBreast é um software de *phantom* de mama desenvolvido para melhorar simulações anteriores. O novo simulador modela o formato da mama com uma construção em quatro quadrantes, baseado em superquadráticos, e cada quadrante adota um conjunto de parâmetros para o modelo. São aplicadas transformações para controlar o crescimento da mama, curvatura, formato e fixação. O modelo é dividido em três regiões, a da pele, contendo a pele, o mamilo e a aréola, a região adiposa, composta de tecido adiposo e ligamentos de Cooper, e a região fibroglandular, formada pelos ductos lactíferos, tecido glandular, tecido adiposo interno e ampolas. Ao final de cada ducto, foram adicionados os ductos lobulares terminais. Todas as características da simulação foram baseados em parâmetros da população feminina da China.

O Ruído Perlin foi utilizado no estudo para criar texturas nas superfícies de elipsóides adiposos e nos ligamentos de Cooper, realizando a sobreposição de ruídos com diferentes amplitudes e frequências. As frequências são definidas com passo de oitava, ou seja, são duplicadas a incremento. A Figura 8 apresenta o resultado do modelo antes da projeção de mamografia.

Após a implementação do modelo, os autores submeteram os *phantoms* a projeções de mamografia (Figura 9).

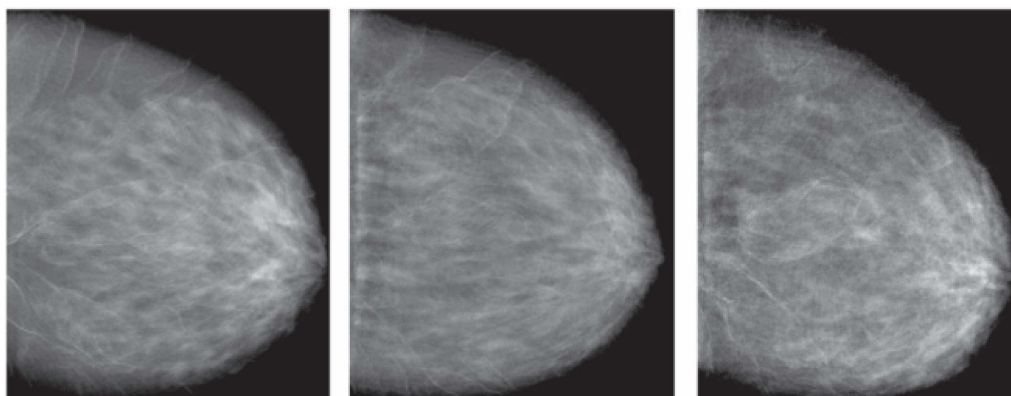
Para validação do simulador, as imagens passaram por análises de dosimetria e lei de potência. A análise de lei de potência apresentou resultados semelhantes aos obtidos da literatura para imagens reais e simuladas. Os autores concluíram que o simulador projetado apresenta bom desempenho e pode ser utilizado em VCTs.

Figura 8 – *Phantom* de mama simulado sem compressão. A legenda ao centro da imagem indica as estruturas mamárias de acordo com as cores delas.



Fonte: Adaptado de Wang et al. (2024).

Figura 9 – *Phantom* de mama simulados após a compressão e a projeção de mamografia.

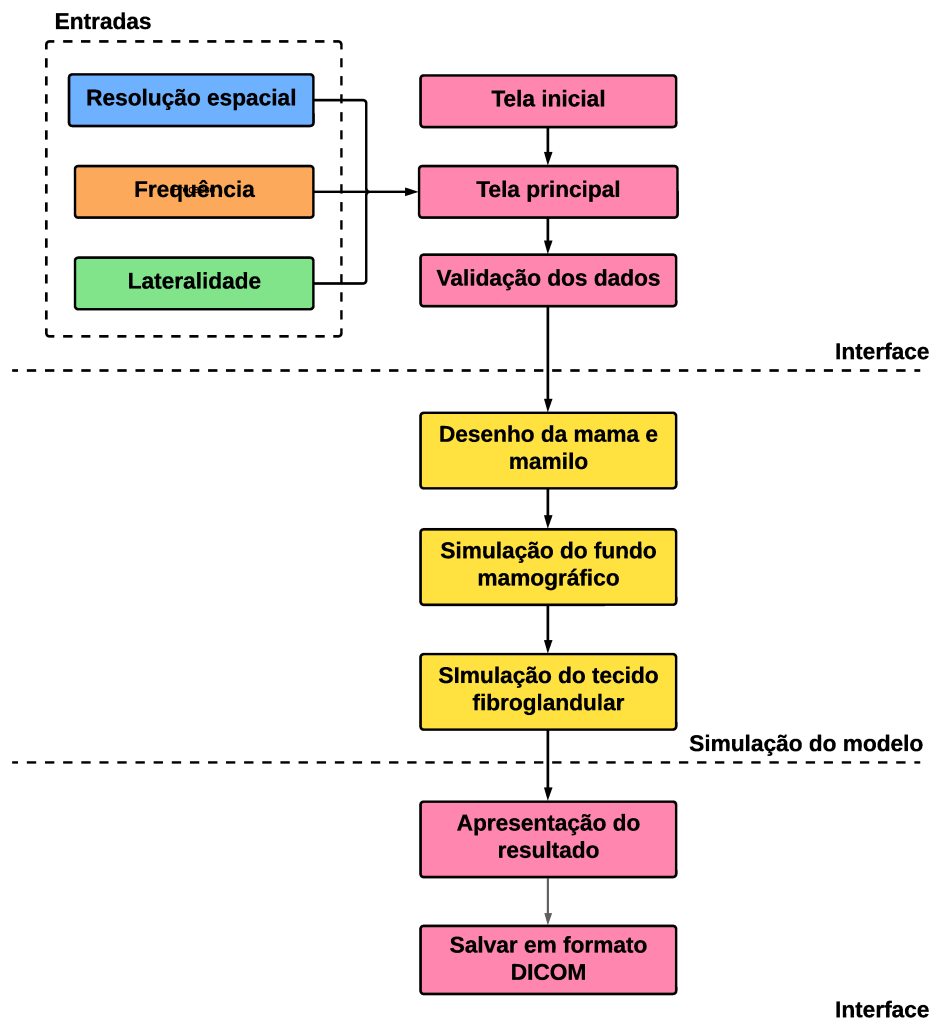


Fonte: Wang et al. (2024).

### 3 Metodologia

Para a implementação do *phantom* digital, todos os algoritmos apresentados foram desenvolvidos em linguagem *Python*, devido à quantidade de recursos disponíveis por meio das bibliotecas. As implementações estão disponíveis em <<https://github.com/anabeatrizthezolin/MammoPhantom>>. A Figura 10 mostra o fluxo de trabalho da simulação.

Figura 10 – Fluxo de execução do simulador.



Fonte: Autoria própria.

#### 3.1 Simulação do Formato da Mama e Mamilo

A primeira etapa da criação do modelo de mama foi a modelagem do mamilo e do formato da mama. Inicialmente, uma matriz de zeros com dimensão *linhas* × *colunas*, foi

criada para simular o fundo do exame de imagem. O valor zero atribui um fundo preto para imagem. A simulação descrita a seguir pode ser consultada no Anexo A.

De acordo com a literatura, alguns modelos de mama (Bliznakova, 2003; Ma et al., 2011; Eeden, 2016) adotam em formato semielipsoidal para a simulação da estrutura da mama, essa geometria pode estar acompanhada de outras formas para uma simulação mais realista. Neste trabalho, foi adotado o formato semielipsoidal para modelar a mama e o mamilo, conforme a Equação 3.1:

$$\frac{(x - des_x)^2}{a^2} + \frac{(y - des_y)^2}{b^2} = 1, \quad (3.1)$$

em que, as variáveis  $des_x$  e  $des_y$  representam o deslocamento do centro da elipse em x e em y, respectivamente, e as variáveis  $a$  e  $b$  representam, respectivamente, a largura e a altura da elipse em relação ao seu centro. Todos esses valores são proporcionais à resolução da imagem. Para a simulação do mamilo, foram utilizados os valores de  $a = columns \cdot 0,03$ ,  $b = lines \cdot 0,02$ ,  $des_x = 0,5 \cdot columns$  e  $des_y = 0,5 \cdot lines$ . Enquanto para simulação da mama os valores são  $a = columns \cdot 0,5$ ,  $b = lines \cdot 0,35$ ,  $des_x = 0$  e  $des_y = 0,5 \cdot lines$ .

O deslocamento em y posiciona o centro do mamilo e da mama no ponto médio da altura da imagem, enquanto o deslocamento em x posiciona o centro do mamilo no ponto médio da largura da imagem, disposto na borda da mama. A mama não possui deslocamento em x, pois seu centro é posicionado nas bordas direita ou esquerda da imagem.

As áreas das semielipses são preenchidas por um tom de cinza. A área interna do mamilo e a borda da mama são preenchidas por um tom aleatório entre 1600 e 1800, enquanto a área da mama recebe um tom de 1, apenas para facilitar a identificação da área da mama. Esses tons foram testados empiricamente e escolhidos a partir de critérios visuais.

