

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB  
CAMPUS GAMA – FGA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE GERENCIAMENTO RESPIRATÓRIO BASEADO EM VÍDEO E SENSOR DE DISTÂNCIA COM INTERRUÇÃO AUTOMÁTICA DO FEIXE PARA RADIOTERAPIA EM *VOLUNTARY DEEP INSPIRATION BREATH HOLD* EM PACIENTES COM CÂNCER DE MAMA ESQUERDA**

**RICARDO GOMES DOS REIS**

ORIENTADORA: DRA. GLÉCIA VIRGOLINO DA SILVA LUZ



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE UNB GAMA – FGA



**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE GERENCIAMENTO  
RESPIRATÓRIO BASEADO EM VÍDEO E SENSOR DE DISTÂNCIA COM INTERRUPÇÃO  
AUTOMÁTICA DO FEIXE PARA RADIOTERAPIA EM *VOLUNTARY DEEP INSPIRATION  
BREATH HOLD* EM PACIENTES COM CÂNCER DE MAMA ESQUERDA**

**RICARDO GOMES DOS REIS**

ORIENTADORA: GLÉCIA VIRGOLINO DA SILVA LUZ

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM

ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 0188A/2024

BRASÍLIA/DF, SETEMBRO DE 2024

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB  
FACULDADE UNB GAMA – FGA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE GERENCIAMENTO  
RESPIRATÓRIO BASEADO EM VÍDEO E SENSOR DE DISTÂNCIA COM INTERRUPTÃO  
AUTOMÁTICA DO FEIXE PARA RADIOTERAPIA EM *VOLUNTARY DEEP INSPIRATION  
BREATH HOLD* EM PACIENTES COM CÂNCER DE MAMA ESQUERDA**

RICARDO GOMES DOS REIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

APROVADA POR:

---

GLÉCIA VIRGOLINO DA SILVA LUZ

(ORIENTADORA)

---

DRA. MARÍLIA MIRANDA FORTE GOMES

(EXAMINADORA INTERNA)

---

DR. LEONARDO PERES DA SILVA

(EXAMINADOR EXTERNO)

**BRASÍLIA/DF, SETEMBRO DE 2024**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

REIS, RICARDO

Desenvolvimento e avaliação de um sistema de gerenciamento respiratório baseado em vídeo e sensor de distância com interrupção automática do feixe para radioterapia em *voluntary deep inspiration breath hold* em pacientes com câncer de mama esquerda [distrito federal], 2024.

User Field page\_minus\_preamble = 11p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2024).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                   |  |
|-------------------|--|
| 1. Câncer de Mama | 2. Gerenciamento de Posição em Tempo Real        |
| 3. Radioterapia   | 4. <i>Voluntary Deep Inspiration Breath Hold</i> |

I. FGA UnB

II. Título (série)

## **REFERÊNCIA**

Reis, Ricardo (2024). Desenvolvimento e Avaliação de Um Sistema de Gerenciamento Respiratório Baseado em Vídeo e Sensor de Distância com Interrupção Automática do Feixe para Radioterapia em *Voluntary Deep Inspiration Breath Hold* em Pacientes com Câncer de Mama Esquerda. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 0188A/2024, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2024.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

Autor: Ricardo Reis

Título: Desenvolvimento e Avaliação de Um Sistema De Gerenciamento Respiratório Baseado em Vídeo e Sensor de Distância com Interrupção Automática do Feixe para Radioterapia em *Voluntary Deep Inspiration Breath Hold* em Pacientes com Câncer de Mama Esquerda.

Grau: Mestre

Ano: 2024

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

[reis.ricardo@ebserh.gov.br](mailto:reis.ricardo@ebserh.gov.br)

Brasília, DF – Brasil

## RESUMO

No Brasil, o câncer de mama é a segunda neoplasia mais comum entre as mulheres em todas as regiões, correspondendo a aproximadamente 30% dos casos da doença. De acordo com a Organização Mundial de Saúde, em 2020 foram registrados mais de 19 milhões de novos casos de câncer no mundo, sendo aproximadamente 2,26 milhões de casos de câncer de mama. Existem algumas modalidades terapêuticas que propiciam aumento na sobrevida do paciente com essa neoplasia, sendo uma delas a radioterapia, capaz de combater o crescimento tumoral a partir do uso de radiação ionizante. Entretanto, o tratamento radioterápico está associado a toxicidades cardíacas e pulmonares, uma vez que a radiação também incide nos tecidos adjacentes ao alvo de tratamento. Diante disso, algumas abordagens foram desenvolvidas para reduzir as doses recebidas nesses órgãos em risco durante a radioterapia, como a técnica de inspiração profunda voluntária, que se mostrou capaz de promover acentuada redução na dose média no coração em pacientes submetidas à radioterapia para câncer de mama esquerda. No entanto, dispositivos comercialmente disponíveis para gerenciamento do movimento respiratório possuem valores elevados e são pouco difundidos em países em desenvolvimento. O presente trabalho, propõe o desenvolvimento e avaliação de um sistema de gerenciamento respiratório de baixo curso baseado em dois componentes independentes (um sensor de distância e uma câmera de vídeo), que poderá ser utilizado em radioterapia para câncer de mama esquerda em inspiração profunda voluntária. A funcionalidade do sensor de distância foi desenvolvida no Ambiente de Desenvolvimento Integrado do Arduino e, em seguida, conectada a um algoritmo desenvolvido para o componente baseado em câmera de vídeo em Python, através da biblioteca *Pyserial*. Foi desenvolvida ainda uma interface gráfica amigável em Python utilizando as bibliotecas *EasyGUI* e *OpenCV*. Para avaliar o sistema, foram realizados testes de exatidão, linearidade, reprodutibilidade, constância e tempo de avaliação do tempo de resposta. Os componentes do sistema foram avaliados separadamente e em conjunto. Os resultados dos testes apontaram que o componente do sistema baseado em sensor de distância apresentou exatidão superior a 0,5 mm, boa linearidade ( $R^2=0,99$ ), boa reprodutibilidade com variações menores que 1,0 mm e tempo de resposta de aproximadamente 1,16 segundos. Resultados favoráveis também foram encontrados para o componente baseado em imagens vídeo, cuja exatidão se mostrou próximo de 0,1 mm e tempo de resposta 0,12 segundos. O teste de constância do sistema não apontou risco de travamento para o sistema durante seu uso. Quando avaliados ambos os componentes em conjunto, o tempo de resposta do sistema foi de 0,76 segundos. Foi realizada ainda comparação da dose calculada pelo sistema de planejamento e a dose medida com câmara de ionização em um objeto simulador

dinâmico (teste *end-to-end*), e a variação percentual de dose entre planejada e medida foi de 1,75%. Pelos resultados obtidos, depreende-se que o sistema desenvolvido é capaz de mapear corretamente a variação da posição da parede torácica de pacientes em radioterapia para câncer de mama e pode ser, agora, avaliado em pacientes.

### **Palavras-chave**

Câncer de Mama, Radioterapia, *Voluntary Deep Inspiration Breath Hold*, Gerenciamento de Posição em Tempo Real.

## ABSTRACT

*In Brazil, breast cancer is the second most common malignancy among women across all regions, accounting for approximately 30% of all cancer cases. According to the World Health Organization, over 19 million new cancer cases were reported globally in 2020, with approximately 2.26 million of these being breast cancer. Several therapeutic modalities exist that can increase the survival rates of patients with this malignancy, one of which is radiotherapy, a treatment capable of combating tumor growth through the use of ionizing radiation. However, radiotherapy is associated with cardiac and pulmonary toxicities, as the radiation also affects tissues adjacent to the treatment target. Consequently, certain approaches have been developed to reduce the doses received by these organs at risk during radiotherapy, such as the deep inspiration breath-hold (DIBH) technique, which has been shown to significantly reduce the mean heart dose in patients undergoing radiotherapy for left-sided breast cancer. However, commercially available devices for respiratory motion management are costly and not widely adopted in developing countries. This study proposes the development and evaluation of a low-cost respiratory management system based on two independent components (a distance sensor and a video camera), which could be used in radiotherapy for left-sided breast cancer during deep inspiration breath-hold. The functionality of the distance sensor was developed in the Arduino Integrated Development Environment and then connected to an algorithm developed for the video camera-based component in Python, using the Pyserial library. A user-friendly graphical interface was also developed in Python, utilizing the EasyGUI and OpenCV libraries. To assess the system, tests were conducted on accuracy, linearity, reproducibility, constancy, and response time. The system components were evaluated both separately and in combination. Test results indicated that the distance sensor-based component of the system exhibited accuracy better than 0.5 mm, good linearity ( $R^2=0.99$ ), good reproducibility with variations less than 1.0 mm, and a response time of approximately 1.16 seconds. Favorable results were also found for the video-based component, which demonstrated accuracy close to 0.1 mm and a response time of 0.12 seconds. The system's constancy test did not indicate any risk of freezing during its use. When both components were evaluated together, the system's response time was 0.76 seconds. Additionally, a comparison between the dose calculated by the treatment planning system and the dose measured with an ionization chamber in a dynamic phantom (end-to-end test) was conducted, showing a percentage dose variation between planned and measured of 1.75%. Based on the obtained results, it can be inferred that the developed system is capable of accurately mapping the variation in the thoracic wall position of patients undergoing radiotherapy for breast cancer and can now be evaluated in clinical settings.*

**Keywords:** *Breast Cancer, Raditherapy, Voluntary Deep Inspiration Breath Hold, Real-time Position Management.*

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução.....</b>	<b>7</b>
1.1	Contextualização e formulação do problema .....	9
1.2	Objetivos.....	10
1.2.1	Objetivo Geral.....	10
1.2.2	Objetivos Específicos.....	10
<b>2</b>	<b>Fundamentação Teórica .....</b>	<b>12</b>
2.1	Câncer.....	12
2.1.1	Câncer de Mama .....	12
2.2	Parâmetros físicos da radioterapia.....	13
2.2.1	Raios X.....	13
2.2.2	Produção de raios X.....	15
2.2.3	Dose de Radiação.....	16
<b>2.3</b>	<b>Radioterapia.....</b>	<b>17</b>
2.3.1	Simulação do Tratamento .....	18
2.3.2	Definição dos Volumes de Tratamento e Órgãos de Risco .....	19
2.3.3	Planejamento do Tratamento .....	20
2.4	Apneia em Inspiração profunda – Deep Inspiration breath hold.....	24
2.4.1	DIBH com <i>Active Breathing Coordinator</i> - ABC .....	26
2.4.2	vDIBH com <i>Real-time Position Management</i> - RPM .....	27
2.4.3	Outros Sistemas de Gerenciamento Respiratório .....	28
<b>3</b>	<b>Materiais e Métodos .....</b>	<b>32</b>
<b>3.1</b>	<b>Componente baseado em Sensor de Distância.....</b>	<b>32</b>
3.1.1	Arduino Uno .....	32
3.1.2	Módulo v15311x.....	33
3.1.3	Módulo NRF24L01.....	33
3.1.4	Montagem do sistema .....	33
3.1.5	Programação do arduino e pré-processamento dos dados .....	35
3.2	Componente Baseado em Imagens de Vídeo .....	35
3.3	Dispositivo de Automatização da Interrupção do Feixe de Radiação .....	38
3.4	Arranjo do Sistema para Uso Clínico .....	39
3.5	Interface gráfica do sistema.....	40
3.6	Testes de Avaliação dos Sistemas .....	41
3.6.1	Teste de exatidão do componente baseado em sensor de distância.....	41
3.6.2	Teste de exatidão do componente baseado em imagens de vídeo .....	42
3.6.3	Teste de linearidade do sistema .....	43

3.6.4	Teste de reprodutibilidade do sistema.....	43
3.6.5	Teste de estabilidade do sistema.....	43
3.6.6	Avaliação da dependência angular do componente baseado em câmera de vídeo 44	
3.6.7	Teste de tempo de resposta .....	44
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões .....</b>	<b>48</b>
4.1	Resultados do Teste de Exatidão do Sistema .....	48
4.2	Resultado do Teste de Linearidade.....	50
4.3	Resultado do Teste de Reprodutibilidade.....	51
4.4	Resultado do Teste de Estabilidade do Sistema .....	53
4.5	Avaliação da Dependência Angular do módulo de vídeo .....	54
4.6	Teste de Tempo de Resposta do Sistema.....	55
<b>5</b>	<b>Conclusão .....</b>	<b>57</b>
	<i>Lista de Referência .....</i>	<i>Erro! Indicador não definido.</i>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Importância relativa dos três principais modos de interação da radiação com a matéria.....	14
Figura 2 - Diagrama ilustrando o efeito Compton.....	15
Figura 3 - Acelerador Linear Clínico Varian CX.....	16
Figura 4 - Configuração de campos tangentes opostos usualmente utilizados em tratamentos de câncer de mama esquerda.....	21
Figura 5 - Visão do Feixe. Na imagem, o MLC está programado para permitir a passagem direta de radiação apenas para a área na qual a projeção do PTV está visível. Pulmão e coração têm a maior parte dos seus volumes protegidos.....	22
Figura 6 - Isodoses 100% (linha verde), 95% (linha amarela) e 50% (linha azul) da dose prescrita.....	23
Figura 7 - Especificações Técnicas do Arduino Uno.....	32
Figura 8 - Módulo NRF24L01 com antena.....	33
Figura 9 - Montagem do circuito sensor VL5311x e módulo NFR24L01 (Arduino-VL5311-NRF24L01) .....	34
Figura 10 - Componente do Sistema de Gerenciamento Respiratório Baseada no Sensor de Distância. Transmissor e receptor das leituras à esquerda e direita, respectivamente.....	34
Figura 11 - Diagrama ilustrando o funcionamento do sistema baseado em vídeo: a) imagem da câmera com obturador fechado no LED; b) representação da matriz de pixels da imagem “R”, “G” e “B” representando pixels nas cores vermelha, verde e azul respectivamente; c) e d) a relação do deslocamento do pixel vermelho na matriz; e) a posição final do pixel na matriz; e f) a calibração do sistema para unidade de medida em centímetros.....	36
Figura 12 - Montagem da câmera de vídeo em uma sala de um acelerador linear Halcyon. Nesse cenário, a câmara foi posicionada na mesa de tratamento através de um suporte desenvolvido <i>in-house</i> .....	37
Figura 13 - Dispositivo de interrupção automática do feixe: (a) estrutura criada a partir de uma impressora 3D, contendo servo motor SG90 em seu interior; (b) dispositivo montado no console de tratamento de um acelerador linear Halcyon.....	38
Figura 14 - Sugestão para posicionamento do sensor de distância e da câmera de vídeo para uso clínico: (a) o sensor situado próximo ao processo xifoide, no corpo do paciente; (b) o sensor	

situado sobre o paciente com o sensor de distância apontando para o tórax.....	39
Figura 15 - Interface gráfica do sistema de gerenciamento respiratório.....	40
Figura 16 - Configuração do arranjo experimental para avaliação para exatidão do sistema baseado em sensor de distância. (a) vista superior e (b) vista oblíqua.....	41
Figura 17 - Configuração do arranjo experimental para avaliação do componente baseado em imagens de vídeo. (a) vista frontal e (b) vista oblíqua.....	42
Figura 18 - Representação gráfica da medida entre dois pontos no espaço para a câmera posicionada perpendicularmente à direção de medida (I) e para a câmera posicionada angulada a um ângulo $\alpha$ (II).....	44
Figura 19 - Projeto do objeto simulador utilizado na avaliação do sistema de gerenciamento respiratório: vista lateral e frontal, à esquerda e à direita respectivamente.....	45
Figura 20 - Imagem demonstrando o princípio de funcionamento do movimento do objeto simulador.....	45
Figura 21 - Objeto simulador construído utilizado na avaliação do sistema de gerenciamento respiratório: vista lateral e frontal.....	46
Figura 22 - Montagem do experimento para o teste de avaliação do tempo de resposta do sistema de gerenciamento respiratório: (a) visão lateral esquerda do setup, (b) visão frontal no sentido craniocaudal, (c) visão lateral direita do setup e (d) visão frontal.....	47
Figura 23 - Gráfico de caixa para os valores medidos no teste de exatidão do componente do sistema baseado em sensor de distância.....	48
Figura 24 - Gráfico apresentando os valores nominais e medidos pelo componente baseado em sensor de distância.....	49
Figura 25 - Gráfico apresentando os valores nominais e medidos pelo componente baseado em câmera de vídeo.....	49
Figura 26 - Resultado do teste de Linearidade – Sensor de Distância.....	50
Figura 27 - Resultado do teste de Linearidade – Câmera de Vídeo.....	51
Figura 28 - Teste de reprodutibilidade para o sensor de distância. Resultados para as três medidas realizadas apresentados em gráficos de caixa. Valores das medianas representados pelas linhas laranjas.....	52

Figura 29 - Teste de reprodutibilidade para câmera de vídeo. Resultados para as três medidas realizadas apresentados em gráficos de caixa. Valores das medianas representados pelas linhas laranjas.....	52
Figure 30- Resultado para o teste de estabilidade do sensor de distância. Histograma das contagens para cada minuto em um tempo total de 25 minutos de dispositivo ligado.....	53
Figura 31 - Quadro mostrando possíveis variações em valores medidos em função da angulação da câmera em relação à direção de medida.....	54
Figura 32 - Gráficos mostrando a variação da dose absorvida em função do número de interrupções: (a) componente de Vídeo, (b) componente de Sensor de Distância e (c) o Sistema operando com ambos os componentes.....	56
Figura 33 - Quadro apresentando os valores de tempo de resposta para o sistema e para seus componentes funcionando isoladamente.....	57

## **LISTA DE QUADROS**

QUADRO 1 - Recomendações de cobertura das estruturas alvos e limites de tolerância de dose de acordo com o RTOG 1005 para tratamento de câncer de mama esquerda.....23

# 1 INTRODUÇÃO

No Brasil, o câncer de mama, após o câncer de pele não melanoma, é o tipo de neoplasia mais comum entre as mulheres em todas as regiões, correspondendo à aproximadamente 30% dos casos (INCA, 2022). Segundo dados do Instituto Nacional de Câncer (INCA), são esperados para o próximo triênio (2023-2025) 704 mil novos casos, sendo 73.610 de mama. No mundo, segundo dados da Organização Mundial de Saúde, foram registrados mais de 19 milhões de novos casos de câncer em 2020, sendo aproximadamente 2,26 milhões casos de câncer de mama (OMS, 2021).

O câncer de mama apresenta grande variação em suas características clínicas e morfológicas, porém, quando identificado e tratado precoce e adequadamente, tem alta chance de cura (INCA, 2022).

A radioterapia adjuvante exerce um papel muito importante no tratamento do câncer de mama, podendo reduzir o risco de recidiva local e ainda impactar na sobrevida das pacientes (Design, 2001). Delaney et al. (2003), em revisão da literatura, sugerem que 83% das pacientes teriam indicação de radioterapia. A radioterapia é uma modalidade de tratamento que utiliza de radiação direta ou indiretamente ionizante para causar dano ao material genético das células tumorais e, por conseguinte, levá-las à morte ou eliminar sua capacidade reprodutiva, contendo assim o crescimento tumoral.

Há evidência, contudo, de que a radioterapia no tratamento do câncer de mama, especialmente nos casos de câncer de mama esquerda, aumenta o risco de complicações cardíacas e mortalidade (Correa et al., 2007; Latty et al., 2015; Bergom et al., 2018). Darby et al. (2013) avaliaram o aumento de 7,4% no risco relativo de desenvolvimento de doença coronariana, para cada 1 *gray* de dose média no coração, em pacientes submetidas à radioterapia para câncer de mama. Nos casos de pacientes com indicação clínica de irradiação dos linfonodos da mama interna, a exposição dos tecidos cardíacos à radiação é ainda maior, o que pode estar associado a maior risco de toxicidade (Latty et al., 2015).