## 3.2 Simulação do Fundo da Mama

Para a implementação do fundo mamográfico foi necessário estudar o Ruído Perlin e entender seu funcionamento. O Ruído Perlin original descrito por Perlin (2003) é destinado para o ruído em três dimensões, porém ele foi implementado neste trabalho em duas dimensões.

O algoritmo final implementado possui algumas adaptações para melhor atender aos objetivos deste trabalho. As principais modificações foram:

- Tabela de permutações com valores de 0 a 4095, ou seja, 12 bits, ao invés do padrão de 0 a 255, proporcionando maior resolução de contraste para a simulação;

- Randomizar o ruído a cada execução para gerar texturas diferentes, permitindo maior realismo na simulação.

O Ruído Perlin foi utilizado para implementar o Ruído Perlin Fractal, que simula o tecido adiposo e o tecido fibroglandular no fundo da mama, dentro dos limites da semielipse previamente implementada. Um ruído fractal consiste na combinação de diferentes camadas de ruídos, denominadas oitavas. A quantidade de oitavas determina o nível de detalhamento do ruído final, quanto mais oitavas forem implementadas, mais detalhes o ruído apresenta. Neste trabalho, foram utilizadas cinco oitavas para a simulação.

Cada oitava possui uma frequência e uma amplitude diferente das outras. A frequência inicial do Ruído Perlin Fractal é inserida pelo usuário na tela principal da interface gráfica. A cada oitava a frequência é atualizada pelo cálculo apresentado na Equação 3.2:

$$frequency = frequency_{initial} * lacunarity^i, \quad (3.2)$$

no qual  $lacunarity = 2$  e  $i$  representa a oitava atual. A lacunaridade (*lacunarity*, do inglês) é a variável responsável por controlar o aumento da frequência de cada oitava, dobrando a frequência a cada oitava.

A amplitude inicial é fixada a um valor de um. Ela determina a intensidade de cada oitava, sendo reduzida a cada camada, conforme Equação 3.3:

$$amplitude = amplitude * persistence, \quad (3.3)$$

em que, *persistence* é uma variável com valor aleatório entre 0,5 e 0,8. Quanto maior o valor da persistência (*persistence*, do inglês), maior a quantidade de detalhes da oitava.

O simulador de mama de Barufaldi et al. (2021a) utiliza o intervalo de frequência de [0,001; 0,007] para o tecido fibroglandular e [0,01; 0,05] para o tecido adiposo. Neste trabalho, o fundo da mama simula a combinação dos dois tecidos, dessa forma, sugere-se a utilização de uma frequência no intervalo [0,001; 0,05]. Imagens com maior resolução espacial exigem uma menor frequência para tornar a textura menos ruidosa. O autor utilizou o intervalo [0,2; 0,5] para determinar a persistência em sua simulação, porém, para este trabalho o intervalo para a persistência é de [0,5; 0,8] para trazer mais detalhes para o fundo mamográfico.

Por fim, as oitavas calculadas são somadas e normalizadas pela amplitude total das camadas, determinando o Ruído Perlin Fractal da imagem.

O Ruído Perlin Fractal está disponível no Anexo B para consulta.

### 3.3 Simulação do Tecido Fibroglandular

A simulação do tecido fibroglandular deste trabalho é representada por uma rede de ductos, implementada utilizando a biblioteca *pygame* do *Python*. A rede é composta por níveis de ductos com direções e comprimentos aleatórios, formando uma estrutura ramificada, simulando a disposição natural do tecido fibroglandular da mama.

A função do *pygame* utilizada conecta os pontos iniciais e finais de cada ducto, traçando uma reta. O comprimento dos ductos são aleatórios e definidos considerando o nível em que estão, os níveis mais baixos e mais altos possuem comprimento menores, enquanto os ductos intermediários são mais compridos. Uma função recursiva é utilizada para desenhar cada nível de ductos e controlar o comprimento dos ductos desenhados a fim de proporcionar aparência mais natural para a simulação.

A função *pygame.draw.line* recebe a superfície em que os ductos serão desenhados, as coordenadas iniciais  $(x, y)$  e as coordenadas finais  $(x_f, y_f)$  do ducto e a espessura do ducto. O primeiro ducto, considerado o nível 0 da rede, nasce na borda da mama e possui comprimento um. O próximo nível tem como coordenadas iniciais, as coordenadas finais do nível anterior, assim, a rede de ductos permanece conectada a cada nível implementado.

A quantidade de níveis do *phantom* é ajustada de acordo com a resolução espacial da imagem, quanto maior a imagem, mais níveis a rede possui, criando um tecido fibroglandular proporcional em todas as execuções. Todos os modelos possuem, no mínimo, 9 níveis. O diâmetro da rede de ductos também é definida a partir da resolução espacial da simulação, garantindo proporcionalidade na simulação do modelo.

A fim de proporcionar uma textura mais realista do tecido fibroglandular no *phantom*, é aplicado um filtro gaussiano na rede de ductos para causar um borramento no desenho, diminuindo o contraste da aplicação dele no modelo, garantindo suavidade no tecido.

Por fim, a superfície em que a rede de ductos foi desenhada é convertida em uma matriz numérica, com resolução de contraste de 4095 tons. Essa matriz numérica é então somada à imagem mamária anteriormente simulada.

A implementação da rede de ductos apresentada nesse tópico pode ser consultada no Anexo C.

### 3.4 Interface

A interface gráfica foi implementada utilizando a biblioteca *tkinter* do *Python*. A estrutura da interface está disponível no Anexo D. Na configuração inicial, a interface apresenta o nome do projeto, intitulado *MammoPhantom*, e um botão para “Iniciar” que

leva à tela principal, onde serão inseridos os parâmetros para a geração do *phantom*.

A tela principal da interface apresenta, do lado esquerdo da tela, uma coluna no qual é possível adicionar os parâmetros de interesse para gerar o modelo da mama e um botão para gerar o *phantom* digital. Essas configurações incluem:

- Resolução espacial: recebe duas entradas numéricas, representando a quantidade de linhas e de colunas da imagem final do modelo;
- Frequência: recebe um parâmetro numérico, que determina a intensidade de ruído do Ruído Perlin para simulação do fundo mamográfico;
- Lateralidade da imagem: opções “Direita” e “Esquerda”, que definem o lado em que a mama será simulada.

Para o funcionamento correto, todos os campos devem ser preenchidos de acordo com os exemplos apresentados nos campos. Nos campos a serem preenchidos, são apresentadas sugestões para facilitar as entradas do usuário. Os campos que recebem entradas numéricas restringem a inserção de letras e as entradas que necessitam de um número decimal permite a inserção do caractere “.”. Caso um ou mais campos não sejam preenchidos, uma mensagem “\*Campo vazio ou inválido” é apresentada.

Após gerar o modelo, a imagem do *phantom* de mama simulado é apresentada do lado direito da tela, sendo redimensionada automaticamente para um tamanho fixo, garantindo a visualização completa da imagem. Junto com a imagem simulada, é projetado na tela o tempo de processamento do modelo. A interface permite salvar a imagem em formato DICOM a partir do botão “Salvar”, localizado abaixo da imagem, para isso é necessário inserir o nome do arquivo no campo acima do botão.

A interface foi produzida para se ajustar automaticamente a diferentes resoluções de tela, fazendo com que a interface seja mais versátil e adaptável.

Para instalação e execução do simulador, são necessários a instalação de algumas bibliotecas do *Python*, sendo elas:

```
1 pip install numpy matplotlib pydicom scipy pillow pygame
```

## 3.5 Cálculo de Média e Desvio Padrão

Para validação das imagens simuladas, um algoritmo em linguagem *Matlab* foi implementado para calcular a média e desvio padrão de 20 imagens reais e 20 imagens simuladas e salvar esse dados em arquivos de texto. Essas imagens reais foram escolhidas aleatoriamente, sem passar por um processo de seleção de mamas de uma categoria

específica de densidade mamária. Foi utilizado o pacote *load dicom* para a leitura das imagens em formato DICOM. O algoritmo pode ser consultado no Anexo E.

As imagens reais de exames mamográficos foram retiradas da base de imagens INbreast (Moreira et al, 2012), sendo elas obtidas do mesmo equipamento, um mamógrafo *MammoNovation* FFDM da fabricante Siemens, que gera imagens com resolução de contraste de 12 bits. Esses métodos de avaliação foram escolhidos devido ao tempo para realização do estudo e para realizar uma avaliação inicial do brilho e contraste das imagens simuladas.