O risco de complicação cardíaca, na rotina clínica, é um fator muitas vezes limitante no tratamento, sendo preferível diminuir dose no coração em detrimento da cobertura no volume alvo. Nesse sentido, alguns trabalhos têm apontado benefício na utilização de técnicas baseadas em controle respiratório em tratamentos de câncer de mama esquerda, com potencial redução de doses no pulmão e coração (Beck et al., 2014; Beck et al., 2014; Kunheri et al., 2017). A

fim de reduzir doses de radiação ionizante no volume cardíaco e, por conseguinte, reduzir a probabilidade do desenvolvimento de toxicidade sem comprometer a cobertura do parênquima mamário com a adequada dose terapêutica, três abordagens podem ser consideradas: 1) aumentar a distância entre o volume alvo e o coração; 2) reduzir o volume alvo e; 3) aumentar a conformidade do plano com a utilização de técnicas moduladas (Latty et al., 2015; Kunheri et al., 2017; Farzaneh et al., 2018; Duma et al., 2019).

A primeira abordagem pode ser alcançada através da técnica de inspiração profunda (DIBH, do inglês: *Deep Inspiration Breath Hold*), que consiste na retenção da respiração na fase de inspiração durante a entrega da dose de radiação. Diferentes métodos de DIBH podem ser utilizados. Os dois principais sistemas utilizados, atualmente, são o de Coordenação Ativa da Respiração Baseada em Espirometria (comercialmente conhecido com ABC – *Active Breathing Coordinator*, Elekta, Stockholm, Sweden) e o de Gerenciamento da Posição em Tempo Real Baseado em Vídeo (comercialmente conhecido como RPM – *Real-time Position Management*, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) (Latty et al., 2015).

A técnica de DIBH conjugada ao sistema RPM ou similar, nos quais o paciente é instruído a segurar voluntariamente a inspiração, após atingir um limiar aceitável de expansão da caixa torácica, pode também ser denominada de vDIBH, ou seja, adiciona-se o “v” correspondente ao termo *voluntary* (voluntária). Estudos comparando técnicas de vDIBH com a técnica de coordenação ativa do ABC indica similaridade no desempenho de ambas, contudo, o uso do ABC mostrou-se menos confortável para os pacientes (Bartlett et al., 2013; Latty et al., 2015).

A radioterapia para o câncer de mama pode potencialmente usufruir dos benefícios de métodos de DIBH porque, durante a inspiração, o diafragma desloca o coração posteriormente e inferiormente para longe da mama, conforme corroborado por diversos trabalhos (Latty et al., 2015; Bergom et al., 2018; Duma et al., 2019; Wolf et al., 2023). A implementação de técnicas de inspiração profunda resulta em redução nos volumes cardíaco e pulmonar irradiados (Fassi et al., 2014). Essa redução pode gerar vantagens substanciais, especialmente em esquemas de tratamento envolvendo quimioterapia, dado o risco associado de cardiotoxicidade (LU et al., 2000; PEDERSEN et al., 2004; SMYTH et al., 2015b; Fassi et al., 2014).

Apesar de poder ser encontrada na literatura evidência do benefício clínico da utilização de técnicas de gerenciamento respiratório como a de vDIBH na radioterapia de câncer de mama esquerda, conforme apontado em revisão da literatura publicada por Latty et al. (2015) dentre

outros estudos, os custos elevados inerentes às tecnologias comercialmente disponíveis tornam impeditiva a disseminação e o uso dessas abordagens em alguns países (Nano et al., 2020). No Brasil, as instituições que compõem o Sistema Único de Saúde têm dificuldade de acesso a tais tecnologias.

Neste trabalho, pretende-se desenvolver e validar um sistema robusto e de baixo custo para gerenciamento respiratório, criado para auxiliar na radioterapia de câncer de mama esquerda com o uso da técnica de vDIBH. Pretende-se tornar mais acessível a implementação de técnicas de tratamento de câncer de mama esquerda baseadas em controle respiratório voluntário dos pacientes.

## **1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA**

O custo da Radioterapia pode ser significativamente maior do que para outras especialidades clínicas, pois devem ser consideradas diversas variáveis e é preciso estabelecer uma clara relação entre custo-efetividade (Read, 1994; Ploquin; Dunscombe, 2008). A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*), em sua publicação sobre radioterapia guiada por imagem na prática clínica, destaca que a relação entre o benefício clínico deve ser balanceada ao aumento da complexidade e custo inerente à tecnologia implementada. Conclui que, para a maioria dos cenários clínicos, os benefícios têm superado os custos (IAEA, 2019).

Avelino (2013) adverte que a relação entre a implementação de novas tecnologias nas instituições e a dificuldade de angariar recursos financeiros para custeá-las criam uma diferença na assistência aos pacientes que dependem de soluções gerais e aqueles que dispõem de recursos para pagar por tratamentos mais avançados, com maior grau de tecnologia.

Não obstante, é sabido que, no Brasil, as instituições públicas, além de possuírem recursos financeiros muitas vezes escassos, têm que trilhar um árduo caminho burocrático para avaliar, adquirir e implementar novas tecnologias.

Neste trabalho, pretende-se desenvolver, analisar e validar um sistema robusto e de baixo custo para gerenciamento respiratório, baseado em um sistema de captura de imagens vídeo e em um sensor de distância com gatilho automático para interrupção do feixe de radiação, criado para auxiliar na radioterapia para câncer de mama esquerda com o uso da técnica de vDIBH e viabilizar a implementação de técnicas de tratamento baseadas em controle respiratório.

Cabe destacar que o estudo ora apresentado, a *priori*, objetiva tratar apenas da aplicação do sistema desenvolvido para radioterapia de câncer de mama esquerda. Outras aplicações carecerão de avaliações mais específicas, vez que o comportamento do volume alvo, a depender do sítio em questão, pode não haver boa correlação entre a posição do alvo e a posição da parede torácica, apresentando movimentos complexos, conforme apontou estudo em pacientes com câncer de pulmão (Seppenwoolde et al., 2002).

## **1.2 OBJETIVOS**

A seguir serão apresentados os objetivos pretendidos por este trabalho.

### **1.2.1 OBJETIVO GERAL**

O trabalho ora apresentado propõe desenvolver e avaliar um sistema de gerenciamento respiratório de baixo custo para aplicação na Radioterapia de câncer de mama esquerda que utilizam técnicas de controle do movimento respiratório voluntário.

### **1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Desenvolver um arranjo funcional baseado em um sensor de distância VL53L1X ligado a um microcontrolador do tipo Arduino Uno, capaz de medir em tempo real a posição do tórax de pacientes submetidos à Radioterapia para câncer de mama esquerda;
- Desenvolver um sistema baseado em análise de imagens de vídeo capaz de medir em tempo real a posição do tórax de pacientes submetidos à Radioterapia para câncer de mama esquerda;
- Desenvolver um algoritmo que integre o sistema de vídeo ao sistema de medição de distância, com uma interface gráfica amigável e funcional;
- Desenvolver um sistema de interrupção automática do feixe de tratamento a ser acionado baseado em parâmetros a serem configurados no sistema integrado de verificação da posição;
- Desenvolver rotinas de segurança de modo que eventuais falhas nos modos de detecção da posição do tórax sejam prontamente identificadas;
- Desenvolver objeto simulador dinâmico para avaliar o sistema de gerenciamento respiratório proposto;

- Avaliar a reprodutibilidade, repetibilidade, linearidade, exatidão, estabilidade e tempo de resposta do sistema desenvolvido.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

Nesse capítulo, serão apresentados, de maneira sucinta, alguns conceitos inerentes ao tema abordado.

### **2.1 CÂNCER**

A proliferação celular é uma função normal nos organismos vivos, cujo controle é feito por mecanismos eficientes. Porém, a alteração de eventos biológicos importantes relacionados a tais mecanismos de controle de crescimento e diferenciação, em decorrência de mutações a nível celular, podem resultar no surgimento de um câncer (Beyzadeoglu; Ozyigit, 2022). O câncer consiste em uma doença caracterizada pela proliferação celular contínua e descontrolada que altera o equilíbrio entre o aumento de células e a perda celular natural nos tecidos (Beyzadeoglu; Ozyigit, 2022, 2010; Held, 2006); câncer é o nome genérico atribuído a mais de 100 doenças. É um dos principais problemas de saúde pública no mundo e uma das principais causas de morte (INCA, 2022).

#### **2.1.1 CÂNCER DE MAMA**

O câncer de mama, após o câncer de pele não melanoma, é o tipo de neoplasia mais comum entre as mulheres em todas as regiões do país, correspondendo a aproximadamente 30% dos casos, segundo dados do Instituto Nacional de Câncer (INCA, 2022), e são esperados para o próximo triênio (2023- 2025) 704 mil novos casos, sendo 73.610 de mama. No mundo, segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS, 2021), foram registrados mais de 19 milhões de novos casos de câncer em 2020, sendo aproximadamente 2,26 milhões casos de câncer de mama.

O câncer de mama apresenta grande variação em suas características clínicas e morfológicas, porém, quando identificado e tratado precoce e adequadamente, tem alta chance de cura (INCA, 2022). No Brasil, a sobrevida média em cinco anos após descoberta do diagnóstico, para pacientes com esse tipo de neoplasia, é de aproximadamente 80% (Brasil, 2014).

São fatores de risco para o câncer de mama: a idade; fatores genéticos, no que deve ser levado em conta o histórico familiar da doença; e fatores relacionados a vida reprodutiva da mulher (como menarca precoce, nuliparidade, idade da primeira gestação acima dos 30 anos, uso de medicamentos contraceptivos, dentre outros) (Brasil, 2014; Ward et al., 2018). Além

disso, ser mulher, por si só, já pode ser considerado um fator de risco visto que, para cada 100 mulheres portadoras da doença, há apenas um homem com a neoplasia (Vallaseñor, 2009).

O rastreamento do câncer de mama pode se dar através de exames de ultrassonografia e/ou mamografia. O diagnóstico precoce da doença tem impacto na redução da taxa de mortalidade, sendo recomendado pelo Ministério da Saúde a realização de exames de mamografia a cada dois anos em mulheres com idade entre 50 e 64 anos. Para mulheres com idade inferior a 50 anos, a conduta deverá ser individualizada pelo médico e levar em consideração eventuais fatores de risco.

O diagnóstico do câncer de mama tem início na suspeita da doença que pode se originar através do autoexame ou através de algum estudo de imagem, como a mamografia. Atualmente, pode ser utilizada a escala de risco, baseada em imagens de mamografia, BI-RADS (do acrônimo em inglês, *Breast Imaging - Reporting and Data System*) (Magny et al., 2023). Nessa escala, achados classificados como BI-RADS 5 ou 6 têm chance superior a 95% de ser câncer de mama (Ward et al., 2018; Magny et al., 2023). Contudo, o diagnóstico só é concluído através da Histopatologia, que se dá através de biópsia do tecido (Vallaseñor, 2009).

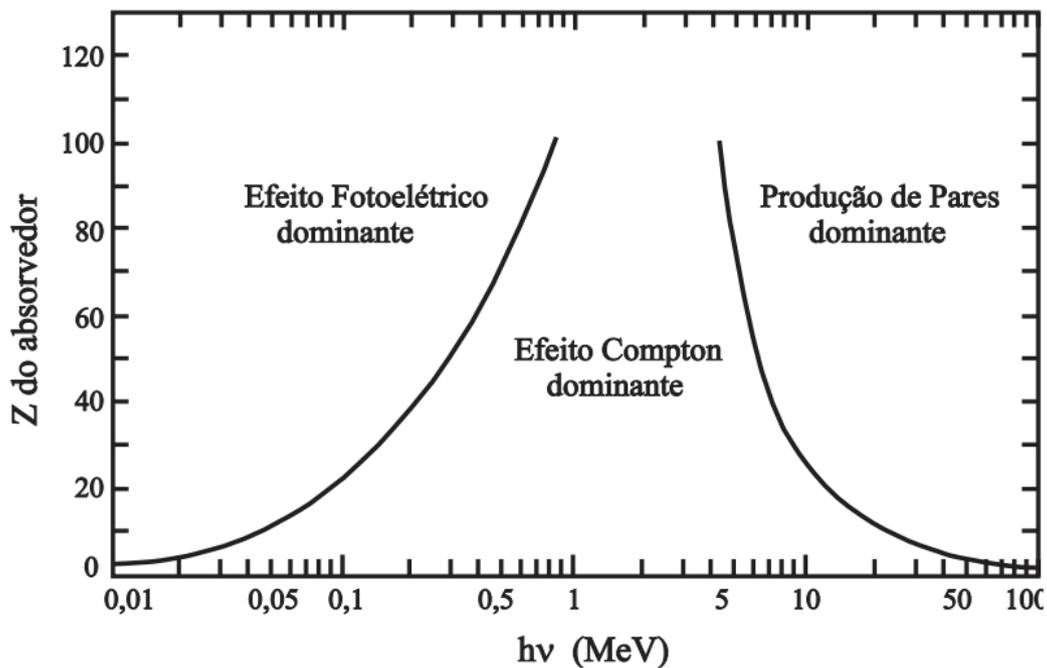
## **2.2 PARÂMETROS FÍSICOS DA RADIOTERAPIA**

A radioterapia e suas aplicações estão fundadas em alguns conceitos físicos que constituem a base da dosimetria clínica. Descrevem-se sucintamente, a seguir, os mais significativos para este trabalho.

### **2.2.1 RAIOS X**

Raios X e Raios Gama são ondas eletromagnéticas de alta frequência, cuja energia transportada é suficiente para causar ionização, ou seja, suficiente para criar pares de partículas carregadas quando interagem com o meio onde incidem (Khan; Gibbons, 2014)

As interações se dão, principalmente, através de efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Para o intervalo de energias utilizado na radioterapia convencional (até 10 MV) e o número atômico médio para o corpo humano, o efeito de produção de pares é pouco significativo e não será aqui discutido. A Figura 1 apresenta a importância relativa de cada um efeito em função do número atômico do material e da energia do feixe de radiação (Tauhata et al., 2014; Khan; Gibbons, 2014).



**Figura 1.** Importância relativa dos três principais modos de interação da radiação com a matéria.  
 Fonte: Tauhata et al., 2014

No efeito fotoelétrico, o fóton incidente transfere toda sua energia para um elétron atômico, que é arrancado do átomo e adquire energia cinética correspondente à diferença entre a sua energia de ligação para a camada a qual pertencia e a energia do fóton incidente, conforme Equação 1.

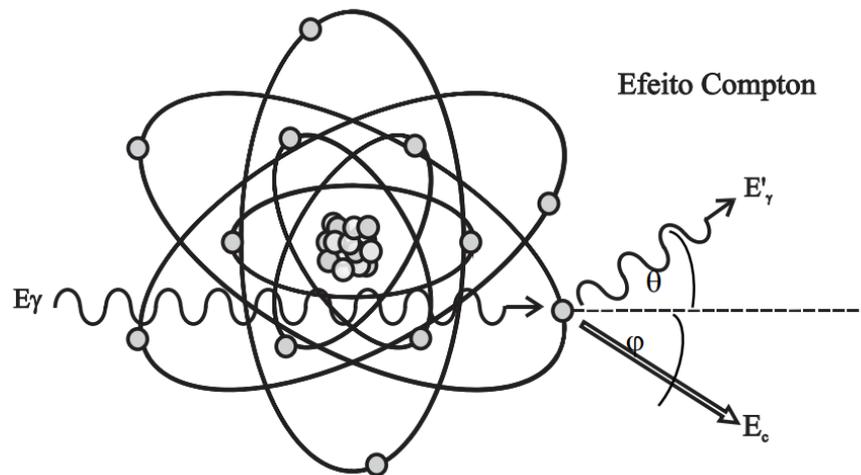
$$K = hv - B \quad (1)$$

onde  $K$  é a energia cinética do elétron ejetado,  $hv$  é o produto da Constante de Planck e da frequência da onda e  $B$  é a função trabalho, ou a energia de ligação do elétron em uma determinada camada.

A probabilidade de absorção de energia por meio de efeito fotoelétrico é diretamente proporcional ao cubo do número atômico do material absorvedor e inversamente proporcional ao cubo da energia do fóton (Khan; Gibbons, 2014).

Considerando que o número atômico médio do corpo humano é 20, pelo gráfico aduzido na Figura 1, é possível observar que para a faixa de energia de até aproximadamente 100 KeV, há predominância do efeito fotoelétrico. O efeito fotoelétrico tem papel importante na medicina diagnóstica, pois é a base para aquisição de imagens de raio X.

Na radioterapia convencional, baseada na utilização de aceleradores lineares ou de fontes radioativa de Cobalto 60, a faixa de energia é superior a 1 MeV para a qual o efeito Compton é predominante. Diferente do efeito fotoelétrico, o efeito Compton ocorre pela interação dos fótons com elétrons livres do átomo (Figura 2), desse modo, sua probabilidade de ocorrer aumenta em função da quantidade de elétrons por unidade de massa, ou seja, da densidade eletrônica do material (Tauhata et al., 2014; Khan, Gibbons, 2014).



**Figura 2.** Diagrama ilustrando o efeito Compton. Fonte: Tauhata et al., 2014

O efeito Compton pode ser compreendido através da análise de colisão em um sistema composto de dois tipos de partículas, fótons e elétrons, e pode ser descrito matematicamente conforme Equações 2 e 3.

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1-\cos\phi)}{1+\alpha(1-\cos\phi)} \quad (2)$$

$$h\nu' = h\nu_0 \frac{1}{1+\alpha(1-\cos\phi)} \quad (3)$$

onde  $h\nu_0$ ,  $h\nu'$  e  $E$  são, respectivamente, a energia do fóton incidente, a energia do fóton espalhado e a energia do elétron. O  $\alpha$  corresponde a energia do fóton incidente dividida pela massa de repouso do elétron (Khan; Gibbons, 2014)

### 2.2.2 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os centros de radioterapia atualmente, por questões de proteção radiológica e econômicas, têm investido em aceleradores lineares, que são geradores de radiação ionizante, em vez de utilizar isótopos radioativos como Césio 137 ou Cobalto 60.

Os geradores de radiação convencionais produzem raios X através da aceleração de um feixe fino de elétrons a altíssimas velocidades (energias > 6 MeV). O feixe de elétrons é acelerado até colidir com um alvo constituído de material de alto número atômico, geralmente, de tungstênio por ter um ponto de fusão elevado. Ao colidirem com o alvo, as partículas são desaceleradas e liberam energia por um processo conhecido por radiação de freamento, do alemão *Bremsstrahlung* (Khan; Gibbons, 2014). O feixe de raios X gerado é colimado e direcionado e, assim, pode ser utilizado para tratamento de doenças. A Figura 3 abaixo é de um acelerador linear Modelo CX, da Varian Medical Systems, Palo Alto CA, capaz de produzir fótons de até 10 MeV.



**Figura 3.** Acelerador linear clínico Varian CX. Fonte: o Autor.

### 2.2.3 DOSE DE RADIAÇÃO

Diferente de um medicamento para o qual propriedades como massa e volume podem ser aferidas, a radiação ionização consiste em ondas eletromagnéticas de alta frequência estando além do espectro da luz visível.

A fim quantificar a radiação de modo que um médico pudesse prescrever e outro fosse capaz de reproduzir essa prescrição, foi instituída a grandeza denominada dose de radiação absorvida, ou apenas dose absorvida, que pode ser descrita matematicamente pela Equação 4.

$$D = \frac{E}{m} \text{ (J/KG)} \quad (4)$$

onde  $D$  é a dose absorvida,  $E$  é energia absorvida e  $m$  é a quantidade de massa (Khan; Gibbons, 2014; Held, 2006; Tauhata et al., 2014).

Em síntese, podemos definir a dose absorvida  $D$  como sendo a quantidade de energia  $E$  absorvida por unidade de massa  $m$ . A grandeza  $D$  tem dimensão de energia por massa, por

consequente, sua unidade pode ser representada por *Joule* por *quilograma* (J/kg). No Sistema Internacional (SI), a unidade utilizada para essa grandeza é o *gray* (Gy), sendo 1 gray o equivalente a 1 J/kg. Em radioterapia, comumente se utiliza a unidade de *centigray* (cGy = Gy10<sup>-2</sup>) nas prescrições médicas (Held, 2006; Khan; Gibbons, 2014).