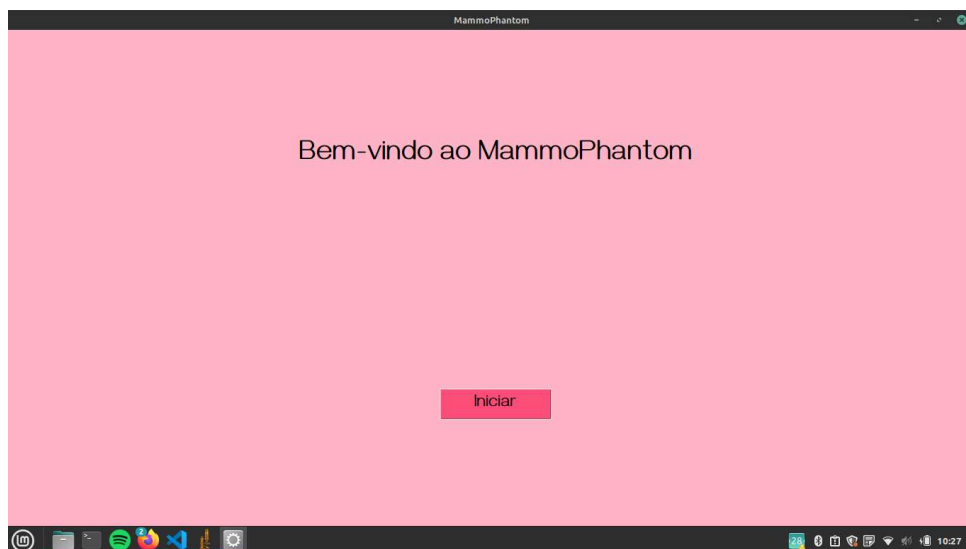
## 4 Resultados e Discussões

Esta Seção apresenta os resultados obtidos com a implementação da simulação do *phantom* digital da mama e da interface e suas funcionalidades.

### 4.1 Interface

O primeiro contato do usuário com o simulador acontece por meio da página inicial da interface, que apresenta boas vindas ao usuário conforme Figura 11.

Figura 11 – Página inicial da interface gráfica.

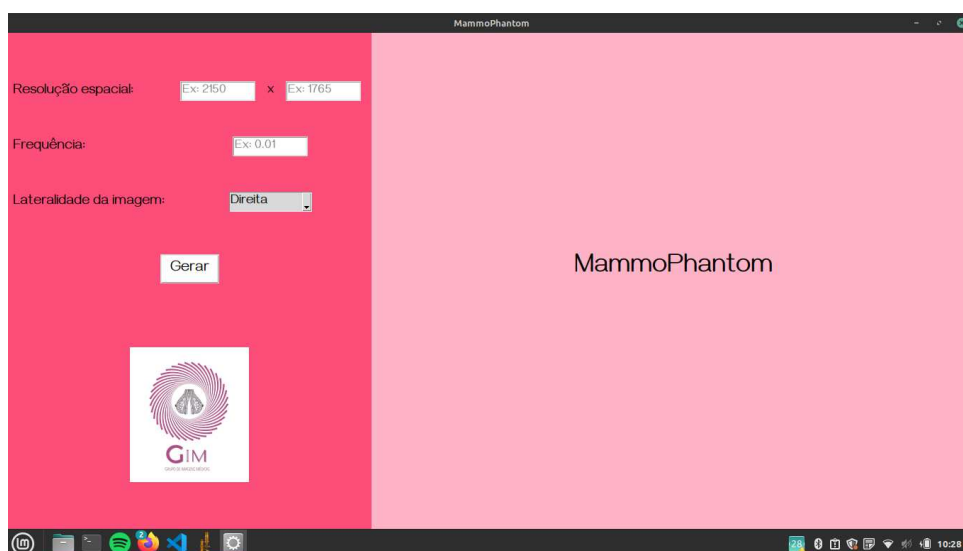


Fonte: Autoria própria.

O usuário é direcionado para a tela principal ao selecionar o botão “Iniciar”, presente na página inicial. Na página principal é apresentado uma coluna no lado esquerdo da tela, onde o usuário deverá inserir os parâmetros necessários para a criação do *phantom* digital (Figura 12). A escolha desses parâmetros pelo usuário permite que ele possa personalizar e obter diferentes modelos de mama, uma vez que cada imagem simulada possui características aleatórias e diferentes das outras, tornando o simulador uma ferramenta centrada nas necessidades do usuário.

Quando inseridos os parâmetros da simulação e selecionado o botão “Gerar”, a página principal é atualizada para apresentar o modelo gerado. Abaixo do modelo, estão apresentados ao usuário o tempo de processamento da simulação e a opção de salvar a imagem em formato DICOM, a partir do botão “Salvar”, junto do campo para escolha do nome do arquivo (Figura 13). A opção de salvar a imagem permite que o usuário salve as imagens desejadas e as utilize no futuro.

Figura 12 – Página principal da interface gráfica.

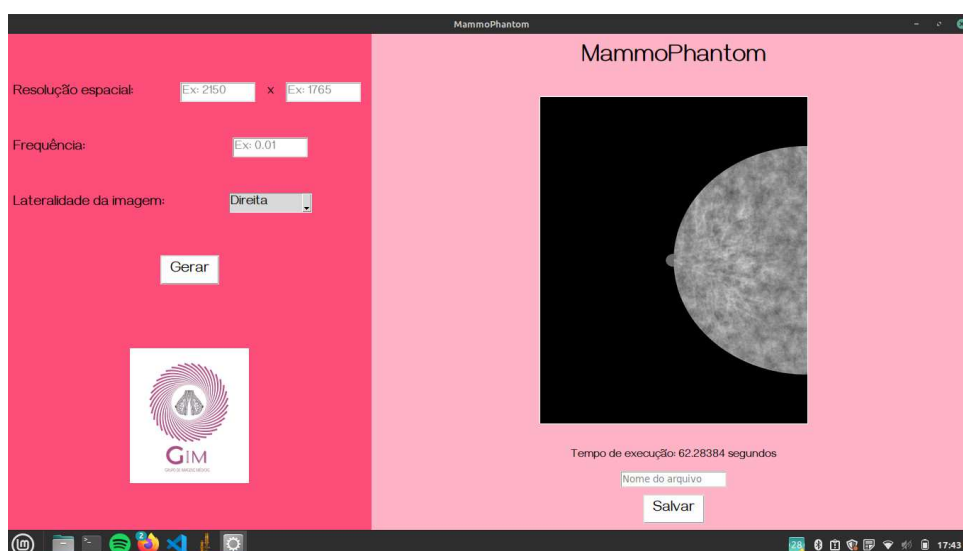


Fonte: Autoria própria.

Após a apresentação da imagem na tela, os campos são apagados, permitindo a realização de uma nova simulação sem reiniciar a interface.

Todas as páginas da interface são intuitivas para que o usuário utilize corretamente o simulador, com sugestões de entrada e restrição de entradas inválidas. A cada simulação é gerado um modelo aleatório e diferente do anterior.

Figura 13 – Página principal da interface gráfica com o resultado. O modelo apresentado na interface foi simulado com as sugestões apresentadas na interface (Resolução espacial = 2150x1765, Frequência = 0.01 e Lateralidade direita).

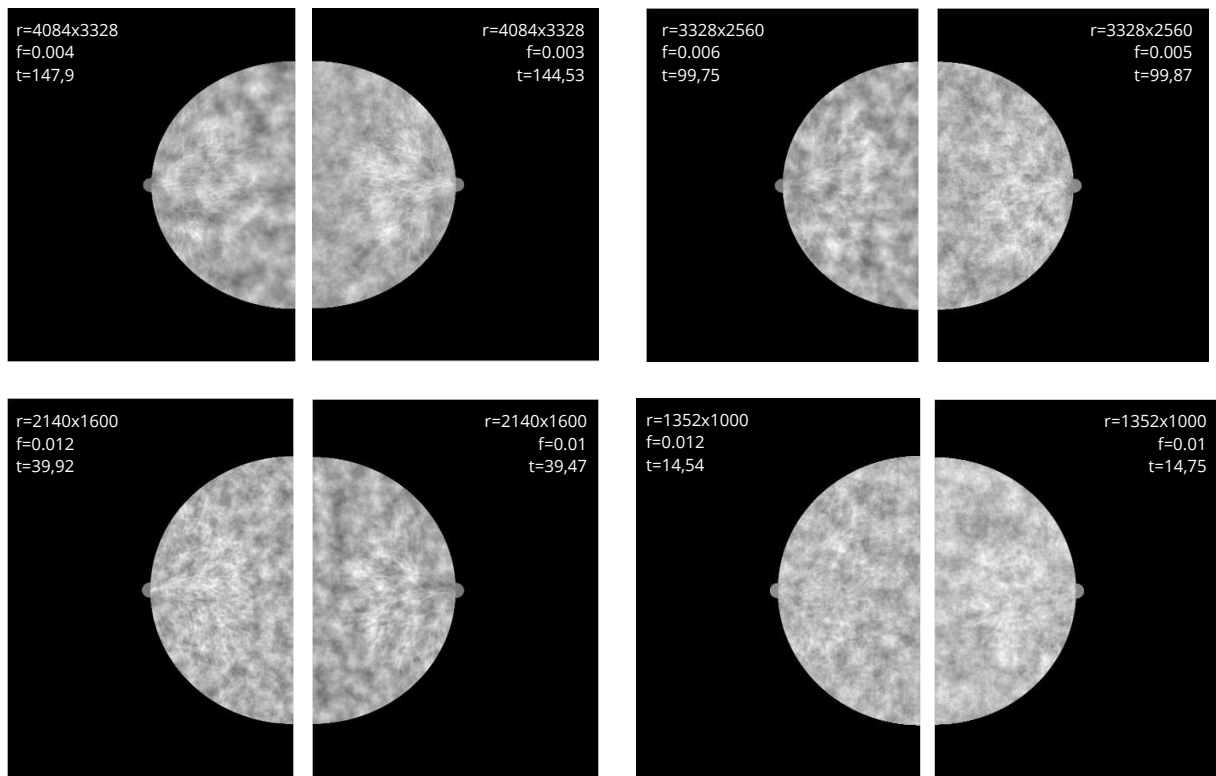


Fonte: Autoria própria.