## 2.3 RADIOTERAPIA

No final do ano de 1895, na Alemanha, Wilhelm Conrad Röntgen, enquanto realizava experimentos com raios catódicos em tubos de vácuo, em seu laboratório na Universidade de Wurzburg, notou que uma placa de platinocianeto de bário brilhava quando o tubo era ligado; observou que não poderia se tratar de luz ou de eletricidade, pois o fenômeno apresentava comportamento essencialmente diferente. Também observou que o brilho acontecia mesmo quando algum obstáculo era disposto entre o tubo e a placa. Julgou ter descoberto um novo tipo de raio, capaz de atravessar facilmente obstáculos e impressionar placas fluorescentes. O novo raio de Röntgen passou a ser chamado de raios X (Perez et al., 2004).

Um ano após a descoberta de Röntgen, em 1896, Antoine Henri Becquerel trabalhando com sais de urânio, notou que chapas fotográficas sofriam escurecimento na presença desse material. Reportou que cristais de urânio emitiam raios X semelhantes aos relatados por Röntgen. Ao fenômeno observado, foi dado o nome de radioatividade (Perez et al., 2004).

Após as descobertas de Röntgen e Becquerel, outros estudiosos desenvolveram pesquisas importantes relacionadas à emissão de raios X e radioatividade, tais como Marie Sklodowska Curie e seu marido Pierre Curie, Irene e Frederic Curie, James Chadwick entre outros (Perez et al., 2004)

A radioatividade, pouco tempo depois da sua descoberta, passou a ser utilizada para fins de diagnóstico e de tratamento. Em 1920, James Ewing, um dos pioneiros a desenvolver pesquisas no campo da oncologia, declarou que a radioterapia foi a primeira modalidade de tratamento racional no combate ao câncer (Perez et al., 2004).

A radioterapia é uma modalidade de tratamento que utiliza de radiação direta ou indiretamente ionizante para causar dano ao material genético das células tumorais e, por conseguinte, levá-las à morte ou eliminar sua capacidade reprodutiva, contendo assim o crescimento tumoral (Held, 2006).

A radiação ao interagir com o corpo humano, através de eventos a nível celular, pode causar danos irreparáveis à célula, que perde sua capacidade reprodutiva ou é conduzida a

morte programada, a chamada apoptose. Cerca de 30% das interações da radiação ocorrem diretamente com os componentes celulares DNA, proteína e lipídios, através da liberação de elétrons capazes de danificá-los (Held, 2006). Contudo, na radioterapia convencional, a maior parte dos efeitos se dá pelo denominado dano indireto, que ocorre pela interação da radiação com o meio onde as células estão suspensas, composto basicamente de água. São gerados radicais livres que, por sua vez, geram danos ao material genético das células (Held, 2006). Desse modo, pode-se dizer que o objetivo da radioterapia é causar a morte celular e, assim, provocar a remissão tumoral ou, pelo menos, retirar a capacidade reprodutiva das células neoplásicas, impedindo o crescimento da doença.

Existem três técnicas pelas quais a radioterapia pode ser administrada: Radioterapia em Duas Dimensões (2D), Radioterapia Conformacional em Três Dimensões (3DCRT, do inglês *3D Conformal Radiation Therapy*) e a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy*). As duas últimas surgiram com o advento da aplicação de ferramentas computacionais à modalidade terapêutica, propiciando cálculos mais complexos e precisos.

### **2.3.1 SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO**

A radioterapia 3DCRT é planejada através de cálculo computacional, a partir de uma tomografia computadorizada (TC), em um software denominado Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS, do inglês *Treatment, Planning System*).

A fase que antecede o planejamento do tratamento no TPS é a Simulação, também conhecida como Tomografia de Planejamento. Nessa etapa, o paciente é submetido a um estudo de tomografia computadorizada, na posição na qual se realizará a radioterapia, utilizando acessórios de imobilização genéricos ou personalizados.

As imagens, após adquiridas no tomógrafo, são importadas para o TPS. A tomografia computadorizada é imprescindível para o planejamento em 3 dimensões, pois é por meio dela que o médico radio-oncologista delinea os volumes alvos a receberem a dose de radiação e os órgãos em risco a serem poupados, na vizinhança dos volumes alvos. Além disso, o TPS, para computar as diferentes densidades dos tecidos, utiliza a relação entre as Unidades de Hounsfield (HU, do inglês *Hounsfield Units*) de cada voxel (pixel com 3 dimensões) da TC e sua densidade eletrônica correspondente.

Outras modalidades de imagem também são comumente utilizadas em radioterapia, como: a Ressonância Magnética Nuclear (RMN) e a Tomografia por Emissão de Póstron (PET, do inglês *Positron Emission Tomography*). Essas modalidades auxiliam na visualização e delimitação das estruturas, mas não se relacionam com o cálculo diretamente.

### **2.3.2 DEFINIÇÃO DOS VOLUMES DE TRATAMENTO E ÓRGÃOS DE RISCO**

A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), em seu *Report 83* e seus anteriores, faz recomendações relacionadas à prática da radioterapia. Nesse sentido, com relação aos planejamentos de tratamento, a ICRU define algumas estruturas sem as quais o processo de planejamento não pode ocorrer, uma vez que não poderia, em se tratando de radioterapia, haver prescrição e registros de dose de radiação sem a definição prévia de estruturas alvos e dos tecidos sadios em risco (Menzel, 2010).

As principais estruturas definidas são:

- *Gross Tumor Volume* or GTV (volume tumoral grosseiro);
- *Clinical Target Volume* ou CTV (volume alvo clínico);
- *Planning Target Volume* ou PTV (volume alvo planejado); e
- *Organ at Risk* ou OAR (órgão em risco).

Além dessas estruturas, outras são definidas como *Internal Target Volume* ou ITV (volume alvo interno) e *Treated Volume* ou TV (volume tratado), mas que não são de grande relevância dentro do escopo do trabalho.

#### **2.3.2.1 GROSS TUMOR VOLUME (GTV)**

Na imagem da tomografia computadorizada ou nas outras modalidades de imagens, o GTV consiste no volume de doença visível. Geralmente, corresponde ao tumor primário e às metástases regionais ou à distância (Menzel, 2010).

Nos planejamentos de tratamento, o GTV é o principal alvo e, geralmente, recebe doses de radiação maiores comparado aos demais volumes alvos.

#### **2.3.2.2 CLINICAL TARGET VOLUME (CTV)**

O CTV corresponde ao volume que deve conter, além da doença grosseira, visível, tecido com provável doença subclínica, considerado relevante para um efetivo tratamento. A compreensão de doença subclínica inclui possível espalhamento do GTV nos tecidos adjacentes ou possível disseminação da doença nas cadeias linfonodais (Menzel, 2010).

### **2.3.2.3 PLANNING TARGET VOLUME (PTV)**

O PTV, diferentemente dos volumes anteriores cuja natureza é clínica, traz consigo um conceito de caráter geométrico. Corresponde a uma margem de segurança estabelecida para garantir que o GTV e o CTV recebam doses de tratamento adequadas (Menzel, 2010).

Geralmente, a margem do PTV é calculada de modo a garantir que, no mínimo, 90% dos CTV de uma população de pacientes receba pelo menos 95% da dose de prescrição, para um nível de significância de 5% (Van Herk; Remeijer; Lebesque, 2000).

### **2.3.2.4 ORGAN AT RISK (OAR)**

Os OAR são estruturas de tecidos sadios próximas ao campo de tratamento, que devem ser consideradas durante o planejamento. São estruturas que, se irradiadas com doses de radiação acima dos limites de tolerância, podem trazer ao paciente complicações clínicas e, inclusive, levá-lo à morte em alguns casos.

O conjunto de OAR a ser considerado dependerá da localização dos volumes alvos e da dose de radiação prescrita (Menzel, 2010).

### **2.3.2.5 ESTRUTURAS PARA O PLANEJAMENTO DE CÂNCER DE MAMA**

Na grande maioria dos casos de câncer de mama, a radioterapia terá um papel de adjuvância, ou seja, não será o tratamento principal. Desse modo, geralmente, as estruturas alvos se restringem aos volumes do CTV e do PTV, pois doenças clinicamente visíveis são tratadas previamente pela quimioterapia ou cirurgia.

Quanto aos órgãos de risco, serão plotados na tomografia computadorizada, principalmente, os volumes da mama contralateral (mama sadia), coração e pulmão. Volumes de esôfago, plexo braquial e medula também são geralmente delineados.

Uma vez que as estruturas são desenhadas nos cortes tomográficos, o sistema de planejamentos realiza a reconstrução em três dimensões, permitindo que seja realizada a avaliação da relação dose-volume para cada estrutura.

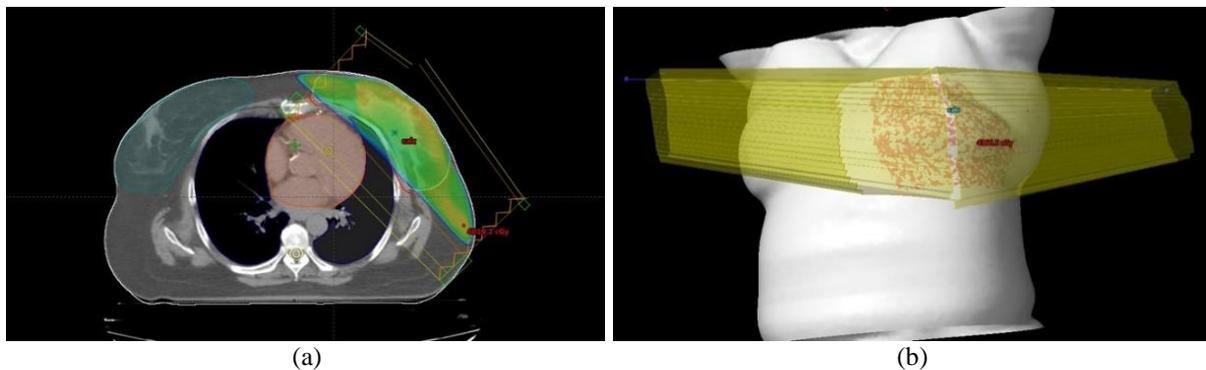
## **2.3.3 PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO**

Finalizada a etapa de delineamento das estruturas, o médico radioterapeuta informa à equipe de física médica qual é a dose a ser administrada aos volumes alvos delineados. O

protocolo *Radiation Therapy Oncology Group 1005* (RTOG 1005) recomenda que seja administrada a dose de 50,00 Gy em 25 frações, ou 42,40 Gy em 16 frações ou 40,05 Gy em 15 frações. Doses adicionais podem ser prescritas de acordo com critérios clínicos a serem descritos pelo médico especialista. Esses critérios podem incluir, por exemplo, margens exíguas ou comprometidas e a presença de doença visível (Vicini et al., 2022).

A maneira como a dose de radiação prescrita pelo médico será administrada ao paciente, levando em conta posição e quantidade de campos de radiação, disposições dos colimadores e demais parâmetros, é denominada planejamento do tratamento. Essa tarefa é desempenhada pelo físico médico ou pelo dosimetrista.

O planejamento é realizado sobre as imagens tomográficas no sistema de planejamento. Nos tratamentos de câncer de mama, o arranjo de tratamento mais comumente utilizado é o com campos tangentes opostos. Essa configuração permite incluir menos tecidos pulmonares e cardíacos no campo de tratamento, diminuindo o volume irradiado dessas estruturas (Figura 4).



**Figura 4.** Configuração de campos tangentes opostos usualmente utilizados em tratamentos de câncer de mama esquerda. (a) Visão do corte axial do sistema de Planejamento; (b) Projecção dos campos sobre a reconstrução 3D do corpo da paciente. Fonte: o Autor.

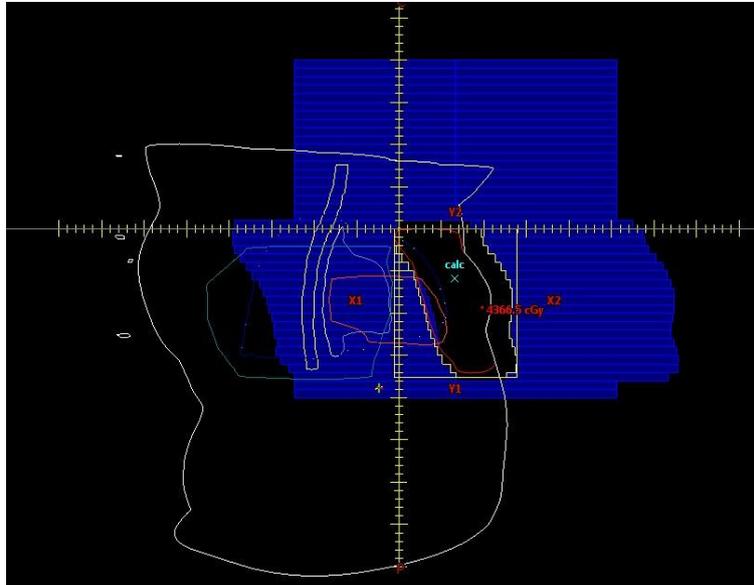
Para aumentar a conformação dos campos de tratamento, ou seja, reduzir os efeitos da radiação fora do volume alvo, são utilizados colimadores e colimadores multifolhas (MLC, do inglês *Multileaf Collimator*). Esses colimadores assumem a forma das estruturas alvos na visão do feixe de tratamento, protegendo os tecidos sadios adjacentes (Figura 5).

Com o arranjo de campos montados, é realizado o cálculo de dose no sistema de planejamento. Os softwares atuais são programados para levar em consideração, além das espessuras anatômicas, a heterogeneidade de densidades dos tecidos. A heterogeneidade do meio é considerada a partir das Unidades de Hounsfield (HU, do inglês, *Hounsfield Units*), que

relaciona os coeficientes de atenuação linear dos variados tecidos com o coeficiente de atenuação linear da água, conforme Equação 5.

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{H2O}}{\mu_{H2O}} \quad (5)$$

onde  $\mu$  e  $\mu_{H2O}$  são os coeficientes de atenuação linear dos tecidos e da água, respectivamente.

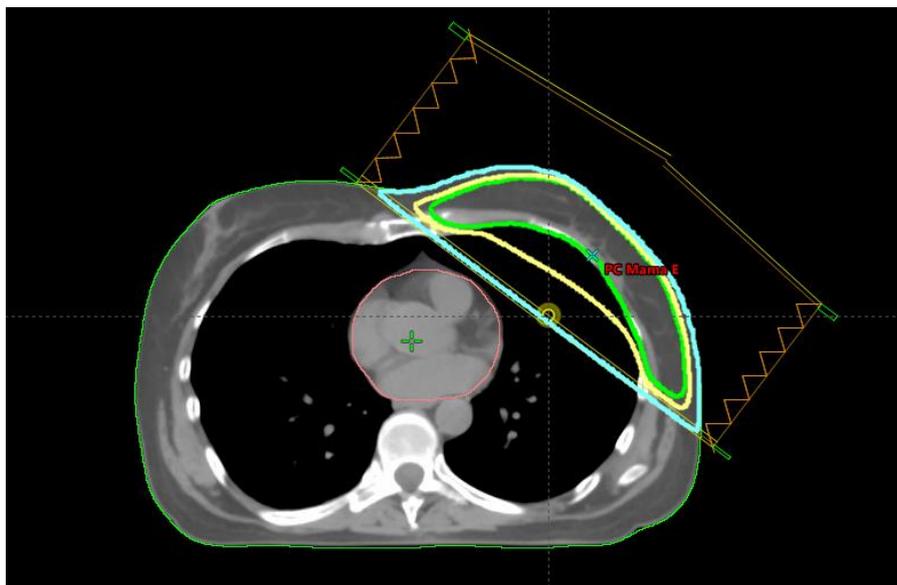


**Figura 5.** Visão do Feixe. Na imagem, o MLC está programado para permitir a passagem direta de radiação apenas para a área na qual a projeção do PTV está visível. Pulmão e coração têm a maior parte dos seus volumes protegidos. Fonte: o Autor.

Considerando que, para os valores de energias utilizadas em radioterapia e para o número atômico médio dos componentes do corpo humano, o efeito mais importante da interação da radiação com a matéria é o efeito Compton, que tem sua seção de choque, isto é, sua probabilidade de ocorrência relacionada à Densidade Eletrônica (DE). Desse modo, para o cálculo de dose, é criada uma tabela de correlação entre os valores das HU e o valores de DE para cada tecido. Isso é feito pela equipe de físicos médicos através da aquisição de uma tomografia computadorizada de um objeto simulador contendo amostras de elementos com DE conhecidas. As imagens são processadas e as DE conhecidas são atribuídas às HU calculadas para cada estrutura, de modo que o sistema de planejamento tenha um parâmetro de conversão.

Após o cálculo de dose, os sistemas de planejamento, geralmente, representam a dose absorvida através de um conjunto de linhas coloridas, as denominadas isodoses. A área ou volume delimitado por cada linha de isodose representa uma região na qual, pelo menos, o valor de dose absorvida atribuído àquela linha será encontrado em qualquer ponto em seu

interior. Por exemplo, ao visualizar a isodose de 100% da dose prescrita, o usuário saberá que, na área ou volume englobado por ela, cada ponto receberá pelo menos a dose prescrita (Figura 6).



**Figura 6.** Isodoses 100% (linha verde), 95% (linha amarela) e 50% (linha azul) da dose prescrita.  
Fonte: o Autor.

O planejamento do tratamento é concluído quando os volumes alvos são englobados pelas isodoses recomendadas pelo protocolo utilizado e os limites de dose nos OAR são respeitados. O RTOG 1005 recomenda que pelo menos 90% do volume do PTV esteja coberto pela isodose de 90% da dose prescrita e os limites de dose nos órgãos em risco, conforme Quadro 1, sejam respeitados (Vicini et al., 2022).

**Quadro 1.** Recomendações de cobertura das estruturas alvos e limites de tolerância de dose de acordo com o RTOG 1005 para tratamento de câncer de mama esquerda.

OAR	Volume	Braço I	Braço II
<b>Coração</b>	Não mais que 5% do coração recebe	20,0 Gy	16,0 Gy
<b>Coração</b>	Não mais que 30% do coração recebe	30,0 Gy	20,0 Gy
<b>Coração</b>	Dose média no coração não excede	4,0 Gy	3,2 Gy
<b>Pulmão Ipsilateral</b>	Não mais que 15% do pulmão recebe	20,0 Gy	16,0 Gy
<b>Pulmão Ipsilateral</b>	Não mais que 35% do pulmão recebe	10,0 Gy	8,0 Gy
<b>Pulmão Ipsilateral</b>	Não mais que 50% do pulmão recebe	5,0 Gy	4,0 Gy
<b>Mama Contralateral</b>	Dose máxima não excede	3,1 Gy	1,44 Gy
<b>Mama Contralateral</b>	Não mais que 5% da mama recebe	1,86 Gy	1,44 Gy

Fonte: (Vicini et al., 2022).

O planejamento é avaliado e aprovado pelo médico especialista. Em seguida, os dados são exportados do sistema de planejamento para o console do acelerador linear, que converte os dados digitais em parâmetros mecânicos e dosimétricos a serem executados.

## **2.4 APNEIA EM INSPIRAÇÃO PROFUNDA – *DEEP INSPIRATION BREATH HOLD***

Dados da literatura sugerem que não há limite seguro de dose quando se trata de irradiação dos tecidos cardíacos (Correa et al., 2007; Latty et al., 2015; Bergom et al., 2018;). Além disso, apontam para um aumento da incidência de eventos coronarianos e da mortalidade, principalmente em pacientes submetidos à radioterapia para câncer de mama esquerda (Bergom et al., 2018).

O risco relativo de doenças cardíacas e eventos coronarianos pode aumentar de 4% a 7% para cada *Gray* da dose média no coração (Latty et al., 2015; Bergom et al., 2018).

Apesar dos riscos inerentes à radioterapia, é sabido que irradiação total ou parcial da mama tem potencial de aumentar a sobrevida dos pacientes, exercendo papel essencial no tratamento (Darby et al., 2013). Desse modo, estabelecer métodos de irradiação capazes de diminuir doses no coração pode ter implicações positivas para paciente pós-tratamento.