## 4.2 Simulação do *phantom* digital

Uma avaliação visual inicial do simulador foi realizada utilizando várias mamas de diferentes tamanhos e frequências, com ambas as lateralidades. Essas diferenças em cada modelo podem ser observadas na Figura 14, que apresenta oito modelos gerados em quatro resoluções diferentes. A análise dessas simulações aponta que as imagens com maior resolução espacial apresentam melhor resolução final, devido à maior quantidade de pixels da imagem, justificando a importância da escolha dos parâmetros de simulação. Devido ao maior detalhamento das imagens com maiores resoluções, o tempo de processamento para essas imagens também é maior.

Figura 14 – Imagens simuladas com resoluções espaciais e frequências diferentes. Nas imagens estão indicadas sua resolução espacial (“r”), sua frequência (“f”) e o tempo de processamento (“t”).

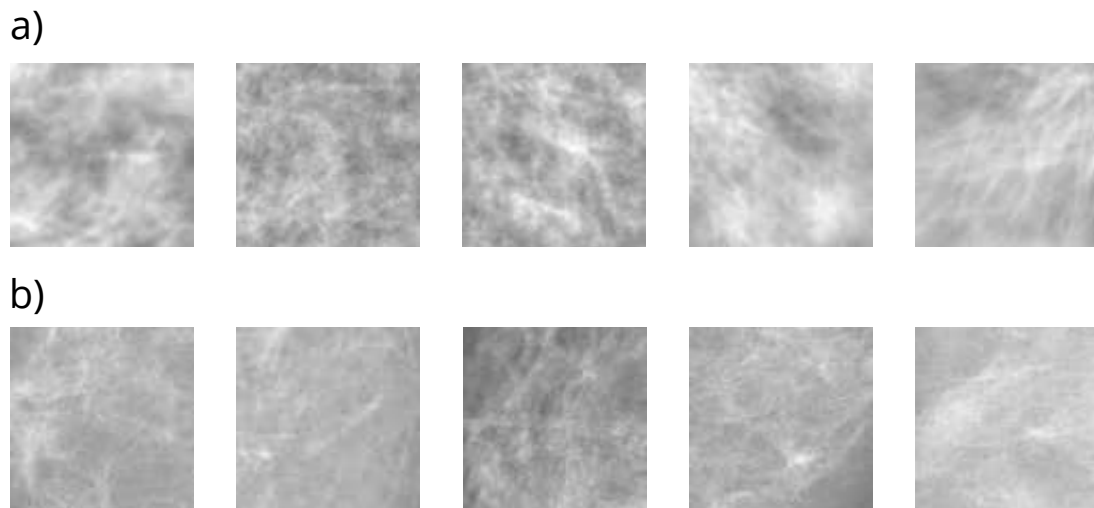


Fonte: Autoria própria.

É perceptível a variação de tecido fibroglandular presente em cada modelo gerado com diferentes frequências. Comparando dois modelos, com mesma resolução e diferente lateralidade, é observada no modelo de menor frequência uma maior quantidade do tecido fibroglandular simulado, aparentando um modelo de mama mais densa do que os modelos com maiores frequências. Isso acontece pois a maior frequência gera um fundo mamográfico mais ruidoso, assim, as estruturas simuladas ficam menos perceptíveis devido à quantidade de ruído na imagem. Esse ajuste de frequência deve ser realizado a partir de testes visuais pelo usuário, de acordo com a resolução de cada modelo e com as necessidades do usuário.

Com o intuito de realizar uma avaliação visual mais detalhada, foram obtidas regiões de interesse (ROIs, do inglês *regions of interest*) de cinco diferentes imagens simuladas e cinco diferentes imagens reais (Figura 15). As ROIs das imagens reais e simuladas apresentam grande similaridade visual, apontando a eficiência do Ruído Perlin no fundo mamográfico combinado à simulação do tecido fibroglandular.

Figura 15 – Comparação entre as ROIs de a) cinco imagens simuladas no *MammoPhantom* e b) cinco imagens reais de exames de mamografia.



Fonte: Autoria própria.

A Tabela 1 apresenta a média e desvio padrão dos tons de cinza dos pixels de 20 imagens reais e 20 imagens simuladas. A média representa o valor médio dos tons de toda a imagem, sendo que quanto maior a média, maior o brilho da imagem, enquanto o desvio padrão representa a dispersão dos tons em relação à média, isto é, relacionado ao contraste da imagem.

Pode-se concluir que as imagens reais possuem tons mais escuros devido à sua média total de 459,17 e possuem menor contraste em relação às imagens simuladas devido ao seu desvio padrão igual a 686,37. As imagens simuladas apresentaram maior desvio padrão em relação às reais. Um valor alto de desvio padrão pode apontar a presença de ruído na imagem, que nesse caso, pode ocorrer devido à utilização do Ruído Perlin Fractal, que adiciona ruído no fundo mamográfico da simulação.

As imagens simuladas apresentaram constância na média e desvio padrão, que pode indicar uma baixa variação nos parâmetros das simulações, limitando o simulador na representação de uma pequena amostra de pacientes. Enquanto isso, as imagens reais apresentaram maior variabilidade nos valores de média calculados, que ocorre devido à variedade das mamas reais, que possuem uma combinação muito diversificada das estruturas mamárias. Essa discrepância dos dados ocorreu por não terem sido selecionadas imagens de

Tabela 1 – Cálculo da média e desvio de 20 imagens reais da mama e 20 imagens simuladas.

| Imagem      | <i>Média</i> |           | <i>Desvio Padrão</i> |           |
|-------------|--------------|-----------|----------------------|-----------|
|             | Real         | Simulação | Real                 | Simulação |
| 1           | 642,25       | 646,87    | 749,94               | 1055,51   |
| 2           | 549,00       | 631,99    | 727,22               | 1029,58   |
| 3           | 541,98       | 649,69    | 723,29               | 1060,45   |
| 4           | 344,45       | 637,26    | 615,69               | 1039,22   |
| 5           | 298,79       | 637,83    | 603,64               | 1038,15   |
| 6           | 529,83       | 631,51    | 720,72               | 1027,89   |
| 7           | 603,39       | 637,14    | 752,91               | 1036,06   |
| 8           | 438,69       | 637,04    | 687,07               | 1035,71   |
| 9           | 459,46       | 641,09    | 690,00               | 1046,00   |
| 10          | 459,46       | 646,91    | 707,04               | 1057,47   |
| 11          | 420,65       | 644,49    | 687,94               | 1053,56   |
| 12          | 448,37       | 645,14    | 679,71               | 1052,44   |
| 13          | 450,21       | 652,98    | 686,49               | 1065,36   |
| 14          | 309,73       | 645,68    | 611,35               | 1056,05   |
| 15          | 370,19       | 642,13    | 653,37               | 1046,60   |
| 16          | 392,24       | 656,80    | 660,88               | 1068,75   |
| 17          | 615,67       | 645,60    | 734,63               | 1055,74   |
| 18          | 421,84       | 642,28    | 664,97               | 1049,92   |
| 19          | 395,37       | 641,97    | 663,74               | 1046,66   |
| 20          | 489,96       | 646,18    | 706,89               | 1053,73   |
| Média total | 459,17       | 643,03    | 686,37               | 1048,74   |

apenas uma das quatro categorias de densidade mamária, e sim imagens aleatórias. Outro fator que pode contribuir para essas diferenças é o equipamento de mamografia utilizada para a coleta das imagens, que no modo em que foram adquiridas, ajusta automaticamente a dose de radiação dependendo da mama, diversificando os tons de cinza das imagens.

Sendo assim, o simulador desenvolvido apresenta características semelhantes à imagens de exames de mamas reais, simulando duas importantes estruturas da mama. A partir das medidas de média e desvio padrão calculados, observa-se que a média dos tons de cinza das imagens reais e das imagens simuladas são próximas, apontando semelhança entre o brilho e o contraste com imagens reais da mama.

## 5 Conclusão

O aumento crescente de casos de câncer de mama no Brasil e no mundo aponta a necessidade de implementação de melhores ferramentas de diagnóstico e capacitação adequada dos profissionais da área da saúde para diagnósticos precoces e mais precisos. Os *phantoms* digitais de mama podem contribuir em testes de ferramentas de diagnóstico, pesquisas de modelos digitais de mama e na capacitação de profissionais, promovendo diversos benefícios no setor de diagnóstico do câncer de mama.

A partir desse trabalho foi possível desenvolver um simulador que apresenta uma representação realista da mama e do mamilo, destacando importantes estruturas mamárias e simulando a combinação do tecido fibroglandular com o tecido adiposo no fundo mamográfico, e o tecido fibroglandular através da rede de ductos, com baixo tempo de processamento e parâmetros de simulação variáveis. A simulação apresentou resultados realistas e semelhantes à exames reais da mama quando realizada uma avaliação visual das ROIs das imagens, porém os resultados de média e desvio padrão das imagens simuladas divergiram das imagens reais devido à baixa variabilidade fornecida pelo simulador. A partir dos resultados do trabalho, observou-se que o Ruído Perlin Fractal apresenta um resultado realista quando utilizado para simulação do fundo mamográfico.