Em avaliação de pacientes tratados, entre 2005 e 2008, pela Radioterapia da Universidade de Nova Iorque, apontaram que a técnica de posicionar o paciente em decúbito ventral foi capaz de reduzir doses cardíacas em 85% das pacientes (Lymberis et al., 2012). Também, estudo retrospectivo realizado em paciente submetidas à radioterapia de mama direita, nos anos de 2010 a 2013, apontou potencial redução de doses nos tecidos pulmonares (benefício em até 81,5% dos casos) para o posicionamento em decúbito ventral com respiração livre (Fargier-Bochaton et al., 2022). Benefícios comparados foram encontrados por Lai et al., (2021). Contudo, Varga et al. (2009), ao estudar planejamentos de 61 pacientes comparando decúbito dorsal e decúbito ventral, verificaram não haver diferenças significantes entre as doses percebidas pelo coração em ambas as formas de posicionamento. Em estudo comprando tratamento de mama esquerda em respiração livre em decúbito dorsal, respiração livre em decúbito ventral e DIBH, Yu et al. (2018) reportaram aumento aparente da dose média nos volumes cardíacos (0,95 Gy) para os planejamentos em decúbito ventral, comparado às duas outras técnicas. Tais divergências nos resultados dos estudos citados, podem estar relacionadas aos acessórios utilizados, à técnica de posicionamento e/ou à parâmetros anatômicos relativos à população alvo de cada estudo.

A técnica de Apneia em Inspiração Profunda Voluntária (DIBH, do inglês, *Deep Inspiration Breath Hold*), por sua vez, tem sido vista como uma abordagem viável para o problema apontado, uma vez que a expansão da caixa torácica propicia o distanciamento dos tecidos mamários do volume cardíaco, potencialmente promovendo redução nas doses recebidas pelas estruturas cardíacas (Latty et al., 2015; Kunheri et al., 2017; Bergom et al., 2018; Nguyen et al., 2018; Dumane et al., 2018; Wolf et al., 2023).

Esta técnica consiste na retenção da respiração na fase de inspiração por um período no qual o feixe será ativado e a dose de radiação entregue ao volume de tratamento. Kim et al. (2016), comparando DIBH e respiração livre em tratamento de câncer de mama esquerda, apontaram que existe forte correlação entre a amplitude da parede torácica e a economia de dose no coração e na artéria descendente anterior.

Além disso, Smyth et al. (2015), em revisão da literatura, apontaram que a técnica de DIBH tem potencial de reduzir até 3,4 Gy na dose média no tecido cardíaco, comparada à abordagem de respiração livre em pacientes com câncer de mama esquerda, podendo, assim, imprimir redução de até 13,6% no risco projetado para cardiotoxicidade. Xin et al. (2021) também sinalizam correlação significativa na redução de doses nos órgãos em risco com DIBH comparada com tratamentos de mama esquerda com respiração livre. Não obstante, a DIBH apresenta boa reprodutibilidade, com variações, potencialmente, inferiores a 1 mm e 1°, considerando seis graus de liberdade, sendo que eventuais erros teriam pouco impacto nas doses cardíacas e pulmonares (Tang et al., 2015).

Tratamentos em DIBH podem ser alcançados, principalmente, por dois diferentes sistemas conhecidos como: Coordenação Ativa da Respiração Baseada em Espirometria (comercialmente conhecido com ABC – *Active Breathing Coordinator*, Elekta, Stockholm, Sweden) e o de Gerenciamento da Posição em Tempo Real Baseado em Vídeo (comercialmente conhecido como RPM – *Real-time Position Management*, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) (Latty et al., 2015).

Ambas as técnicas se mostraram efetivas e com desempenhos comparáveis entre si, propiciando, além do distanciamento da área cardíaca do campo de radiação, boa reprodutibilidade (Bergom et al., 2018). Dunkerley et al. (2016) relataram, após estudo realizado em 20 pacientes, não haver diferença estatística significativa entre as doses percebidas pelo coração para ambos os métodos. Contudo, estudos apontam que a técnica de

vDIBH possui maior grau de satisfação por parte dos pacientes (Bartlett et al., 2013; Latty et al., 2015).

Um estudo utilizando RPM para avaliação de margens de setup a partir de imagens de 25 pacientes, encontrou um tempo médio de apneia de  $20,4 \pm 1,7$  segundos (Ono et al., 2021). Considerando as prescrições comumente utilizadas para tratamento de câncer de mama (entre 180 cGy e 520 cGy) e as taxas de doses usuais variando de 400 a mais de 2000 UM/min, o tempo médio da amostra encontrado pelo estudo parece ser adequado para o uso clínica da técnica de vDIBH. Além disso, em estudo realizado com pessoas saudáveis, Parkes et al. (2021) apontaram que pacientes submetidos a pré-oxigenação e hipocapnia assintomática induzida por hiperventilação mecânica, tanto em decúbito dorsal como ventral, apresentaram capacidade de segurar a respiração voluntariamente por período de tempo mais prolongado.

Quanto ao tipo de respiração, um estudo realizado comparando a técnica de DIBH baseado no uso da musculatura abdominal com DIBH utilizando o diafragma e os músculos do peitoral, apontou que a utilização da musculatura abdominal para a técnica tem maior potencial de reduzir doses nos tecidos cardíacos e no pulmão ipsilateral do que quando o diafragma e os músculos torácicos são utilizados (Zhao et al., 2018).

Complementarmente, sistemas de *feedback* visual podem ser utilizados com a finalidade de aumentar o grau de reprodutibilidade em tratamentos em apneia (Yoshitake et al., 2008). Nesses sistemas, o paciente tem acesso visual a variação de seu ciclo respiratório por marcadores externos ou por traçados, gráficos, gerados por um sistema de gerenciamento respiratório, por exemplo, o gerado do RPM. Cerviño et al., (2009) e Lu et al. (2023) apontam que o uso de feedback visual pode melhorar a reprodutibilidade e estabilidade durante os tratamentos com DIBH.

#### **2.4.1 DIBH COM ACTIVE BREATHING COORDINATOR - ABC**

O sistema ABC, como é conhecido, para a radioterapia em DIBH, consiste no uso de um dispositivo que monitora o fluxo de ar dentro dos pulmões do paciente e é capaz de interromper esse fluxo para um volume de ar bem definido (Bergom et al, 2018). Foi desenvolvido pelo William Beaumont Hospital e é atualmente distribuído e promovido pela empresa Elekta Company (Farzaneh et al., 2018).

Eldredge-Hindy et al., (2015), em estudo com 112 pacientes comparando tratamentos com a técnica de respiração livre com a técnica ABC, concluíram que essa última tem potencial de

reduzir significativamente a dose média no coração, além de ter sido bem tolerada pelos pacientes. Um estudo realizado em pacientes com câncer de mama inicial, tratados com inspiração profunda por meio do ABC, apontou que a técnica de DIBH não apenas reduz doses no coração, mas em pulmão e fígado também (Lin et al., 2019). Além disso, o uso do ABC em tratamento com DIBH apresenta melhor reprodutibilidade do volume pulmonar comparado com a técnica realizada de inspiração autossustentada (Kaza et al., 2017).

Em estudo realizado por Kim et al., (2022), relatando a experiência inicial de um serviço com ABC para radioterapia em DIBH em tumores de mama esquerda, apontou que o uso do ABC conduz a apneias estáveis e reprodutíveis, assim como se mostrou capaz de promover a redução de doses no coração. Contudo, o estudo também apontou que o tempo de tratamento para a técnica DIBH avaliada aumenta significativamente comparado com tratamentos em respiração livre (8-18 minutos para respiração livre; 19,9-36,5 minutos para DIBH).

Além disso, a técnica de monitoramento de saturação e suprimento de oxigênio pode ser associada ao ABC e promover melhoria tanto no tempo de apneia, com um aumento de até 8.5 segundos, quanto na diminuição do tempo de repouso entre as retenções, diminuição de até 8,42 segundos (Gong et al., 2018).

Em relação à radioterapia em DIBH para câncer de mama localmente avançado, o uso do ABC se mostrou seguro mesmo havendo junção de campo entre as tangentes e o campo da fossa supraclavicular, não apresentando aumento da taxa de toxicidade cutânea aguda (grau 3 = 5,4%; grau 4 = 0%) (All et al., 2023).

Yang et al. (2015) reportaram experiência em radioterapia de mama em DIBH baseada em espirometria relatando incertezas sistemática e aleatória de 3,8 mm e 2,0 mm, respectivamente. Outro estudo, que avaliou a reprodutibilidade da superfície externa em pacientes submetidas à radioterapia de câncer de mama esquerda em DIBH baseada em espirometria, mostrou que podem ocorrer variações medianas de 2,9 mm, 3,6 mm e 4,3 mm nas direções látero-lateral, anteroposterior e craniocaudal respectivamente (Fassi et al., 2014). Desse modo, margens de setup adequadas devem ser consideradas e aplicadas para o tratamento.

#### **2.4.2 vDIBH COM *REAL-TIME POSITION MANAGEMENT* - RPM**

O vDIBH é um método no qual o paciente é instruído a prender sua respiração na fase da inspiração. Para isso, o RPM se baseia em um sistema de vídeo capaz de mapear o trajeto vertical de um bloco disposto sobre o tórax do paciente (Byrne et al., 2023). O feixe de

tratamento pode ser programado para ser interrompido no caso de a amplitude da respiração do paciente sair de uma faixa definida como aceitável (Bergom et al., 2018).

O RPM pode ser instalado tanto na sala do aparelho de tomografia computadorizada quanto na sala de tratamento. Consiste em um sistema de câmara infravermelha fixada na mesa de tratamento, próximo aos pés do paciente, ou no teto da sala de tratamento. As câmeras mapeiam o movimento de um bloco com pontos refletores posicionado, geralmente, próximo ao processo xifoide para pacientes em tratamento de câncer de mama (Byrne et al., 2023). O sistema RPM não apresenta feedback visual para o paciente.

### **2.4.3 OUTROS SISTEMAS DE GERENCIAMENTO RESPIRATÓRIO**

Além dos sistemas descritos acima, outras ferramentas podem auxiliar no gerenciamento do ciclo respiratório dos pacientes para consecução de tratamentos em vDIBH.

Byrne et al. (2023) apresentaram um novo dispositivo para DIBH denominado *Breath Well*, baseado na utilização de sensores ópticos e de profundidade capazes mapear o posicionamento de uma área predefinida no tórax do paciente com feedback visual para auxiliar o paciente durante a sessão. O dispositivo também conta, como feedback, com um timer que mostra para o paciente o tempo restante para o qual a inspiração deverá ser mantida.

Oshima et al. (2023) criaram sistema de monitoramento de posição de um único ponto na mama (mamilo), que apresentou bons resultados, baseado em um telêmetro laser GLM40, capaz de medir distâncias entre 0,15 e 40 metros com erro inferior a 2 milímetros. Jensen et al. (2017) também desenvolveram metodologia para DIBH baseada em medidor de distância industrial (utilizaram o medidor FLS-C10, Dimetix, Herisau, Suíça) e encontraram boa reprodutibilidade.

A Radioterapia Guiada por Superfície (SGRT, do inglês), ferramenta que também passou a ser utilizada para radioterapia de mama em DIBH, monitora opticamente a superfície do paciente, a partir de câmeras fixadas no teto da sala de tratamento, reconstruindo-a tridimensionalmente e comparando com uma superfície de referência exportada do planejamento (MHATRE; DHIRUBHAI, 2017; BERGOM et al., 2018). Os dois sistemas de SGRT mais utilizados atualmente são AlignRT<sup>®</sup> (VisionRT, London, Great Britain) e o Sentinel/Catalyst<sup>™</sup> (C-Rad, Uppsala, Sweden) (LAAKSOMAA et al., 2019). Tal tecnologia se mostrou estável e confiável na administração de radioterapia em DIBH em pacientes com câncer de mama esquerda (Reitz et al., 2020). Estudo comparando SGRT com RPM

demonstrou não haver diferenças estatisticamente relevantes na reprodutibilidade da posição da parede torácica e da posição do coração entre ambas as técnicas (Lu et al., 2023). Estudo comparativo entre o ABC e o VisionRT mostrou que ambos apresentam reprodutibilidade comparáveis (PARSONS et al., 2023).

Estudo baseado na aplicação das recomendações do *Task Group 147* (AAPM) mostrou que o sistema de monitoração de superfície alcançou reprodutibilidade de 0,3 mm e precisão de deslocamento translacional de 0,25 mm e 0,25 graus para o eixo rotacional (Mhatre; Dhirubhai, 2017).

Nankali et al. (2022), ao avaliar SGRT para radioterapia em DIBH, concluíram que existe boa correlação entre a superfície externa monitorada e a posição da parede torácica interna. E Schonecker et al. (2016), em estudo utilizando o sistema Sentinel/Catalyst<sup>TM</sup> para DIBH, encontraram redução significativa nas doses médias recebidas pelo coração comparadas com aquelas calculadas para tratamentos em respiração livre.

Outros sistemas comercialmente disponíveis que podem ser usados para fins de DIBH são o ExacTrac e o ELITETM, que utilizam câmeras infravermelhas situadas no teto da sala de tratamento para mapear o posicionamento de marcadores óticos reflexivos dispostos sobre a área do paciente a ser monitorada, além de realizar a verificação do posicionamento do paciente em tempo real por meio de imagens radiográficas. Garibaldi et al. (2013) realizaram estudo avaliando ambos os sistemas em radioterapia de lesões pulmonares e hepáticas em DIBH, encontram uma reprodutibilidade média de  $0,5 \pm 0,3$  mm na direção látero-lateral (LL),  $1,0 \pm 0,9$  mm na direção anteroposterior (AP) e  $1,4 \pm 0,9$  mm na direção craniocaudal (CC) para as lesões pulmonares e  $1,0 \pm 0,6$  mm,  $1,1 \pm 0,5$  mm e  $1,2 \pm 0,4$  mm nas direções LL, AP e CC respectivamente para as lesões hepáticas. Outro estudo que avaliou o ExacTrac para DIBH verificou erros de configuração inferiores a 5,0 mm em quase 95% da população investigada (Ippolito et al., 2018).

Outra maneira executar DIBH, em radioterapia de mama esquerda, é com o uso do dispositivo denominado Abches. Tal dispositivo é baseado em dois apoios A e B que podem ser posicionados no abdômen e no tórax do paciente, respectivamente, para medir os deslocamentos da superfície toracoabdominal. Na base do dispositivo, há um painel indicador com um ponteiro que se move de acordo com as posições dos apoios A e B durante o ciclo respiratório do paciente. Existem ainda marcadores no painel com cores distintas que podem ser posicionados pelo usuário para definir posições de expiração e inspiração. O dispositivo foi

projetado para gerar formas de onda que podem ser monitoradas pelo usuário a cada 30 ms (Saito et al., 2022).

Um método inovador para gerenciamento respiratório foi desenvolvido por Sadeghi; Moran; Robar, (2020). Os pesquisadores criaram um sistema de Monitoramento capacitivo (CMS do inglês: *Capacitive Monitoring System*) capaz de mapear a posição da parede torácica ou do abdômen através da variação da capacitância relacionada à variação de proximidade do corpo do paciente, que é condutor de eletricidade, e de sensores de cobre. O desempenho do CMS foi comparado com o desempenho RPM e apresentou resultados satisfatórios tanto para DIBH quanto para expiração profunda voluntária.

Um método de baixo custo foi desenvolvido por Bartlett et al. (2014), baseado nas posições de marcas na pele do paciente da projeção dos lasers e das bordas do campo luminoso. São criadas marcas na pele do paciente, de acordo com os lasers da sala de tratamento e da luz de campo de tratamento, durante a apneia em inspiração. Essas marcas são monitoradas durante a entrega da dose terapêutica. A metodologia tem início na aquisição das imagens tomográficas, momento que se avalia o tempo de retenção e amplitude da inspiração para cada paciente. O tratamento é realizado a partir da monitoração das marcações relativas as bordas do campo luminoso na pele. Foi estabelecido uma tolerância de 5.0 mm e foram encontrados no estudo erros sistemáticos populacionais de 1,5 a 1,8 mm e aleatórios de 1,7 a 2,5 mm, nos eixos translacionais relativos ao paciente.

Farzaneh et al. (2018) desenvolveram Sistema de *Gating* respiratório, construído a partir de transdutor medidor de distância à laser do tipo CD22-100AM122, com faixa de operação  $100 \pm 50$  mm, combinado a um microcontrolador LPC1788. O sistema foi testado e apresentou linearidade com  $R^2$  igual 1,000 para as leituras do laser. O teste de precisão apresentou uma variação máxima absoluta de 0,65 mm, para distâncias na faixa de 80,00-120,00 mm. O sistema contou também com uma tela de feedback para o paciente. O custo do sistema apresentado pela equipe correspondeu a cerca de 8% do valor de um sistema comercialmente disponível, podendo ser considerado de baixo custo.

Allen et al. (2020) avaliaram o impacto da utilização de CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*) durante a radioterapia para câncer de mama esquerda. Foi observada redução de 3,02 para 1,60 Gy ( $p=0,0075$ ) da dose média no coração. Além disso, o uso do dispositivo se mostrou tolerável.

Uma outra abordagem de baixo custo para controle respiratório em radioterapia com vDIBH foi desenvolvida utilizando sensor de profundidade Microsoft Kinetic V2. Quando submetido à análise dosimétrica, o método se mostrou adequado para o uso (Edmunds et al., 2018).

Barbés et al. (2015) desenvolveram também sistema de baixo custo, baseado em imagens de vídeo capturadas por duas câmeras. O sistema foi desenvolvido de modo a mapear o movimento do tórax a partir da identificação, por ambas as câmeras, da posição de pontos pretos em adesivos brancos. O sistema foi avaliado e se mostrou capaz de seguir movimentos periódicos com amplitudes inferiores a 0,5 mm e com precisão de 0,3 mm, nas três dimensões espaciais.

Um sistema baseado em um sistema de imagem *Time of Flight* (ToF) foi apresentado por Abubakar et al. (2023) utilizando uma câmera Argos P330 3D ToF (Bluetechnix, Áustria). O sistema se mostrou viável para ser utilizado em radioterapia em DIBH.

É possível observar a existência de grande variedade de dispositivos e métodos para realização de radioterapia em DIBH, bem como as vantagens dessa técnica com relação à redução do risco de toxicidade. Contudo, cuidados devem ser tomados quando da implementação de novas tecnologias nos serviços de radioterapia. Estudo realizado com a finalidade de identificar modos de falha em radioterapia de mama em DIBH, com o uso de dispositivo de mapeamento de superfície, identificou 57 modos de falhas em 16 passos distintos do processo, estando a maioria dos mais importantes relacionados a erros do operador (Bright et al., 2022).

Além disso, estudo realizado avaliando o impacto do tamanho da janela fechada (intervalo de tolerância para variações na amplitude do movimento) para tratamentos com vDIBH de mama esquerda em erros de posicionamento concluiu que o aumento da janela (no estudo de 3 mm para 4 mm) mostrou aumento estatisticamente relevante nos erros das coordenadas anteroposterior e craniocaudal (Yucheng et al., 2023).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão apresentados os materiais e os métodos utilizados na construção do sistema de gerenciamento respiratório proposto e na realização dos testes para análise e validação.

O sistema de mapeamento dos movimentos respiratório foi constituído por dois componentes: um baseado em imagens de vídeo e outro baseado em um sensor de distância VL53L1X. Ambos foram construídos de modo que, na falha de um, sua utilização não será prejudicada. Em pleno funcionamento, um dos componentes funcionará como componente de segurança do outro (*feedback* secundário).

#### 3.1 COMPONENTE BASEADO EM SENSOR DE DISTÂNCIA

Para a construção do componente do sistema de gerenciamento respiratório baseado no sensor de distância, foram utilizados: placa de Arduino Uno, sensor de distância VL53L1X, jumpers, resistores, módulo de radiofrequência e cabos USB. O circuito foi montado de acordo com o diagrama mostrado na Figura 9. A programação do dispositivo foi feita na própria plataforma do Arduino e o processamento de dados e a interface gráfica foram desenvolvidos na linguagem Python, no compilador Spyder.

##### 3.1.1 ARDUINO UNO

O Arduino Uno, de todos os seus similares, é placa microcontroladora mais amplamente utilizada (Arduino Community, [s, d]). A Figura 7 abaixo lista suas especificações técnicas:

<b>Placa</b>	Arduino UNO R3	
<b>Microcontrolador</b>	ATmega328P	
<b>Conector UBS</b>	USB-B	
<b>Pinos</b>	Pin LED	13
	Pinos de E/S digitais	14
	Pinos de entrada Analógicos	6
	Pinos PWM	6
<b>Comunicação</b>	UART	Sim
	I2C	Sim
	SPI	Sim
<b>Energia</b>	Tensão de E/S	5V
	Corrente CC por pino de E/S	20 mA
<b>Processamento</b>	Principal	ATmega328P 16 MHz
	USB-Serial	ATMega16U2 16 MHz
<b>Dimensões</b>	Peso	25 g
	Largura	53,4 mm
	Comprimento	68,6 mm

**Figura 7.** Especificações Técnicas do Arduino Uno. Fonte: Datasheet do Arduino. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>.

Além das muitas possíveis aplicações para o Arduino, por sua versatilidade, esse microcontrolador tem ainda como vantagem ser de baixo custo e possuir uma linguagem de programação relativamente amigável, contando com inúmeras bibliotecas que facilitam seu uso.

### 3.1.2 MÓDULO VL53L1X

O módulo VL53L1x, compatível com a placa Arduino, é um sensor de distância altamente preciso. Seu funcionamento baseia-se na emissão e detecção de um pulso eletromagnético de comprimento de onda de 940 nm, capaz de medir acuradamente distâncias de até 400 cm, com uma frequência de até 50 hertz. O módulo é compacto medindo 4,9 x 2,5 x 0,56 mm e opera com uma tensão de 2,6 a 3,5 volts.

### 3.1.3 MÓDULO NRF24L01

A utilização do módulo NRF24L01 é uma das possíveis maneiras de utilizar a Arduino e seus periféricos através de uma comunicação sem fio (Figura 8). O módulo consiste em um chip transceptor de rádio que opera na frequência de 2,4 a 2,5 hertz, capaz de transmitir dados a uma taxa de 2000 kbps.

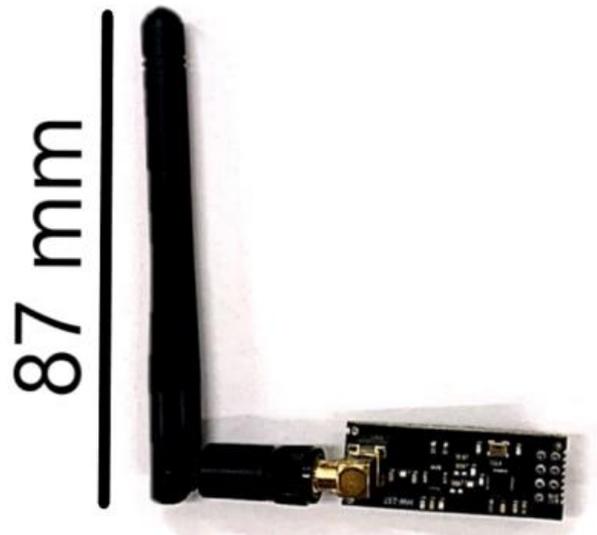
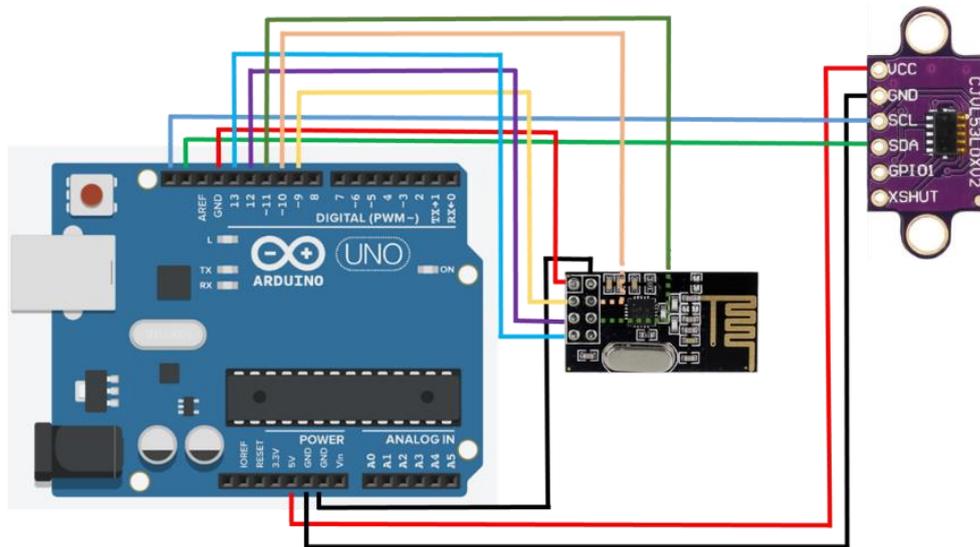


Figura 8. Módulo NRF24L01 com antena. Fonte: o Autor.

### 3.1.4 MONTAGEM DO SISTEMA

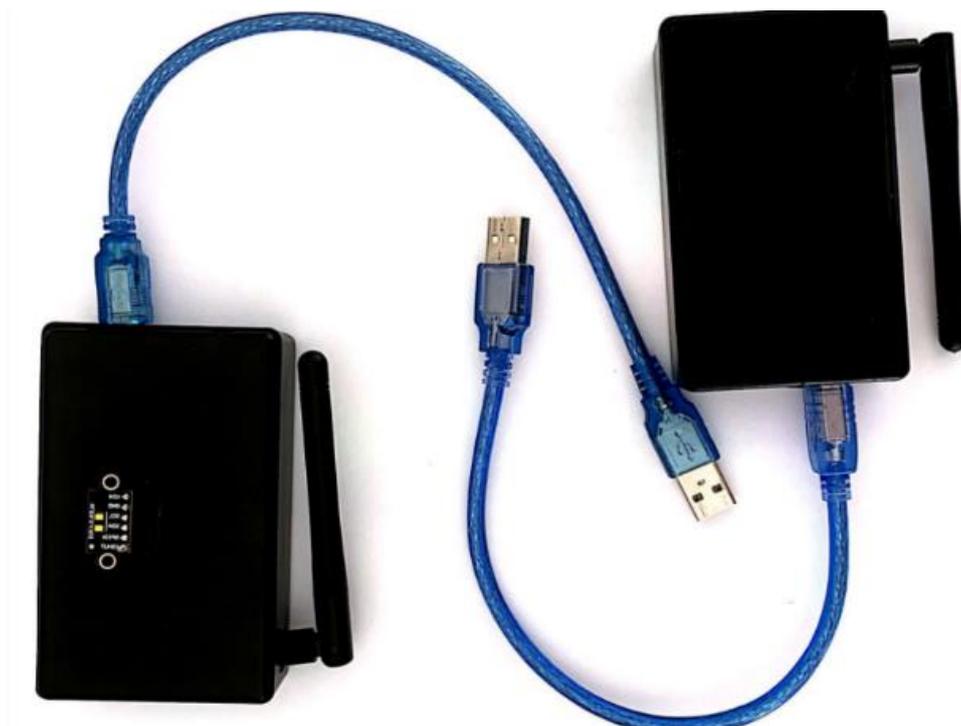
O sistema foi concebido para funcionar no modo sem fio, vez que o sensor de distância, em sua aplicação, deverá repousar sobre o tórax ou abdômen do paciente, ou ser fixado a um suporte indexado à mesa do acelerador dentro da sala de tratamento. Desse modo, foram

montados dois circuitos: Arduino-VL53L1x-NRF24L01 e Arduino-NRF24L01, transmissor e receptor respectivamente (Figura 9).



**Figura 9.** Montagem do circuito sensor VL53L1x e módulo NFR24L01 (Arduino-VL53L1X-NRF24L01). Fonte: Projeto desenvolvido na plataforma <https://www.tinkercad.com/things/bTvdIQz3AQy-exquisite-elzing-allis/edit>.

Para proteger e para fins estéticos, os circuitos foram montados em um caixa de dimensões 100x28x62 mm, conforme Figura 10. Para alimentação do sistema foi utilizada uma bateria portátil.



**Figura 10.** Componente do Sistema de Gerenciamento Respiratório Baseada no Sensor de Distância. Transmissor e receptor das leituras à esquerda e direita, respectivamente. Fonte: o Autor.

### 3.1.5 PROGRAMAÇÃO DO ARDUINO E PRÉ-PROCESSAMENTO DOS DADOS

O Arduino e os sensores foram programados diretamente no Ambiente de Desenvolvimento Integrado do próprio Arduino. Foram utilizadas as bibliotecas `***` para programar ambos os módulos vL53L1x e NRF27L01.

O vL53L1x foi programado realizar uma leitura de distância a cada 0,80 milissegundos. Para diminuir o ruído dos dados coletados, foi aplicado um filtro digital do tipo média móvel de 15 leituras, que pode ser descrito pela equação 6.

$$\text{Média Móvel (15)} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_{15}}{15} \quad (6)$$

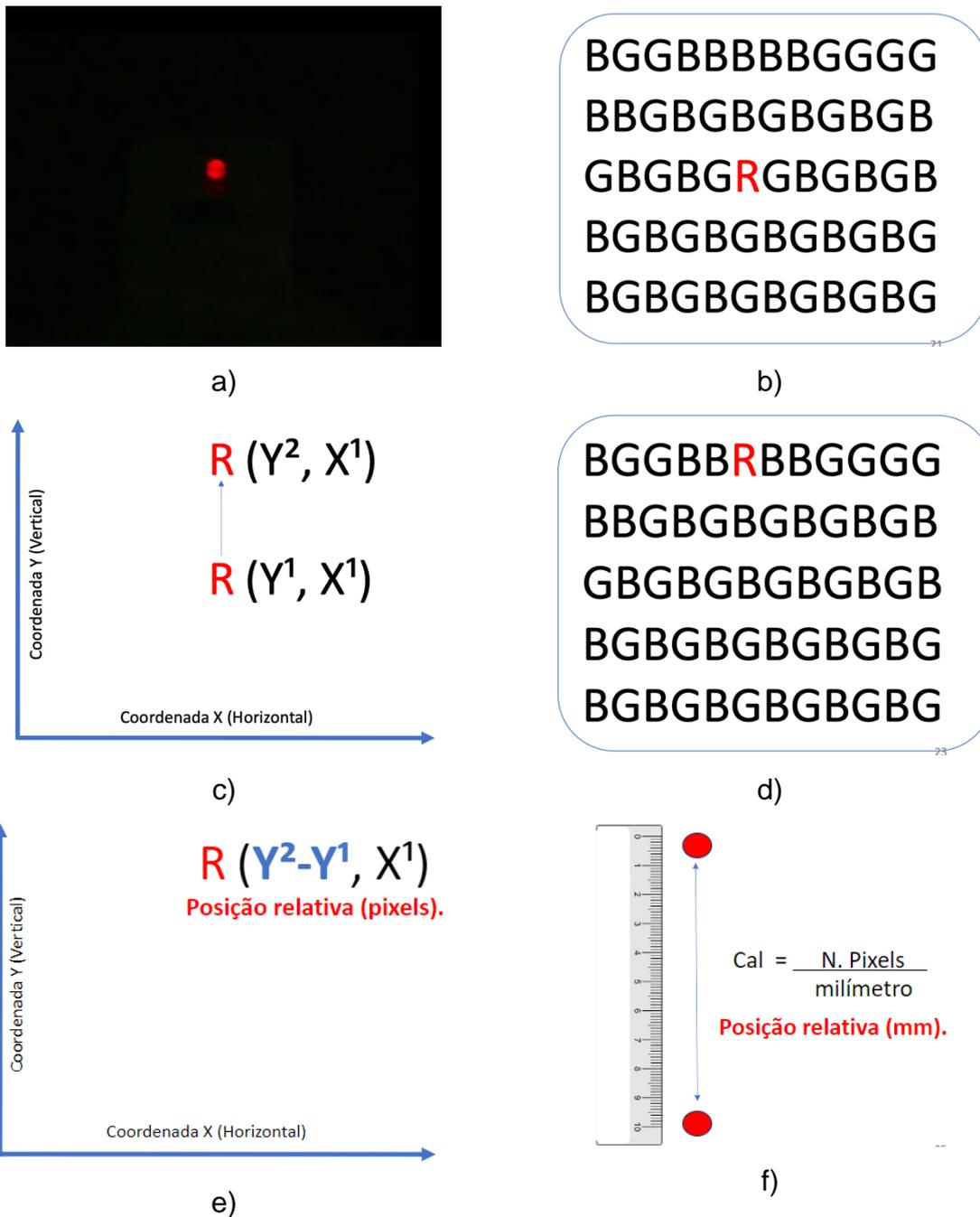
Após a compilação e cálculo da média das leituras, o Arduino foi programado para enviar o valor da leitura média calculada através de um dos módulos NRF27L01 (transmissor) conectado na mesma placa do sensor de distância para outro módulo (receptor) conectado a outra placa de Arduino que deverá ser conectada a um computador.

A transmissão dos dados recebidos pelo receptor para o computador se dá através de uma porta USB. Os dados são então recebidos em um algoritmo escrito em Python através da biblioteca Pyserial para serem então processados de acordo com o propósito do dispositivo.

## 3.2 COMPONENTE BASEADO EM IMAGENS DE VÍDEO

O componente baseado em imagens de vídeo foi construído na linguagem de programação Python, no Spyder, com auxílio da biblioteca *OpenCV*. O funcionamento desse componente é baseado na identificação de pixels de um intervalo específico de cor, de acordo com a escala RGB (*Red, Green e Blue*, correspondendo às cores Vermelho, Verde e Azul), de imagens capturadas por uma câmera de vídeo. No trabalho, foi utilizada o intervalo da cor vermelha para detecção.

Foi criado um algoritmo para mapear, na matriz de pixels, a posição na coordenada vertical de um componente médio dos pixels da cor vermelha de cada *frame* capturado. Desse modo, o sistema foi habilitado para identificar e mapear as posições de um led ou qualquer objeto dessa cor, desde que dentro do intervalo RGB definido previamente pelo usuário. A Figura 11 abaixo ilustra o princípio de funcionamento do sistema.



**Figura 11.** Diagrama ilustrando o funcionamento do sistema baseado em vídeo: a) imagem da câmera com obturador fechado no LED; b) representação da matriz de pixels da imagem “R”, “G” e “B” representando pixels nas cores vermelha, verde e azul respectivamente; c) e d) a relação do deslocamento do pixel vermelho na matriz; e) a posição final do pixel na matriz; e f) a calibração do sistema para unidade de medida em centímetros. Fonte: o Autor.

O sistema mapeia a posição através da diferença relativa nas posições dos pixels capturados pela imagem de vídeo. Para calibrar o sistema foi criada uma rotina na qual o usuário poderá identificar dois pontos cuja distância é conhecida em milímetros e o algoritmo calculará um fator de calibração (número de pixels por milímetros) de modo que a leitura final

da posição seja dada em mm, conforme Figura 11 “f”. O algoritmo foi projetado para que antes da utilização do sistema uma nova calibração seja realizada, pois, com isso é possível mitigar a influência na medida da angulação da câmera de vídeo com relação à direção do movimento a ser monitorado, da profundidade (eixo perpendicular ao plano XY) dos pontos medidos e possíveis distorções relativas às lentes e câmera de vídeo.

A Figura 12 apresenta a montagem da câmera de vídeo na mesa de tratamento de um acelerador Halcyon.



**Figura 12.** Montagem da câmera de vídeo em uma sala de um acelerador linear Halcyon. Nesse cenário, a câmara foi posicionada na mesa de tratamento através de um suporte desenvolvido *in-house*. Fonte: o Autor.

Os dados coletados relativos aos valores das coordenadas do led são guardados em um *array* e impressos na forma de um gráfico em função do tempo. Para o bom funcionamento do sistema, é preciso realizar sua calibração, o que pode ser feito através da marcação de dois pontos com distância conhecida e, em seguida, calculada a relação entre distância e número de

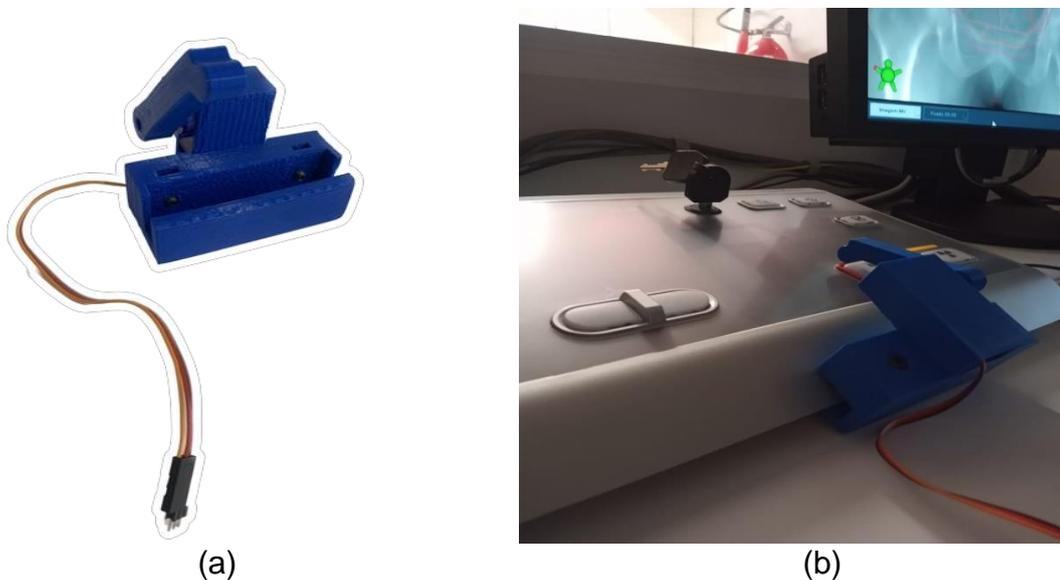
pixels. Na interface gráfica, foi criado um botão chamado de "Calibrar", pelo qual o usuário poderá clicar em dois pontos cuja distância é conhecida e assim realizar a calibração.

Outro aspecto importante a ser considerado é a resolução da câmera. A câmera utilizada foi a Acagala 4K HD, munida de zoom ótico com lente varifocal 5-50 mm. Em média, para as posições utilizadas nos testes, foi estabelecida uma relação de 4-5 pixels por milímetro.

### 3.3 DISPOSITIVO DE AUTOMATIZAÇÃO DA INTERRUPTÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO

O sistema contará com um dispositivo de interrupção automática do feixe de radiação quando a posição da parede torácica do paciente exceder limites predefinidos.

Foi utilizado servo motor SG90 e uma placa de Arduino Uno. Para controlar o acionamento do botão de “*Beam Off*”, responsável por interromper o feixe de radiação, do acelerador linear, foi construída uma estrutura, conforme Figura 13, utilizando uma impressora 3D. A estrutura consiste em um braço robótico capaz de acionar o botão no console do acelerador.



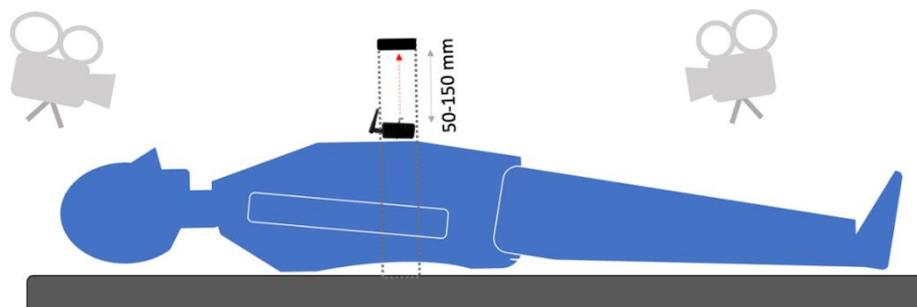
**Figura 13.** Dispositivo de interrupção automática do feixe: (a) estrutura criada a partir de uma impressora 3D, contendo servo motor SG90 em seu interior; (b) dispositivo montado no console de tratamento de um acelerador linear Halcyon. Fonte: o Autor.