Durante a execução deste trabalho, houveram algumas limitações para um resultado mais realista, como a dificuldade em implementar a rede de ductos mais natural, que representa o tecido fibroglandular, que simulasse melhor o crescimento real do tecido, a dificuldade de criar um fundo mamográfico que representasse tanto mamas densas como mamas gordurosas e o tempo para realização de testes quantitativos que comprovassem o realismo das imagens geradas.

Em trabalhos futuros deseja-se melhorar a qualidade da imagem, aperfeiçoando as estruturas já simuladas para apresentarem um aspecto ainda mais realista e fiel às estruturas da mama, como variar o formato da mama, simular as lesões mamárias, para representa uma variedade ainda maior de modelos, permitir a variação da densidade mamária do *phantom* de acordo com a escolha do usuário e desenvolver a interface em uma linguagem mais robusta, com aparência mais moderna e dinâmica. Para ser utilizados em treinamentos de profissionais, de inteligências artificiais ou estudos, é necessário adicionar à interface a classificação mamária, se possui lesões mamárias e qual a sua localização na mama simulada, para que os usuários possuam um gabarito da imagem gerada. Em trabalhos futuros, também é necessário realizar mais e melhores testes quantitativos para validação das imagens simuladas e aumentar a amostra de imagens utilizadas nos testes, promovendo resultados mais robustos para aprimoramento das simulações.

A interface gráfica se mostra uma ferramenta muito útil para facilitar e tornar mais dinâmica a interação homem máquina durante as simulações de *phantoms* digitais de mama. A possibilidade de salvar a imagem simulada em formato DICOM pode se tornar um recurso valioso em projetos de pesquisa e no desenvolvimento de novas técnicas de diagnósticos, uma vez que são necessários um grande volume de dados para realização de testes. O desenvolvimento de novos simuladores de *phantoms* digitais contribuem significativamente no avanço da radiologia e das ferramentas de auxílio ao diagnóstico por fornecerem resultados para aprimorar as simulações e desenvolver simuladores ainda mais precisos e por serem uma alternativa acessível e customizável, quando comparados aos *phantoms* físicos, permitindo ajustar as simulações para representar uma amostra maior da população.

# Referências Bibliográficas

ABBEY, C. K.; BAKIC, P. R.; POKRAJAC, D. D.; MAIDMENT, A. D. A.; ECKSTEIN, M. P.; BOONE, J. M. Evaluation of non-gaussian statistical properties in virtual breast phantoms. **Journal of medical imaging (Bellingham, Wash.)**, v. 6, n. 2, p. 025502, 2019. ISSN 2329-4302.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Bi-rads: Breast imaging reporting and data system. **American College of Radiology**, 2024. Disponível em: <<https://www.acr.org/Clinical-Resources/Reporting-and-Data-Systems/Bi-Rads>>. Acesso em: 07 out. 2024.

BARRAGAN, C. M. V. **Desenvolvimento de algoritmos para avaliação da imagem do Simulador Phantom mama para o controle de qualidade em mamografia**. 2016. 79 f. Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte - MG, 2016.

BARUFALDI, B.; ABBEY, C. K.; LAGO, M. A.; VENT, T. L.; ACCIAVATTI, R. J.; BAKIC, P. R.; MAIDMENT, A. D. A. Computational breast anatomy simulation using multi-scale perlin noise. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 40, n. 12, p. 3436–3445, 2021.

BARUFALDI, B.; MAIDMENT, A. D. A.; DUSTLER, M.; AXELSSON, R.; TOMIC, H.; ZACKRISSON, S.; TINGBERG, A.; BAKIC, P. R. Virtual Clinical Trials in Medical Imaging System Evaluation and Optimisation. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 195, n. 3-4, p. 363–371, 06 2021. ISSN 0144-8420.

BLIZNAKOVA, K.; BLIZNAKOV, Z.; BRAVOU, V.; KOLITSI, Z.; PALLIKARAKIS, N. A three-dimensional breast software phantom for mammography simulation. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 48, n. 22, p. 3699, 2003.

CARVALHO, I. M. **Desenvolvimento e caracterização de phantoms para simulação de lesões de mama com aspectos ultrassonográficos benignos e malignos**. 2013. 61 f. Tese (doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro - RJ, 2013.

CHALA, L. F.; BARROS, N. d. Avaliação das mamas com métodos de imagem. **Radiologia Brasileira**, SciELO Brasil, v. 40, p. 4–6, 2007.

CHEN, B.; SHOREY, J.; SAUNDERS, R. S.; RICHARD, S.; THOMPSON, J.; NOLTE, L. W.; SAMEI, E. An anthropomorphic breast model for breast imaging simulation and optimization. **Academic Radiology**, v. 18, n. 5, p. 536–546, 2011. ISSN 1076-6332.

D'ORSI, C. J.; SICKLES, E. A.; MENDELSON, E. B.; MORRIS, E. A. Acr bi-rads atlas, breast imaging reporting and data system. **American College of Radiology (ACR)**, 2013. Disponível em: <<https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/RADS/BI-RADS/BIRADS-Reference-Card.pdf>>. Acesso em: 18 out. 2024.

ELMORE, J. G.; WELLS, C. K.; LEE, C. H.; HOWARD, D. H.; FEINSTEIN, A. R. Variability in radiologists' interpretations of mammograms. **New England Journal of Medicine**, v. 331, n. 22, p. 1493–1499, 1994.

GUSTAVSON, S. **Simplex noise demystified**. 2005.

HARBECK, N.; PENNAULT-LLOCA, F.; CORTES, J.; GNANT, M.; HOUSSAMI, N.; POORTMANS, P.; RUDDY, K.; TSANG, J.; CARDOSO, F. Breast cancer. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 5, p. 66, 2019.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Diretrizes para a Detecção Precoce do Câncer de Mama no Brasil**. Rio de Janeiro, RJ, 2015. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//diretrizes-deteccao-precoce-cancer-mama-brasil.pdf>>. Acesso em: 27 ago. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Programa de Qualidade em Mamografia**. 2023. Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/programa-de-qualidade-em-mamografia>>. Acesso em: 01 out. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Qualidade da Mamografia**. 2023. Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controle-do-cancer-de-mama/dados-e-numeros/qualidade-da-mamografia>>. Acesso em: 06 out. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Controle do câncer de mama**. 2024. Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controle-do-cancer-de-mama>>. Acesso em: 19 ago. 2024.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Detecção Precoce do Câncer de Mama**. 2024. Disponível em: <<https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/gestor-e-profissional-de-saude/controle-do-cancer-de-mama/acoes/deteccao-precoce>>. Acesso em: 25 set. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Today: Absolute numbers, Incidence, Both sexes, in 2022**. 2023. Disponível em: <[https://gco.iarc.who.int/today/en/dataviz/bars?mode=cancer&key=total&group\\_populations=1&types=0&sort\\_by=value0&populations=76&multiple\\_populations=0&values\\_position=out&cancers\\_h=20](https://gco.iarc.who.int/today/en/dataviz/bars?mode=cancer&key=total&group_populations=1&types=0&sort_by=value0&populations=76&multiple_populations=0&values_position=out&cancers_h=20)>. Acesso em: 20 ago. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Today: Breast**. 2023. Disponível em: <<https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/cancers/20-breast-fact-sheet.pdf>>. Acesso em: 22 ago. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Tomorrow: Estimated number of deaths from 2022 to 2025, Both sexes, age [0-85+] Brazil**. 2023. Disponível em: <[https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group\\_populations=1&multiple\\_cancers=1&types=1&key=total&show\\_bar\\_mode\\_prop=1&cancers=20&populations=76&years=2025&sexes=0](https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group_populations=1&multiple_cancers=1&types=1&key=total&show_bar_mode_prop=1&cancers=20&populations=76&years=2025&sexes=0)>. Acesso em: 26 ago. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Tomorrow: Estimated number of deaths from 2022 to 2025, Both sexes, age [0-85+] World**. 2023. Disponível em: <[https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group\\_populations=1&multiple\\_cancers=1&types=1&key=total&show\\_bar\\_mode\\_prop=1&cancers=20&populations=900&years=2025&sexes=0](https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group_populations=1&multiple_cancers=1&types=1&key=total&show_bar_mode_prop=1&cancers=20&populations=900&years=2025&sexes=0)>. Acesso em: 26 ago. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Tomorrow: Estimated number of new cases from 2022 to 2025, Both sexes, age [0-85+] Brazil**. 2023. Disponível em: <[https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group\\_populations=1&multiple\\_cancers=1&types=0&key=total&show\\_bar\\_mode\\_prop=1&cancers=20&populations=76&years=2025&sexes=0](https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group_populations=1&multiple_cancers=1&types=0&key=total&show_bar_mode_prop=1&cancers=20&populations=76&years=2025&sexes=0)>. Acesso em: 26 ago. 2024.