Foi desenvolvido um algoritmo em Python para enviar um comando para o Arduino, através de uma porta serial, quando, eventualmente, o robô deverá ser acionado, apertando assim o botão de “*Beam Off*” do acelerador linear, que interromperá o feixe de tratamento, e, em seguida, voltando para sua posição de repouso.

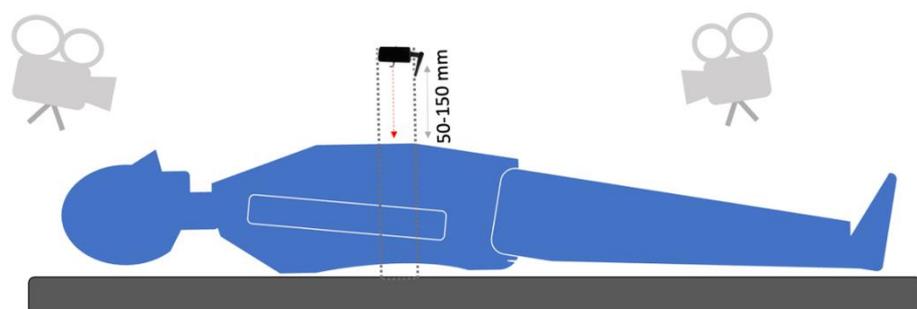
### 3.4 ARRANJO DO SISTEMA PARA USO CLÍNICO

O sistema de gerenciamento respiratório poderá ser configurado para uso clínico de acordo com as Figuras 14 (a) e 14 (b).

(a)



(b)



**Figura 14.** Sugestão para posicionamento do sensor de distância e da câmera de vídeo para uso clínico: (a) o sensor situado próximo ao processo xifoide, no corpo do paciente; (b) o sensor situado sobre o paciente com o sensor de distância apontando para o tórax. Fonte: o Autor.

Na configuração apresentada pela Figura 14 (a), o sensor de distância é disposto sobre o paciente, próximo ao processo xifoide com o sensor voltado para um anteparo a ser indexado à mesa de tratamento. Nesta configuração, a posição medida pelo sensor deverá corresponder à composição das posições dos pontos do corpo do paciente em contato com a superfície inferior da caixa que envolve a eletrônica do sensor.

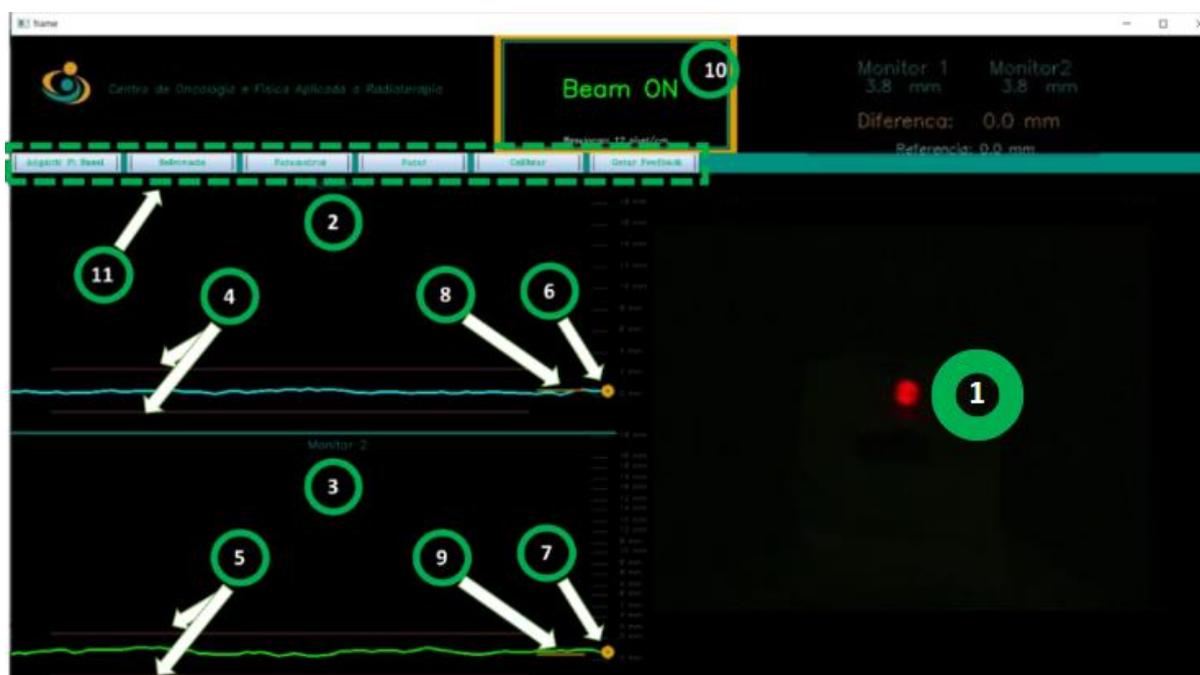
Na Figura 15 (b), a sugestão é de colocar o dispositivo medidor de distância fixado na superfície de um anteparo ou haste de fixação indexado à mesa de tratamento, com o sensor apontando para um ponto no corpo do paciente.

Com relação ao posicionamento da câmera de vídeo, está poderá se situar cranial ou caudalmente, desde que esteja perpendicular à direção do deslocamento da parede torácica ou abdômen.

### 3.5 INTERFACE GRÁFICA DO SISTEMA

Foi construída uma interface gráfica funcional e amigável para o sistema. Para tal, foram utilizadas as bibliotecas *OpenCv* e *Easygui*. O código foi desenvolvido em Python no compilador Spyder.

A interface gráfica contempla uma área de visualização da posição do tórax do paciente para ambos os componentes, além de conter campo de visualização da sugestão do status do feixe de tratamento (*Beam On* ou *Beam Off*) e botão para aquisição da calibração, linha de base, limites de referência dentre outros. A Figura 15 apresenta a interface desenvolvida.



- 1 – Visão do marcador vermelho e do paciente capturada pela câmera de vídeo;
- 2 e 3 – Campo para acompanhamento da posição em função do tempo para os componentes baseados em imagens de vídeo e em sensor de distância, respectivamente;
- 4 e 5 – Linhas representando os limites de tolerância configurados pelo usuário para os componentes baseados em vídeo e em distância, respectivamente;
- 6 e 7 – Marcador da posição atual da posição para os componentes baseados em vídeo e sensor de distância, respectivamente;
- 8 e 9 – Referência da linha de base para os componentes baseados em vídeo e sensor de distância, respectivamente;
- 10 – Campo de visualização do status do feixe sugerido;
- 11 – Menu contendo botão com algumas funcionalidades do sistema;

**Figura 15.** Interface gráfica do sistema de gerenciamento respiratório. Fonte: o Autor.

Além da interface apresentada acima, que servirá para controlar os componentes do sistema e permitir que o médico especialista e o físico médico acompanhem com clareza o monitoramento da respiração, foi desenvolvida uma interface de feedback do paciente. A ideia é que o paciente participe ativamente no processo de apneia, podendo ajudar a manter o nível de expansão da parede torácica o mais próximo possível da linha de base e dentro dos limites de tolerância.

Essa interface foi projetada para representar para o paciente o gráfico do mapeamento da posição de apenas um dos componentes. Além disso, durante a apneia, o paciente visualizará as expressões “PRENDA A RESPIRAÇÃO – LIGAR O FEIXE” quando a posição estiver dentro dos limites de tolerância e “FORA DA TOLERÂNCIA – FEIXE DESLIGADO” quando estiver fora da tolerância.

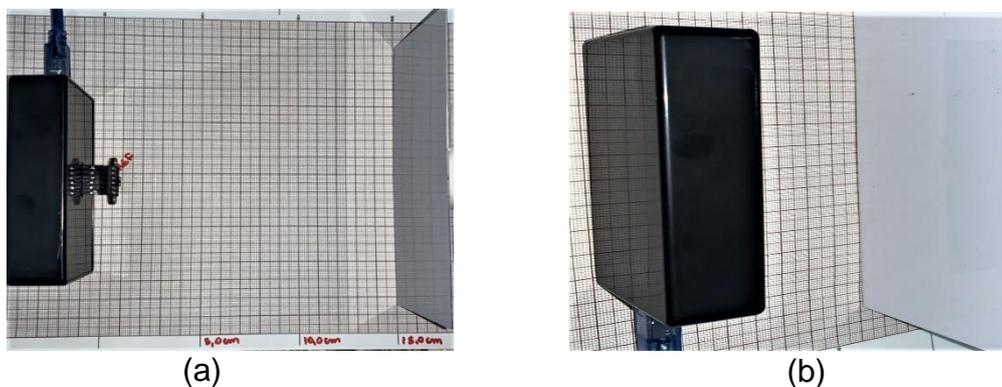
A tela de feedback poderá ser apresentada ao paciente por meio de um monitor dentro da sala ou de um projetor na parede ou no teto da sala de tratamento.

### 3.6 TESTES DE AVALIAÇÃO DOS SISTEMAS

A seguir serão apresentados os testes que foram realizados para avaliar se o sistema desenvolvido será capaz de cumprir com seu propósito, monitorar com precisão e estabilidade a posição do tórax e, por conseguinte, mapear o movimento respiratório do paciente.

#### 3.6.1 TESTE DE EXATIDÃO DO COMPONENTE BASEADO EM SENSOR DE DISTÂNCIA

Para avaliar o erro inerente às medições do sensor distância, foi utilizada uma folha de papel milimetrado, com resolução de 1 milímetro. O sistema foi montado e um anteparo (régua) foi disposto na frente do sensor, conforme Figura 16, em posições bem definidas a partir de uma origem no papel milimetrado.

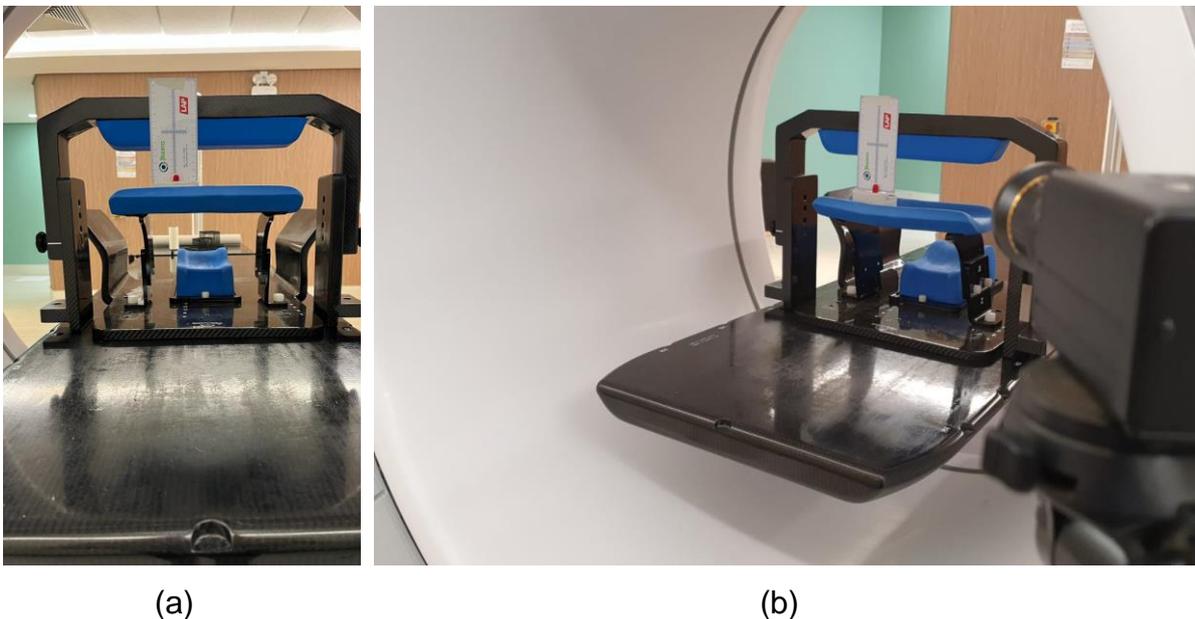


**Figura 16.** Configuração do arranjo experimental para avaliação para exatidão do sistema baseado em sensor de distância. (a) vista superior e (b) vista oblíqua. Fonte: o Autor.

As posições avaliadas foram: 10,0 mm, 30,0 mm, 50,0 mm, 100,0 mm, 150 mm e 200 mm. Foram coletadas dez medidas para cada posição. Os valores encontrados foram registrados em uma planilha eletrônica. Foram calculados a média, mediana e o desvio padrão da amostra. Em seguida, foi plotado um gráfico em Python com o auxílio da biblioteca *Matplotlib*.

### 3.6.2 TESTE DE EXATIDÃO DO COMPONENTE BASEADO EM IMAGENS DE VÍDEO

Para o componente baseado em imagens de vídeo, configuração análoga foi montada para avaliar a exatidão das leituras. Contudo em vez do anteparo, foi utilizado um led na cor vermelha posicionado na mesa de tratamento de um acelerador Halcyon (Varian Medical Systems, Palo Alto, Califórnia) (Figura 17). Foram realizados deslocamento conhecidos a partir de uma origem pré-definida a partir dos valores das coordenadas da mesa de acelerador. Foram coletadas dez medidas para cada posição: 1,0 mm, 3,0 mm, 5,0 mm, 10,0 mm, 15,0 mm e 20,0 mm. O passo das coordenadas translacionais da mesa do referido acelerador apresenta resolução de décimo de milímetro.



**Figura 17.** Configuração do arranjo experimental para avaliação do componente baseado em imagens de vídeo. (a) vista frontal e (b) vista oblíqua. Fonte: o Autor.

Os valores encontrados pelo software do sistema foram registrados em uma planilha eletrônica. Foram calculados a média, mediana e o desvio padrão da amostra. Em seguida, foi plotado um gráfico em Python com o auxílio da biblioteca *Matplotlib*.

### **3.6.3 TESTE DE LINEARIDADE DO SISTEMA**

A partir das médias das medidas obtidas através dos testes descritos nos itens anteriores, 3.3.1 e 3.3.2, foi testada a linearidade do sistema. Ou seja, foi avaliado se, modificando linearmente as posições, as leituras apresentariam o mesmo comportamento linear. Para esse teste, os dados inscritos na planilha eletrônica foram plotados em gráficos de reta, para cada sistema, e calculados os Coeficientes de Determinação  $R^2$ .

### **3.6.4 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE DO SISTEMA**

A reprodutibilidade consiste na avaliação de o sistema apresentar resultados coerentes em configurações semelhantes montadas de maneira independentes. Para esse teste, o setup experimental dos itens anteriores foi utilizado. Foram realizadas medidas na posição 100 mm, em três dias distintos. Dez leituras foram registradas em cada dia e os dados foram registrados em uma planilha eletrônica. Foi calculada a dispersão em relação às médias das medidas realizadas em cada dia. Em seguida, foi plotado um gráfico em Python com o auxílio da biblioteca Matplotlib.

### **3.6.5 TESTE DE ESTABILIDADE DO SISTEMA**

Foi aplicado teste de estabilidade para o componente baseado em sensor de distância, uma vez que as leituras de posição são obtidas a partir da conversão de sinais elétricos em digitais e, posteriormente, processadas a partir de algoritmos escritos na linguagem de programação Python. Desse modo, se fez necessário testar a estabilidade das leituras a fim de verificar a continuidade e a constância da velocidade das medições. Além disso, deve-se considerar que os componentes eletrônicos podem sofrer variações em decorrência de fatores como aumento da temperatura, umidade, luminosidade etc., podendo afetar seu desempenho.

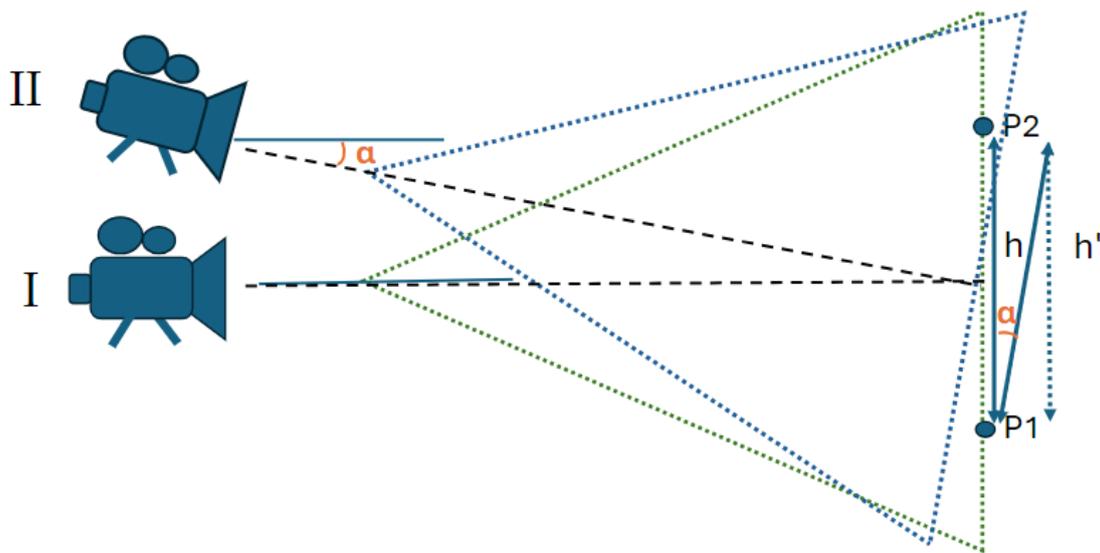
Para o teste de estabilidade, o componente foi ligado durante 25 minutos e, a cada 1 minuto, o número de leituras para esse intervalo de tempo foi registrado. Foi criada uma rotina em Python para fazer as contagens dos sinais por unidade de tempo com precisão.

O teste foi realizado na sala de tratamento do acelerador linear clínico CX, da Varian Medical Systems do Hospital Universitário de Brasília.

Por ensejo do teste de estabilidade, também foi avaliada a constância do sinal do módulo NRF24L01 para a blindagem do bunker do acelerador.

### 3.6.6 AVALIAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DO COMPONENTE BASEADO EM CÂMERA DE VÍDEO

A avaliação da dependência angular do componente baseado em câmera de vídeo foi feita através de cálculos matemáticos utilizando conceitos básicos de geometria espacial. A Figura 18 apresenta uma representação gráfica da medida  $h$  relativa às posições dois pontos P1 e P2, projetados na matriz de pixels da imagem capturada pela câmera posicionada perpendicularmente à direção de medida (cenário I) e a medida  $h'$  relativa às posições dos mesmos pontos no espaço, mas para a câmera posicionada a um ângulo  $\alpha$  relativo à direção de medida (cenário II).



**Figura 18.** Representação gráfica da medida entre dois pontos no espaço para a câmera posicionada perpendicularmente à direção de medida (I) e para a câmera posicionada angulada a um ângulo  $\alpha$  (II). Fonte: o Autor.