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **Cancer Tomorrow: Estimated number of new cases from 2022 to 2025, Both sexes, age [0-85+] World**. 2023. Disponível em: <[https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group\\_populations=1&multiple\\_cancers=1&types=0&key=total&show\\_bar\\_mode\\_prop=1&cancers=20&populations=900&years=2025&sexes=0](https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/bars?mode=cancer&group_populations=1&multiple_cancers=1&types=0&key=total&show_bar_mode_prop=1&cancers=20&populations=900&years=2025&sexes=0)>. Acesso em: 26 ago. 2024.

KEENAN, E. K.; AL. et. Design of a breast phantom for quantitative mri. **Journal of Magnetic Resonance Imaging**, v. 44, n. 3, p. 610–619, 2016.

LEE, C. I. et al. Risk-based breast cancer screening: implications of breast density. **Medical Clinics**, Elsevier, v. 101, n. 4, p. 725–741, 2017.

MA, A.; ALGHAMDI, A. Development of a realistic computational breast phantom for dosimetric simulations. **Progress in Nuclear Science and Technology**, v. 2, p. 147–152, 10 2011.

MARTINS, R. G. **Comparação pratica entre Simplex Noise e Perlin Noise para geração de terrenos procedurais**. 2012. Trabalho de Conclusão de Curso - Universidade Federal de Santa Catarina, Sistemas de Informação, Florianópolis - SC, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria n.º 2.898, de 28 de novembro de 2013**. 2013. Disponível em: <[https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt2898\\_28\\_11\\_2013.html](https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt2898_28_11_2013.html)>. Acesso em: 01 out. 2024.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. Anatomia orientada para clínica. 2022. 8. ed. Rio de Janeiro: **Guanabara Koogan**, 2022. 311 – 320 p.

MOREIRA, I. C.; AMARAL, I.; DOMINGUES, I.; CARDOSO, A.; CARDOSO, M. J.; CARDOSO, J. S. Inbreast: toward a full-field digital mammographic database. **Academic radiology**, v. 19, n. 2, p. 236–248, 2012.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Breast cancer**. 2024. Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>>. Acesso em: 27 ago. 2024.

PERLIN, K. An image synthesizer. Proceedings of the 12th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. **Association for Computing Machinery**, New York, NY, USA, p. 287–296, 1985.

PERLIN, K. Improving noise. **Association for Computing Machinery**, New York, NY, USA, p. 681–682, 2002.

PERLIN, K. 12 - noise, hypertexture, antialiasing, and gesture. 2003. 3. ed. San Francisco: **Morgan Kaufmann**, 2003. 336-410 p. (The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics). ISBN 978-1-55860-848-1.

SARNO, A.; VALERO, C.; TUCCIARIELLO, R. M.; DUKOV, N.; COSTA, P. R.; TOMAL, A. Physical and digital phantoms for 2d and 3d x-ray breast imaging: Review on the state-of-the-art and future prospects. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 204, p. 110715, 2023. ISSN 0969-806X.

SECRETARIA DE ESTADO DE SAÚDE DE MINAS GERAIS.

**Programa Estadual de Controle de Qualidade em Mamografia**

**(PECQM)**. 2023. Disponível em: <<https://saude.mg.gov.br/aids/page/319-programa-estadual-de-controle-de-qualidade-em-mamografia-pecqmamosesmg#:~:text=Com%20o%20objetivo%20de%20manter%20o%20padr%C3%A3o%20de>>. Acesso em: 02 out. 2024.

THEZOLIN, A. B.; BESSA, P. F. de; PINHEIRO, M. S. D.; PATROCÍNIO, A. C.; CARNEIRO, P. C. Estudo de técnicas de desenvolvimento de softwares de simulação de phantoms mamográficos. **XV Simpósio de Engenharia Biomédica (XV SEB)**, 2023.

TOMIC, H.; COSTA, A. C.; BJERKÉN, A.; VIEIRA, M. A.; ZACKRISSON, S.; TINGBERG, A.; TIMBERG, P.; DUSTLER, M.; BAKIC, P. R. Simulation of breast lesions based upon fractal perlin noise. **Physica Medica**, Elsevier, v. 114, p. 102681, 2023.

VAN EEDEN, D.; DU PLESSIS, F. O55. feasibility of tissue differentiation with multi-energy computed tomography: A monte carlo study. **Physica Medica**, v. 32, p. 159, 2016. ISSN 1120-1797.

WANG, J.; LIU, Y.; HU, A.; WU, Z.; ZHANG, H.; LI, J.; QIU, R. Thubreast: an open-source breast phantom generation software for x-ray imaging and dosimetry. **Physics in Medicine & Biology**, IOP Publishing, v. 69, n. 6, p. 065004, 2024.

# ANEXO A – Simulação do Formato da Mama e Mamilo

```

1 def main_format(columns, lines, frequency, laterality):
2     start_time = time.time()
3
4     columns = int(columns)
5     lines = int(lines)
6     frequency = float(frequency)
7     r_contrast = 4095
8     background_breast = 200
9     background_nipple = random.randint(1600, 1800)
10
11     # Criar uma matriz vazia para desenhar a mama
12     image = np.full((lines, columns), 0)
13
14     # Desenho do mamilo
15
16     a = columns * 0.03 # Largura
17     b = lines * 0.02 # Altura
18
19     for y in range(lines):
20         if ((y - lines / 2) ** 2) <= (b ** 2):
21             x = np.sqrt((1 - ((y - lines / 2) ** 2) / (b ** 2)) * (a ** 2)) + columns * 0.5
22
23             if laterality == 'Esquerda':
24                 if 0 <= int(x) < columns:
25                     image[y, :int(x)] = background_nipple
26             elif laterality == "Direita":
27                 if 0 <= columns - int(x) + a < columns:
28                     image[y, columns - int(x):] = background_nipple
29
30     # Desenho da mama
31     a = columns * 0.5 # Largura
32     b = lines * 0.35 # Altura
33
34     for y in range(lines):
35         if ((y - lines / 2) ** 2) <= (b ** 2):
36             x = np.sqrt((1 - ((y - lines / 2) ** 2) / (b ** 2)) * (a ** 2))
37             if laterality == "Esquerda":
38                 if 0 <= int(x) < columns:
39                     image[y, int(x):int(x)+2] = background_nipple
40                     image[y, :int(x)] = background_breast
41             elif laterality == "Direita":
42                 if 0 <= columns - int(x) < columns:
43                     image[y, columns - int(x)-2:columns - int(x)] = background_nipple
44                     image[y, columns - int(x):] = background_breast
45
46     texture(image, columns, lines, background_breast, frequency, r_contrast, laterality, a,
47             start_time)

```

# ANEXO B – Perlin Noise em Python

```

1 def s_curve(t):
2     return t * t * (3 - (2 * t)) # Função  $3t^2-2t^3$ 
3
4 def lerp(t, a, b):
5     return a + t * (b - a) # Função de interpolação dos vetores
6
7 def setup(k):
8     t = k + B
9     b0 = int(t) & (B-1)
10    b1 = (b0+1) & (B-1)
11    r0 = t - int(t)
12    r1 = r0 - 1
13
14    return b0, b1, r0, r1
15
16 def at(rx, ry, q):
17     return rx * q[0] + ry * q[1]
18
19 def normalize(i, j):
20     s = math.sqrt((i * i) + (j * j))
21     i = i / s
22     j = j / s
23
24     return i, j
25
26 def init():
27     for i in range(B):
28         p.append(i)
29
30         for j in range(2):
31             g[i][j] = (random.randint(-B, B) / B)
32             g[i][0], g[i][1] = normalize(g[i][0], g[i][1])
33
34     for i in range(B - 1, 0, -1):
35         k = p[i]
36         j = random.randint(0, B - 1)
37         p[i], p[j] = p[j], k
38
39     for i in range(B + 2):
40         p.append(p[i])
41         for j in range(2):
42             g[B + i][j] = g[i][j]
43
44 def noise2(x, y):
45     global start
46     if(start):
47         start = False
48         init()
49
50     bx0, bx1, rx0, rx1 = setup(x)
51     by0, by1, ry0, ry1 = setup(y)

```

```

52
53     i = p[bx0]
54     j = p[bx1]
55
56     b00 = p[i + by0]
57     b10 = p[j + by0]
58     b01 = p[i + by1]
59     b11 = p[j + by1]
60
61     sx = s_curve(rx0)
62     sy = s_curve(ry0)
63
64     q = g[b00]
65     u = at(rx0, ry0, q)
66     q = g[b10]
67     v = at(rx1, ry0, q)
68     a = lerp(sx, u, v)
69
70     q = g[b01]
71     u = at(rx0, ry1, q)
72     q = g[b11]
73     v = at(rx1, ry1, q)
74     b = lerp(sx, u, v)
75
76     return lerp(sy, a, b)
77
78 def fractal_noise(x, y, octaves, persistence, freq):
79     lacunarity = 2
80     total_noise = 0
81     max_amplitude = 0
82     amplitude = 1
83
84     for i in range(octaves):
85         frequency = freq * (lacunarity**i)
86         noise_octave = amplitude * (noise2(x * frequency, y * frequency))
87         total_noise += noise_octave
88         max_amplitude += amplitude
89         amplitude = amplitude * persistence
90
91     return total_noise/max_amplitude
92
93 def texture(image, columns, lines, background_breast, frequency, r_contrast, laterality, a,
94            start_time):
95     octaves = 5
96     persistence = random.uniform(0.5, 0.8)
97
98     for i in range(lines):
99         for j in range(columns):
100             if image[i][j] == background_breast:
101                 # Gera o valor de ruído fractal para as coordenadas (i, j)
102                 fractal_value = fractal_noise(i, j, octaves, persistence, frequency)
103                 # Normaliza o valor de ruído para o intervalo [0, r_contrast]
104                 image[i][j] += r_contrast * ((fractal_value + 1) / 2)
105
106     main_ducts(image, columns, lines, laterality, a, r_contrast, start_time)

```

# ANEXO C – Simulação do Tecido Fibroglandular

```

1      # Função para desenhar a rede de ductos com ramos de comprimento aleatório
2  def draw_ducts(surface_ducts, x, y, angle, levels, level_max, min_length, max_length, columns,
3      lines, color_ducts, size, a):
4
5      sub_level1 = level_max-2
6      sub_level2 = int(level_max*0.7)
7      sub_level3 = 2
8
9      if(levels == sub_level1):
10         min_length = (a*0.05-a*0.05*0.5)
11         max_length = (a*0.05+a*0.05*0.1)
12
13     if(levels == sub_level2):
14         min_length = (a*0.5/(sub_level2-sub_level3)-a*0.5/(sub_level2-sub_level3)*0.7)
15         max_length = (a*0.5/(sub_level2-sub_level3)+a*0.5/(sub_level2-sub_level3)*0.8)
16
17     if(levels == sub_level3):
18         min_length = (a*0.15/sub_level3-a*0.2/sub_level3*0.5)
19         max_length = (a*0.15/sub_level3+a*0.2/sub_level3*0.7)
20
21     if(levels == int(lines//1500)):
22         size = 1
23
24     if levels > 0:
25
26         # Define um comprimento aleatório para o ramo
27         branch_length = random.uniform(min_length, max_length)
28
29         # Calcula a posição final do ramo
30         new_x = x + int(branch_length * math.cos(angle))
31         new_y = y + int(branch_length * math.sin(angle))
32         pygame.draw.line(surface_ducts, color_ducts, (x, y), (new_x, new_y), size)
33         draw_ducts(surface_ducts, new_x, new_y, angle - random.uniform(0.1, 0.7), levels - 1,
34             level_max, min_length, max_length, columns, lines, color_ducts, size, a)
35         draw_ducts(surface_ducts, new_x, new_y, angle + random.uniform(0.1, 0.7), levels - 1,
36             level_max, min_length, max_length, columns, lines, color_ducts, size, a)
37
38     # Função para converter a rede de ductos do pygame para uma matriz
39     def pygame_surface_to_array(surface_ducts, columns, lines):
40         surface_array = pygame.surfarray.array3d(surface_ducts)
41
42         image_ducts = np.full((lines, columns), 0)
43         for i in range(lines):
44             for j in range(columns):
45                 if not np.array_equal(surface_array[i][j], [0, 0, 0]):
46                     image_ducts[i][j] = int(np.mean(surface_array[i][j]))*4095/255
47
48     return image_ducts

```

```

49
50 def main_ducts(image, columns, lines, laterality, a, r_contrast, start_time):
51     pygame.init()
52     surface_ducts = pygame.Surface((lines, columns), pygame.SRCALPHA)
53
54     color_ducts = (255, 255, 255)
55
56     # Inicia a rede de ductos com comprimento 1
57     min_length = 1
58     max_length = 1
59
60     # Configuração da rede de ductos
61     levels = 9 + int(lines//1500) # Quanto maior a imagem/mama, mais níveis de ductos
62     sigma = 1.4 + int(lines//600) # Quanto maior a imagem/mama, maior o borramento dos ductos
63     size = 1 + int(lines/1700)
64
65     # Ângulo do crescimento da rede - depende da lateralidade da imagem
66     if(laterality == "Direita"):
67         angle = math.pi/2
68         x = lines/2
69         y = columns-a
70     else:
71         angle = 3*math.pi/2
72         x = lines/2
73         y = a
74
75     draw_ducts(surface_ducts, x, y, angle, levels, levels, min_length, max_length, columns,
76               lines, color_ducts, size, a)
77
78     image_ducts = pygame_surface_to_array(surface_ducts, columns, lines)
79
80     # Filtro gaussiano para desfocar a rede de ductos para aparência mais natural
81     image_ducts = gaussian_filter(image_ducts, sigma)
82
83     image = add_ducts(image, image_ducts, columns, lines)
84     pygame.quit()
85
86     result(image, r_contrast, start_time)
87
88 def add_ducts(image, image_ducts, columns, lines):
89     for i in range(lines):
90         for j in range(columns):
91             if(not np.array_equal(image_ducts[i][j], [0, 0, 0]) and image[i][j] != 0):
92                 image[i][j] += image_ducts[i][j]/4
93     return image

```

# ANEXO D – Interface

```

1 def get_percentage_height(percent):
2     percent = int((percent / 100) * s_height)
3     return percent
4
5 def input_validation(input, columns, lines, frequency, laterality, line_label, column_label,
6     frequency_label):
7     global linec_label, columnc_label, frequencyc_label
8     if(lines.get() == "Ex: 2150" or int(lines.get()) == 0):
9         l_error = True
10    else:
11        l_error = False
12
13    if(columns.get() == "Ex: 1765" or int(columns.get()) == 0):
14        c_error = True
15    else:
16        c_error = False
17
18    if(frequency.get() == "Ex: 0.01" or float(frequency.get()) == 0.0):
19        f_error = True
20    else:
21        f_error = False
22
23    if(c_error == True or l_error == True or f_error == True):
24        new_input(input, c_error, l_error, f_error)
25    else: clear(columns, lines, frequency, laterality)
26
27 def clear(column, line, freq, lat):
28     columns = column.get()
29     lines = line.get()
30     frequency = freq.get()
31     laterality = lat.get()
32
33     column.delete(0, "end")
34     entry_suggestion(column, "Ex: 1765")
35     line.delete(0, "end")
36     entry_suggestion(line, "Ex: 2150")
37     freq.delete(0, "end")
38     entry_suggestion(freq, "Ex: 0.01")
39
40     main_format(columns, lines, frequency, laterality)
41
42 def new_input(input, c_error, l_error, f_error):
43     global linec_label, columnc_label, frequencyc_label
44
45     if(l_error == True):
46         linec_label = tk.Label(input, text="*Campo vazio ou inválido", bg="#fd4d79",
47             font=("Gayathri", 9)).grid(row=2, column=1, pady=5)
48         tk.Label(input, text="", bg="#fd4d79",
49             font=("Gayathri", 9)).grid(row=2, column=2, pady=5)
50
51     if(c_error == True):

```

```

52         columnc_label = tk.Label(input, text="*Campo vazio ou inválido", bg="#fd4d79",
53                                   font=("Gayathri", 9)).grid(row=2, column=3, pady=5)
54
55     if(f_error == True):
56         frequencyc_label = tk.Label(input, text="*Campo vazio ou inválido", bg="#fd4d79",
57                                     font=("Gayathri", 9)).grid(row=4, column=1, columnspan=3, pady=5)
58
59 def result(image, r_contrast, start_time):
60     for widget in frame.winfo_children():
61         widget.destroy()
62
63     plt.imsave(os.path.join(path, "Mama.png"), image, cmap='gray', vmin=0, vmax=r_contrast)
64
65     result_screen = tk.Frame(frame, bg="#ffb3c6")
66     result_screen.pack(fill=tk.BOTH, expand=True)
67
68     title_label = tk.Label(result_screen, text="MammoPhantom", bg="#ffb3c6",
69                             font=("Gayathri", 26), fg="black")
70     title_label.pack(pady=10)
71
72     image_png = Image.open(os.path.join(path, "Mama.png"))
73
74     image_width, image_height = image_png.size
75
76     screen_width = screen.winfo_screenwidth()
77     screen_height = screen.winfo_screenheight()
78
79     # Tamanho máximo baseado na proporção da tela
80     max_size = int(min(screen_width, screen_height) * 0.6)
81
82     # Calcula as novas dimensões mantendo a proporção
83     if image_width > image_height:
84         new_width = max_size
85         new_height = int((max_size / image_width) * image_height)
86     else:
87         new_height = max_size
88         new_width = int((max_size / image_height) * image_width)
89
90     # Redimensiona a imagem
91     image_png = image_png.resize((new_width, new_height), Image.LANCZOS)
92
93     os.remove('Mama.png')
94     global start
95     start = True
96
97     photo = ImageTk.PhotoImage(image_png)
98     label = tk.Label(result_screen, image=photo, bg="white")
99     label.photo = photo
100    label.pack(expand=True)
101
102    end_time = time.time()
103    time_total = end_time-start_time
104
105    time_label = tk.Label(result_screen, text=f"Tempo de execução: {time_total:.2f} segundos",
106                            bg="#ffb3c6", font=("Gayathri", 12), fg="black")
107    time_label.pack(pady = 10)
108