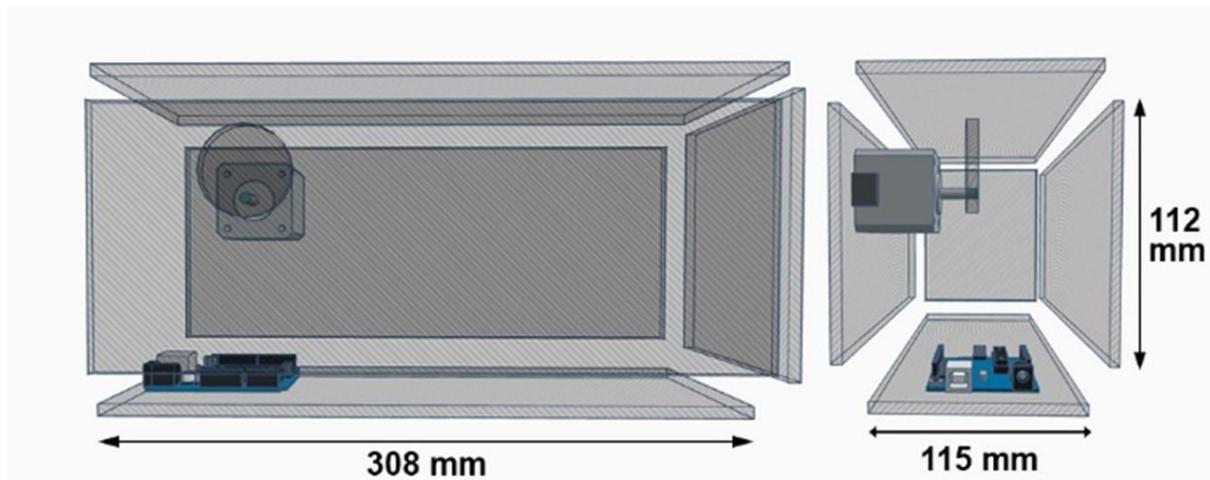
O valor de  $h'$  para o cenário II pode ser determinado a partir da equação 7.

$$h' = h \cos \alpha \quad (7)$$

### 3.6.7 TESTE DE TEMPO DE RESPOSTA

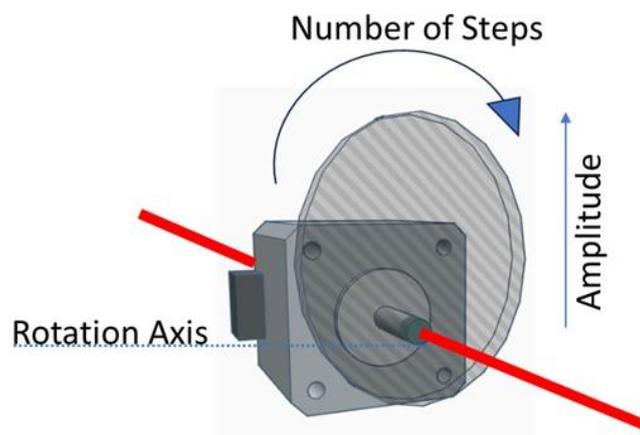
Os componentes integrarão um único sistema capaz de monitorar a respiração do paciente através do movimento da parede torácica. Durante sua utilização, o sistema deverá emitir um sinal, idealmente, instantâneo para interrupção do feixe de radiação, quando a posição do paciente exceder limites predefinidos. Desse modo, foi necessário avaliar o tempo de resposta de ambos os sistemas.

Para essa avaliação, foi desenvolvido um objeto simulador dinâmico, conforme Figura 19, capaz de simular o movimento respiratório de um paciente, inclusive, capaz de simular apneia em intervalos de interrupção de movimento predeterminadas pelo usuário.



**Figura 19.** Projeto do objeto simulador utilizado na avaliação do sistema de gerenciamento respiratório: vista lateral e frontal, à esquerda e à direita respectivamente. Fonte: Projeto desenvolvido na plataforma <https://www.tinkercad.com/things/bTvDIQz3AQy-exquisite-elzing-allis/edit>.

Foi utilizado, na construção da estrutura, policarbonato que foi devidamente cortado nas dimensões apresentadas. Para simular o movimento respiratório, foi utilizado um motor de passo Nema 17 e uma placa de Arduino. Uma elipsoide de policarbonato foi cortada e fixado no motor, fazendo com que a superfície superior do objeto simulador levantasse e baixasse em uma das extremidades a depender da posição estabelecida para o servo motor, conforme Figura 20. O movimento foi modelado a partir de um polinômio de grau 3. Foram realizados testes para avaliar a frequência, amplitude e tempo de apneia do objeto simulador desenvolvido.



**Figura 20** - Imagem demonstrando o princípio de funcionamento do movimento do objeto simulador. Fonte: Projeto desenvolvido na plataforma <https://www.tinkercad.com/things/bTvDIQz3AQy-exquisite-elzing-allis/edit>.

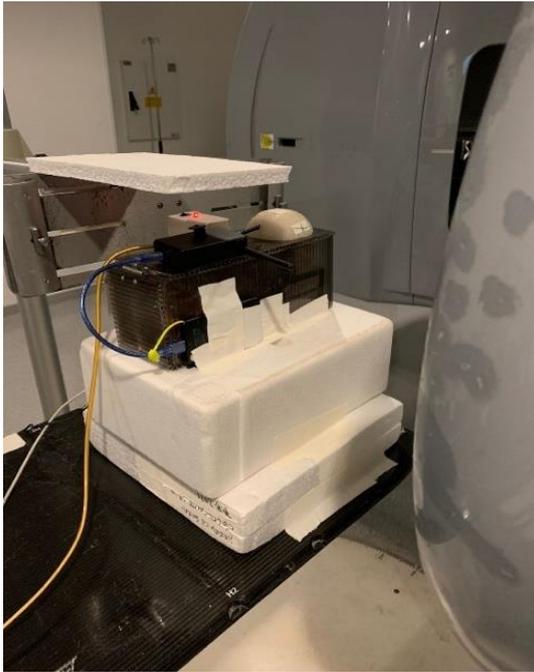
O tempo de resposta foi testado utilizando uma câmara de radiação de pequeno volume 0,03 cm<sup>3</sup> envolta em uma semiesfera de parafina, para estabelecer equilíbrio eletrônico de partículas. Foi utilizado um campo pequeno de 1,5x1,5 cm<sup>2</sup> e 400 Unidades Monitoras (UM) correspondendo a um valor de dose de 399,3 cGy de acordo com Sistema de Planejamento Eclipse. Foi utilizada uma taxa de dose de 600 UM/min no acelerador linear CX, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA. O objeto simulador foi programado para realizar apneias de 60 segundos (1 ciclo), 30 segundos (dois ciclos), 20 (três ciclos) e 15 segundos (quatro ciclos). O sistema de monitoramento respiratório foi montado sobre o objeto simulador, desligando o feixe todas as vezes que o intervalo de tolerância estabelecido ( $\pm 2$  mm) foi ultrapassado. O experimento foi montado de modo que a câmara de ionização coletasse cargas durante o período em que o objeto simulador estivesse em apneia simulado a inspiração. Os valores de cargas coletadas pela câmara de ionização foram plotados em um gráfico em função do número de interrupções do feixe de radiação. Em seguida, foi calculado o tempo de reposta a partir do decremento de carga relativo a cada interrupção. O experimento foi repetido 5 vezes para cada tempo de apneia configurado a fim de avaliar possível dispersão ou variação das medidas. A Figura 21 mostra o objeto simulador construído de acordo com o projeto.



**Figura 21.** Objeto simulador construído utilizado na avaliação do sistema de gerenciamento respiratório: vista lateral e frontal. Fonte: o Autor.

Antes do uso do objeto simulador, este foi avaliado em repetibilidade de reprodutibilidade de seus movimentos, demonstrando resultados favoráveis com erros de posicionamento variando em torno de 0,5 mm. Objeto similar foi construído por Barbés et al. (2015) para avaliarem seu sistema de gerenciamento de movimento baseado em imagens de vídeo *in-house*.

A Figura 22 apresenta a configuração do experimento realizado para avaliação do tempo de resposta do sistema de gerenciamento respiratório.



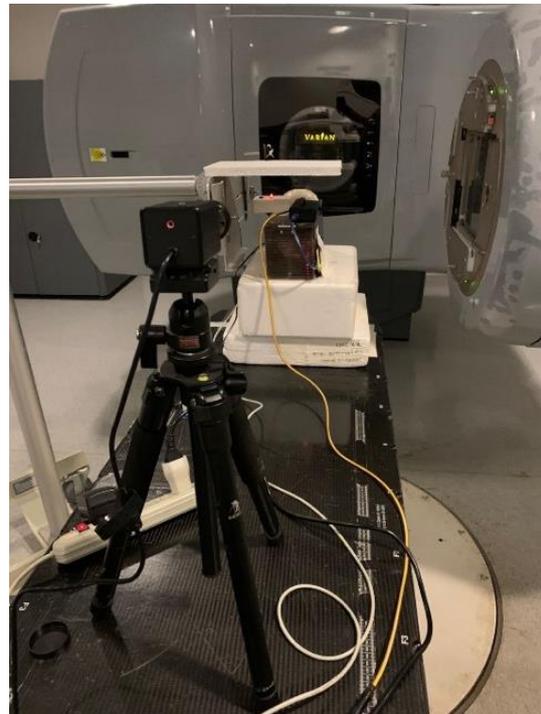
(a)



(b)



(c)



(d)

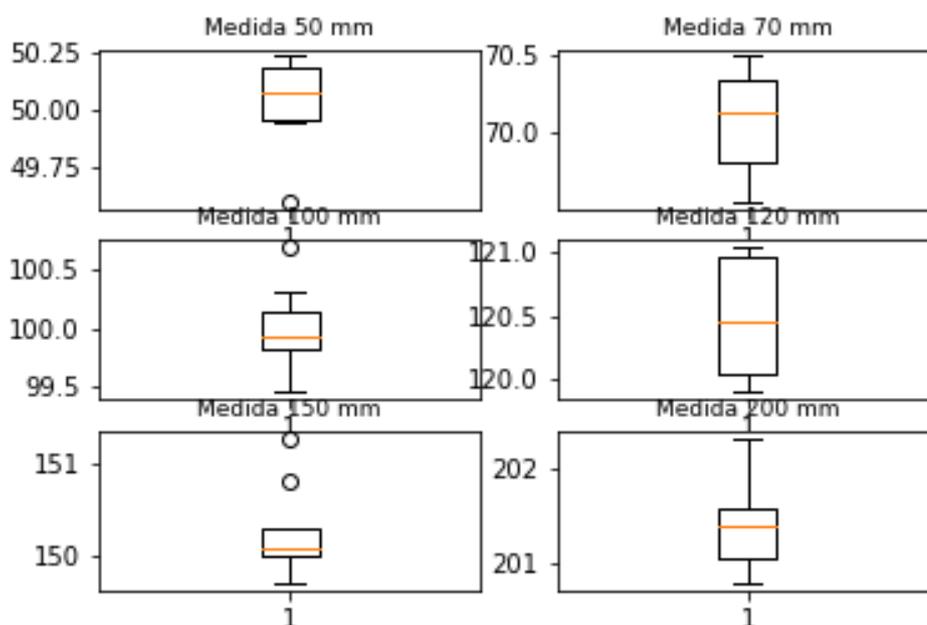
**Figura 22.** Montagem do experimento para o teste de avaliação do tempo de resposta do sistema de gerenciamento respiratório: (a) visão lateral esquerda do *setup* de medida, (b) visão frontal no sentido craniocaudal, (c) visão lateral direita do *setup* de medida e (d) visão frontal. Fonte: o Autor.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A seguir são apresentados e discutidos os testes para ambos os componentes do sistema.

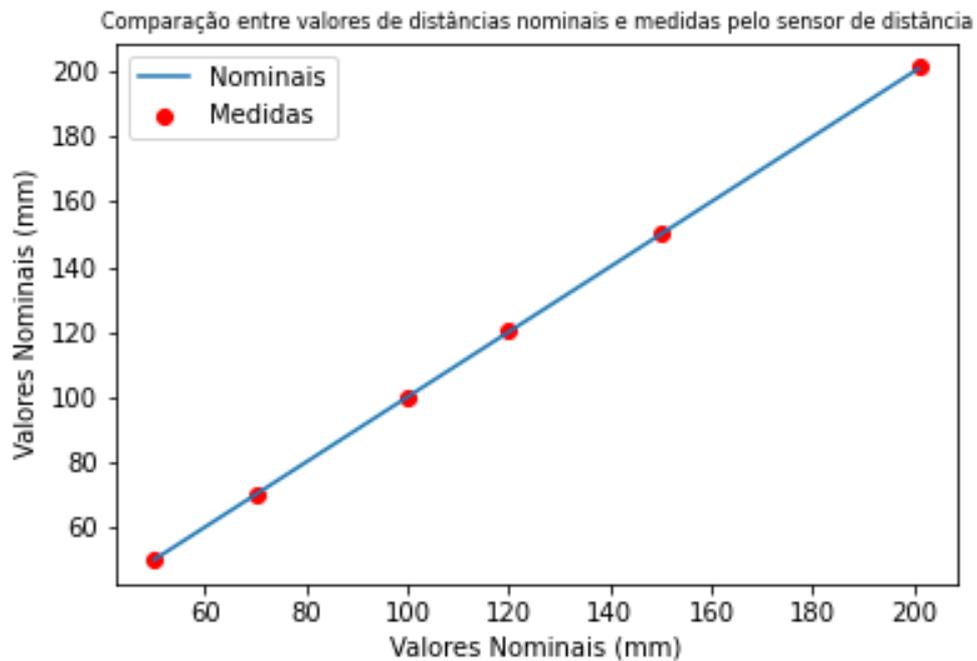
### 4.1 RESULTADOS DO TESTE DE EXATIDÃO DO SISTEMA

Realizadas as medidas para o componente baseado em sensor de distância, foram encontradas médias para os valores medidos com diferenças inferiores a 1,00 mm do valor nominal da medida e desvios padrão variando de 0,27 mm a 0,46 mm, para todas as medidas exceto para a medida a 200,00 mm cuja média obtida foi de  $201,45 \pm 0,55$  mm. A Figura 23 apresenta um gráfico de caixa para cada medida, sendo possível observar o que as medidas não apresentaram grande dispersão com relação aos valores nominais, além de que a mediana, linha laranja no centro de cada caixa, ficou muito próxima do valor real medido, exceto para a medida a 200,00 mm.

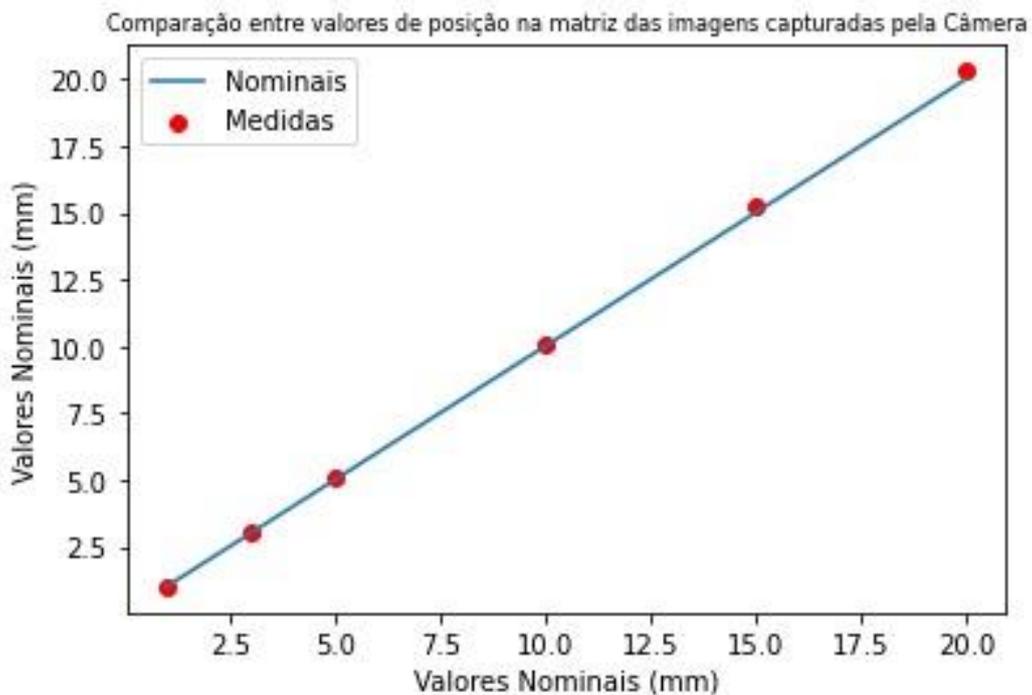


**Figura 23.** Gráfico de caixa para os valores medidos no teste de exatidão do componente do sistema baseado em sensor de distância. Fonte: o Autor.

A Figura 24 também apresenta o resultado dos testes de exatidão, a partir de um gráfico com valores nominais e medidos quase que sobrepostos. Os pontos vermelhos representam os valores medidos pelo sensor de distância e a reta em azul contém os valores reais, nominais.



**Figura 24.** Gráfico apresentando os valores nominais e medidos pelo componente baseado em sensor de distância. Fonte: o Autor.



**Figura 25.** Gráfico apresentando os valores nominais e medidos pelo componente baseado em câmera de vídeo. Fonte: o Autor.

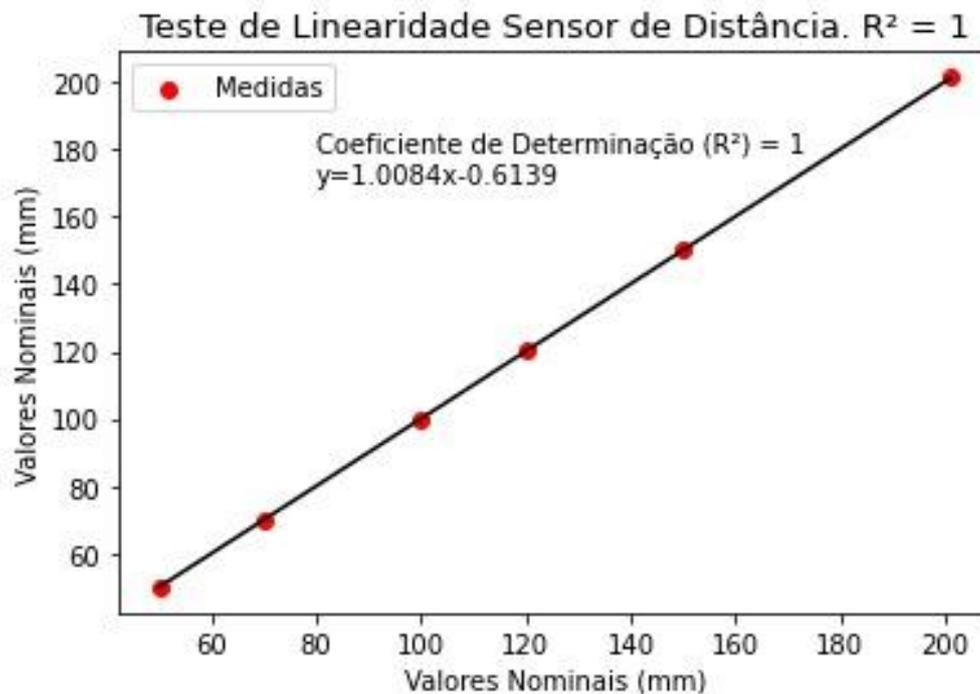
Para o componente baseado em câmera de vídeo, variação com relação aos valores nominais foram inferiores a 0,40 mm para todas as medidas. O Maior desvio absoluto se deu

para a medida de 20 mm sendo encontrado um valor máximo medido de 20,30 mm e a média de  $20,31 \pm 0,03$  mm. A Figura 25 apresenta o resultado dos testes de exatidão para esse componente, a partir de um gráfico contendo os valores nominais e medidos quase que sobrepostos. Os pontos vermelhos representam os valores medidos e a reta em azul os valores reais, nominais.

Os resultados encontrados para o método desenvolvido estão de acordo com aqueles encontrados em estudos que avaliaram sistemas de gerenciamento respiratório, pois apresentou variações inferiores a 1,0 mm (Farzaneh et al., 2018; Oshima et al., 2023; Bartlett et al., 2023).

## 4.2 RESULTADO DO TESTE DE LINEARIDADE

Para o teste de linearidade do sensor de distância, foi encontrado um coeficiente de determinação aproximadamente igual a 1. A Figura 26 apresenta um gráfico contendo uma reta correspondente a um modelo linear sobre a qual se sobrepõe os pontos em vermelho correspondentes aos valores medidos, linha preta.