```

```

109     name = tk.Entry(result_screen, width=18)
110     name.pack()
111     entry_suggestion(name, "Nome do arquivo")
112
113     save_button = tk.Button(result_screen, text="Salvar", bg="white", font=("Gayathri", 16),
114                             command=lambda: save(image, name.get(), name))
115     save_button.pack(pady = 10)
116
117 def save(image, name_image, name):
118     name.delete(0, "end")
119     entry_suggestion(name, "Nome do arquivo")
120
121     # Criação do Dataset principal
122     ds = Dataset()
123
124     if image.max() > 4095:
125         image = np.clip(image, 0, 4095) # Garante valores no intervalo de 12 bits
126
127     # Configuração das dimensões e dados da imagem
128     ds.Rows, ds.Columns = image.shape
129     ds.PixelData = image.astype(np.uint16).tobytes() # Converte para 16 bits se necessário
130     ds.SamplesPerPixel = 1
131     ds.PhotometricInterpretation = "MONOCHROME2"
132     ds.BitsAllocated = 16
133     ds.BitsStored = 12
134     ds.HighBit = 11
135     ds.PixelRepresentation = 0 # 0 para dados não assinados
136
137     # Criação e configuração do FileMetaDataset
138     file_meta = FileMetaDataset()
139     file_meta.TransferSyntaxUID = ExplicitVRLittleEndian
140
141     ds.file_meta = file_meta
142
143     # Caminho e o nome do arquivo DICOM
144     caminho = os.path.join(path, "Generated images")
145     output_image = os.path.join(caminho, name_image + ".dcm")
146     ds.save_as(output_image)
147
148 def validate_numeric_point_input(text, placeholder_text):
149     # Permite números ou a sugestão
150     if text == placeholder_text:
151         return True
152     # Permite apenas números e ponto
153     elif text == "" or all(char.isdigit() or char in "." for char in text):
154         # Permite apenas 1 ponto
155         if text.count(".") <= 1:
156             return True
157     return False
158
159 def validate_numeric_input(text, placeholder_text):
160     return text.isdigit() or text == "" or text == placeholder_text
161
162 def entry_suggestion(entry, placeholder_text):
163     def on_focus_in(event):
164         if entry.get() == placeholder_text:
165             entry.delete(0, tk.END)

```

```

166         entry.config(fg='black')
167
168     def on_focus_out(event):
169         if not entry.get():
170             entry.insert(0, placeholder_text)
171             entry.config(fg='grey')
172
173     entry.insert(0, placeholder_text)
174     entry.config(fg='grey')
175
176     entry.bind("<FocusIn>", on_focus_in)
177     entry.bind("<FocusOut>", on_focus_out)
178
179 def main_screen():
180     for widget in frame.winfo_children():
181         widget.destroy()
182
183     main = tk.Frame(frame, bg="#ffb3c6")
184     main.pack(pady=size_column)
185
186     title_start = tk.Label(main, text="MammoPhantom", bg="#ffb3c6", font=("Gayathri", 28),
187                             fg="black")
188     title_start.grid(row=0, column=0, columnspan=2, pady=get_percentage_height(5))
189
190     input = tk.Frame(screen, bg="#fd4d79", width=size_column)
191     input.grid(row=0, column=0, sticky="n")
192
193     # Adicionando os campos de entrada
194     tk.Label(input, text="", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 14)).grid(row=0, column=0,
195                                                                           pady=15, sticky="w")
196
197     tk.Label(input, text="Resolução espacial:", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 15)).grid(
198         row=1, column=0, pady=10, padx=5, sticky="w")
199     lines = tk.Entry(input, width=10, font=("Gayathri", 13), validate="key",
200                      validatecommand=(screen.register(validate_numeric_input), "%P", "Ex: 2150"))
201     lines.grid(row=1, column=1, pady=10, padx=15, sticky='w')
202     entry_suggestion(lines, "Ex: 2150")
203     line_label = tk.Label(input, text=" ", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 9))
204     line_label.grid(row=2, column=1, pady=5, sticky="w")
205
206     tk.Label(input, text="x", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 14)).grid(row=1, column=2)
207     columns = tk.Entry(input, width=10, font=("Gayathri", 13), validate="key",
208                       validatecommand=(screen.register(validate_numeric_input), "%P", "Ex: 1765"))
209     columns.grid(row=1, column=3, pady=10, padx=15)
210     entry_suggestion(columns, "Ex: 1765")
211     column_label = tk.Label(input, text=" ", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 9))
212     column_label.grid(row=2, column=3, pady=5, sticky="w")
213
214     tk.Label(input, text="Frequência:", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 15)).grid(row=3,
215                                                                           column=0, pady=10, padx=5, sticky="w")
216     frequency = tk.Entry(input, width=10, font=("Gayathri", 13), validate="key",
217                          validatecommand=(screen.register(validate_numeric_point_input), "%P", "Ex: 0.01"))
218     frequency.grid(row=3, column=1, columnspan=3, pady=10, padx=15)
219     entry_suggestion(frequency, "Ex: 0.01")
220     frequency_label = tk.Label(input, text=" ", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 9))
221     frequency_label.grid(row=4, column=1, pady=5, sticky="w")
222

```

```

223     lateralitys = ["Direita", "Esquerda"]
224     tk.Label(input, text="Lateralidade da imagem:", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 15)).grid(
225         row=5, column=0, pady=10, padx=5, sticky="w")
226     laterality_combobox = ttk.Combobox(input, values=lateralitys, font=("Gayathri", 14),
227         state="readonly", width=size_button)
228     laterality_combobox.current(0)
229     laterality_combobox.grid(row=5, column=1, columnspan=3, pady=10, padx=15)
230     laterality_combobox.bind("<KeyRelease>", lateralitys)
231
232     tk.Label(input, text=" ", bg="#fd4d79", font=("Gayathri", 9)).grid(row=6, column=1,
233         pady=5, sticky="w")
234
235     process_button = tk.Button(input, text="Gerar", bg="white", font=("Gayathri", 16),
236         command=lambda: input_validation(input, columns, lines, frequency,
237             laterality_combobox, line_label, column_label, frequency_label))
238     process_button.grid(row=7, column=0, columnspan=4, pady=20, padx=14)
239
240     image = Image.open(os.path.join(path, "LogoGIM.png"))
241     image = image.resize((166,188), Image.LANCZOS)
242
243     photo = ImageTk.PhotoImage(image)
244     label = tk.Label(input, image=photo, bg="white")
245     label.photo = photo
246     label.grid(row=9, column=0, columnspan=4, pady=70, sticky="n")
247
248     screen = tk.Tk()
249     screen.title("MammoPhantom")
250     screen.configure(bg="#ffb3c6") # Cor do fundo
251     s_width = screen.winfo_screenwidth() # Largura da tela
252     s_height = screen.winfo_screenheight() # Altura da tela
253     screen.geometry(f"{s_width}x{s_height}")
254
255     B = 4096
256     NP = 12
257     p = [] # Vetor de permtações vazio
258     g = [[0, 0] for _ in range(B + B + 2)] # Vetor de gradientes vazio
259     color_ducts = (255,255,255)
260     start = True
261
262     path = os.path.split(sys.argv[0])[0]
263     size_button = 10 # Indica o tamanho dos botões
264     size_column = get_percentage_height(35)
265
266     screen.columnconfigure(0, minsize=size_button)
267
268     frame = tk.Frame(screen, bg="#ffb3c6", width=size_column)
269     frame.grid(row=0, column=1, rowspan=4, sticky="nsew")
270     screen.grid_rowconfigure(0, weight=1)
271     screen.grid_columnconfigure(1, weight=1)
272
273     title_start = tk.Label(frame, text="Bem-vindo ao MammoPhantom", bg="#ffb3c6",
274         font=("Gayathri", 30), fg="black")
275     title_start.pack(expand=True)
276
277     start_button = tk.Button(frame, text="Iniciar", bg="#fd4d79", command=main_screen,
278         font=("Gayathri", 18), width=10, fg="black")
279     start_button.pack(expand=True)

```

---

```
280 | # Executa  
281 | screen.mainloop()
```

---

# ANEXO E – Cálculo da Média e Desvio Padrão das Imagens

```

1      clc;
2
3  pkg load dicom; % Carrega o pacote de manipulação de imagem DICOM
4
5  num_images = 20; % Número de imagens
6  mean_total = 0;
7  std_total = 0;
8
9  output_file = fopen('Results_mean_std_simulation.txt', 'w');
10 fprintf(output_file, 'Mean\tStandard deviation\n'); % Cabeçalho do arquivo
11
12 for i = 1:num_images
13     name_im = ['/home/anabeatriz/Área de Trabalho/TCC/MammoPhantom/Test_simulation/Teste'
14               num2str(i) '.dcm'];
15     im_in = dicomread (name_im); % Lê a imagem e a converte em matriz
16
17     % Cálculo da média e do desvio padrão da imagem atual
18     mean_image = mean(im_in(:));
19     std_image = std(im_in(:));
20
21     fprintf(output_file, '%.2f\t%.2f\n', mean_image, std_image);
22
23     mean_total = mean_total + mean_image;
24     std_total = std_total + std_image;
25 end
26
27 fprintf(output_file, '\nMean: %.2f\n', mean_total / num_images);
28 fprintf(output_file, 'Standard deviation: %.2f\n', std_total / num_images);
29
30 fclose(output_file);
31
32 fprintf('Média das imagens: %.2f\n', mean_total / num_images);
33 fprintf('Desvio padrão das imagens: %.2f\n', std_total / num_images);

```