**Figura 26.** Resultado do teste de Linearidade – Sensor de Distância. Fonte: o Autor.

Calculado o Coeficiente de Determinação para o componente baseado em câmera de vídeo, também foi  $R^2$  aproximadamente igual a 1, mostrando que este componente se ajusta muito bem a um modelo linear. A Figura 27 apresenta um gráfico contendo uma reta correspondente

a um modelo linear sobre a qual se sobrepõe os pontos em vermelho correspondentes aos valores medidos, linha preta.

O resultado do teste de linearidade concorda com o resultado apresentado por Farzaneh et al. (2018) que avaliaram sistema desenvolvido a partir de medidor de distância à laser.

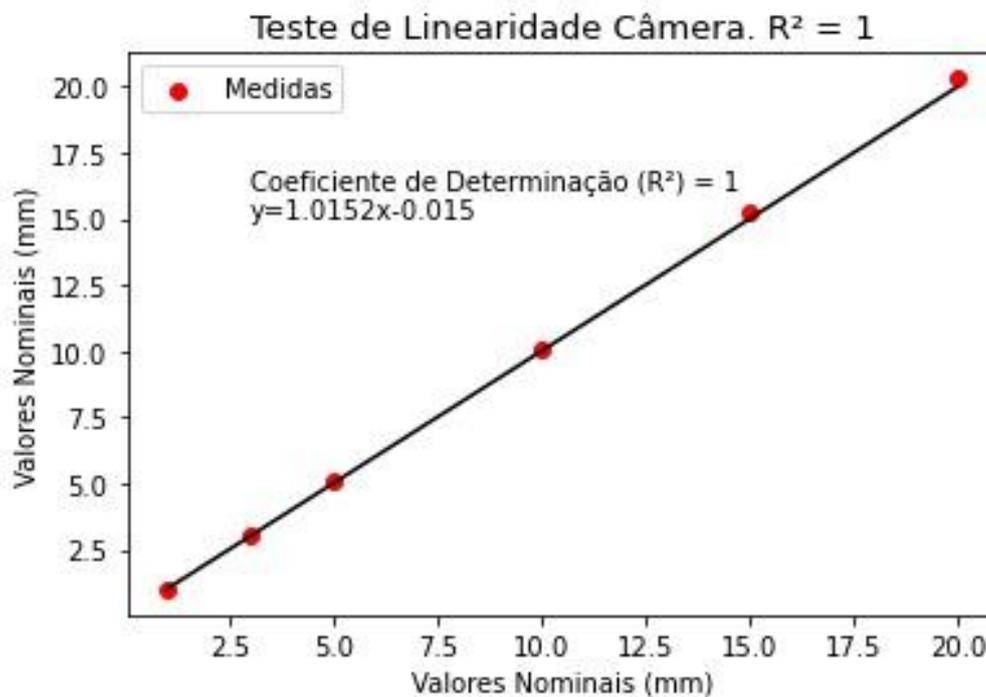
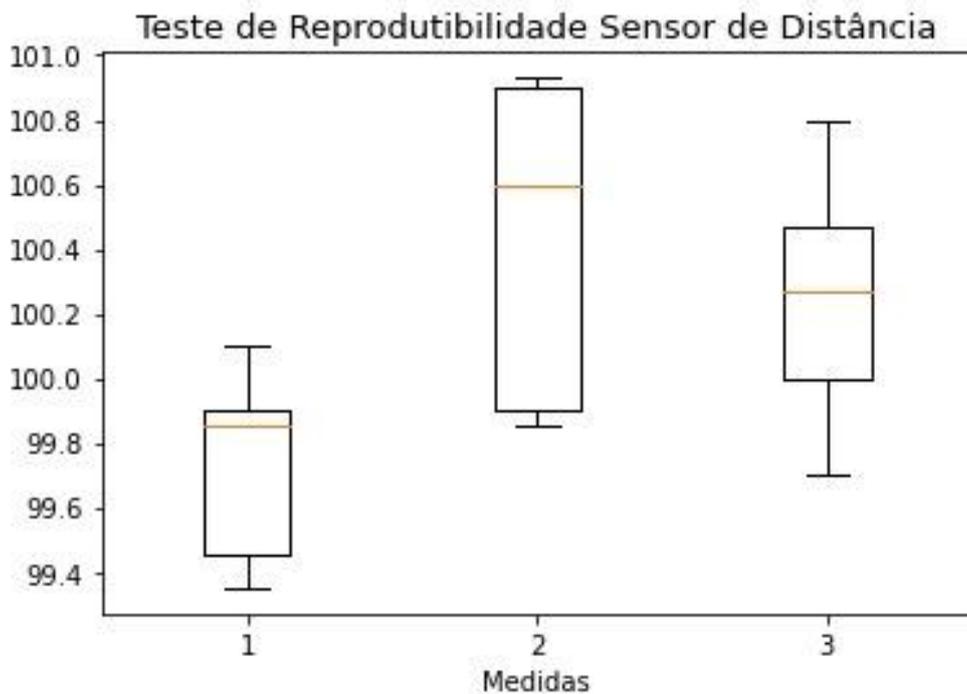


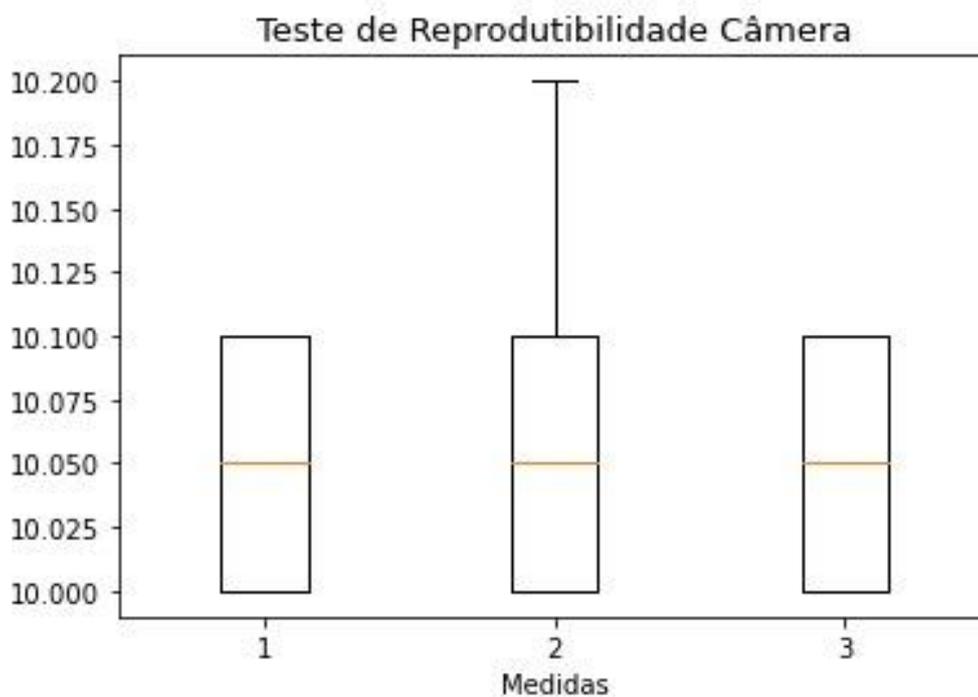
Figura 27. Resultado do teste de Linearidade – Câmera de Vídeo. Fonte: o Autor.

### 4.3 RESULTADO DO TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

As leituras realizadas com o sensor de distância apresentaram boa reprodutibilidade, mostrando ser capaz de reproduzir os resultados de uma medida em situações semelhantes. A Figura 28 apresenta um gráfico de caixa para os valores de medidas a 100,00 mm. É possível notar uma dispersão relativamente pequena para as três medidas realizadas, valores variando entre 99,40 mm e 100,95 mm. As médias das três medidas foram  $99,64 \pm 0,22$  mm,  $100,60 \pm 0,45$  mm e  $100,40 \pm 0,20$  mm. A incerteza inerente ao sensor de distância utilizado se mostrou inferior ao erro do sensor utilizado por Oshima et al. (2023), cujo medidor de distância utilizado por sua equipe apresentava incerteza de 2,0 mm.



**Figura 28.** Teste de reprodutibilidade para o sensor de distância. Resultados para as três medidas realizadas apresentados em gráficos de caixa. Valores das medianas representados pelas linhas laranjas. Fonte o Autor.



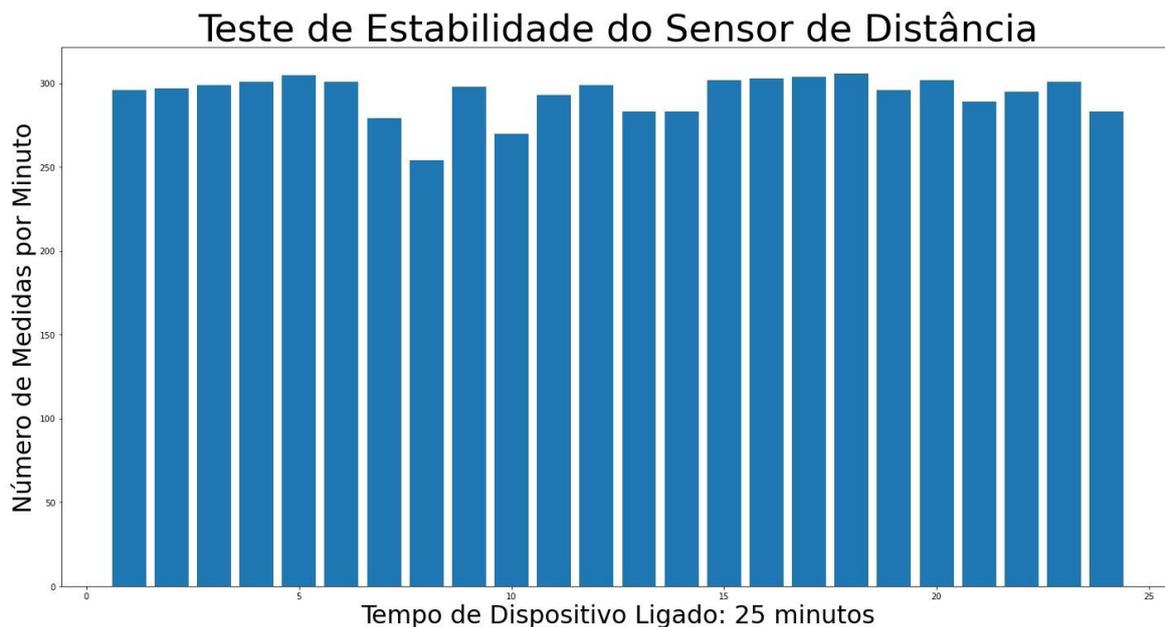
**Figura 29.** Teste de reprodutibilidade para câmera de vídeo. Resultados para as três medidas realizadas apresentados em gráficos de caixa. Valores das medianas representados pelas linhas laranjas. Fonte: o Autor.

Boa reprodutibilidade foi encontrada também para o componente baseado em câmera de vídeo cuja maior variação encontrada foi inferior a 0,3 mm (para medidas nominais de 10,0 mm), conforme pode ser observado no gráfico aduzido pela Figura 29. Resultado similar foi encontrado por Barbés et al. (2015) ao avaliar sistema construído a partir de duas câmeras de vídeo (precisão de aproximadamente 0,3 mm).

#### 4.4 RESULTADO DO TESTE DE ESTABILIDADE DO SISTEMA

A Figura 30 apresenta um histograma contendo o resultado do teste de estabilidade para o sensor de distância. A média de contagens por minuto, durante o tempo em que o dispositivo se manteve ligado, 25 minutos, foi de aproximadamente  $293 \pm 12$  leituras. Os valores oscilaram dentro de uma faixa de 254-306 leituras por minuto. Não houve variação significativa ( $<4,5\%$ ) da resposta em função do tempo para o sistema, mesmo operando por um longo período.

Do resultado também se depreende que são realizadas, aproximadamente, 5 leituras de posição a cada segundo, mostrando que o sistema apresenta boa resolução temporal. Para o minuto que apresentou a menor contagem, foram computadas 4 leituras por segundo.



**Figure 30.** Resultado para o teste de estabilidade do sensor de distância. Histograma das contagens para cada minuto em um tempo total de 25 minutos de dispositivo ligado. Fonte: o Autor.

Do teste acima, também se pode inferir que a blindagem do bunker não interferiu significativamente no sinal do módulo NRF24L01.

## 4.5 AVALIAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ANGULAR DO MÓDULO DE VÍDEO

Realizando a substituição do  $\alpha$ , na equação 7, por alguns valores de ângulos, foi possível construir o quadro mostrado para a Figura 31, que apresenta as diferenças dos valores reais de distância entre dois pontos P1 e P2 no espaço e os valores medidos através distância entre esses pontos na matriz de pixels da imagem capturada em função do ângulo da câmera.

<i>Distância Nominal(mm)</i>	20	30	40	50	70	80	100
<i>Ângulo</i>							
<b>1º</b>	20	30	40	50	70	80	100
<b>5º</b>	20	30	40	50	70	80	100
<b>8º</b>	20	30	39	49	69	79	99
<b>10º</b>	20	29	39	49	69	78	98
<b>12º</b>	19	29	38	48	67	77	96
<b>15º</b>	19	28	38	47	66	76	95
<b>20º</b>	17	27	36	45	62	71	89
<b>30º</b>	15	23	31	39	54	62	77
<b>45º</b>	11	16	22	27	38	44	55
	<b>Valores Calculados</b>						

**Figura 31.** Quadro mostrando possíveis variações em valores medidos em função da angulação da câmera em relação à direção de medida. Fonte: o Autor.

Como o impacto da variação da angulação da câmera de vídeo depende da magnitude da distância entre os pontos, o Quando 2 apresenta valores para a distância calculados em função de sua magnitude e da angulação da câmera de vídeo. A área destacada em verde representa a relação entre os valores de distâncias e os ângulos da câmera de vídeo para os quais as diferenças medidas são menores ou iguais a 1,0 mm. A variação relativa da distância entre os pontos observada foi de 0,02% por grau. É ainda possível notar que o desvio do valor real aumenta com o aumento da distância entre os pontos.

O sistema desenvolvido carrega no seu código como padrão a aplicação de uma janela de  $\pm 2,0$  mm em relação à linha de base da inspiração profunda adquirida após a calibração do componente de vídeo. Desse modo, a amplitude máxima monitorada será de 4,0 mm, para essa configuração, e variações angulares de 0º a 30º implicarão em diferenças absolutas inferiores a 1,0 mm.

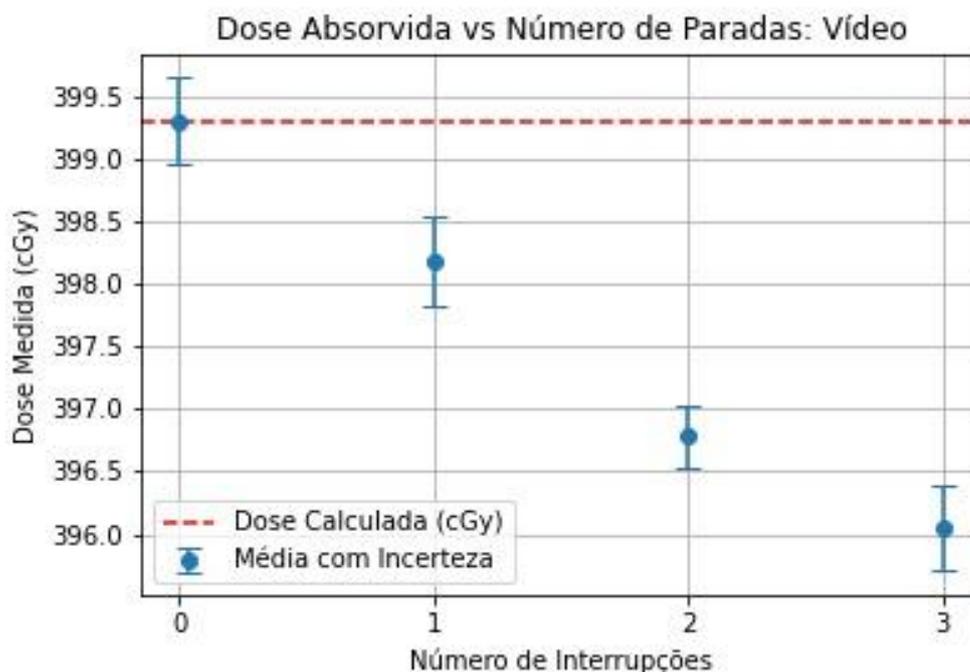
Como o sistema deverá ser calibrado antes de seu uso, o próprio procedimento de calibração pode diminuir a influência de eventual angulação da câmera. Contudo é recomendado posicionar a câmera de vídeo perpendicularmente à direção do movimento a ser monitorado, pois para pequenas angulações o desvio absoluto é pequeno ( $\leq 1,0$  mm) mesmo para amplitudes de movimento grandes ( $\approx 100,0$  mm).

Como o componente é composto apenas por uma câmera de vídeo e, portanto, considera apenas duas dimensões no espaço, também é importante considerar que a referência utilizada para a calibração esteja na profundidade da medida a ser realizada. Além disso, podem existir distorções da imagem virtual, capturada, inerentes à câmera de vídeo, como por exemplo, distorções relacionadas ao uso das lentes do dispositivo. Assim, as representações apresentadas matematicamente devem ser tratadas com um modelo aproximado da representação real.

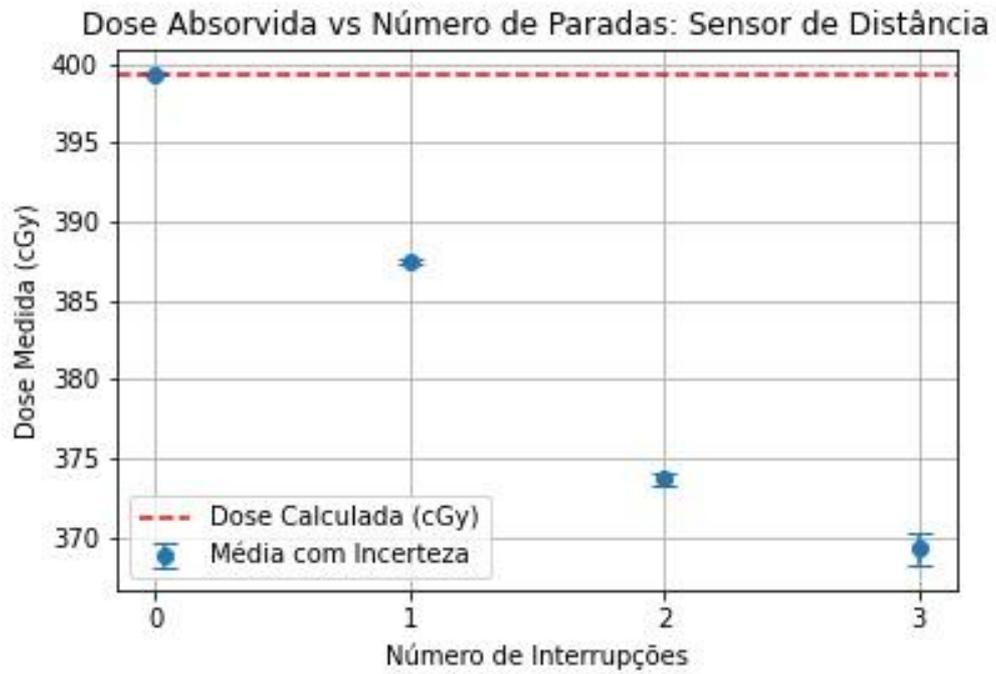
#### 4.6 TESTE DE TEMPO DE RESPOSTA DO SISTEMA

O teste de tempo de resposta do apontou que o tempo dispendido para o sistema interromper o feixe de radiação após a posição do alvo sair da janela de tolerância é de 0,12 segundos para o componente do sistema baseado em vídeo, 1,16 segundos para o componente do sistema baseado em sensor de distância e 0,72 segundos para ambos os sistemas operando juntos. A Figura 32 apresenta os gráficos contendo as medidas de dose em função do número de interrupções para o componente de vídeo, para o sensor de distância e para o sistema operando com ambos os componentes.

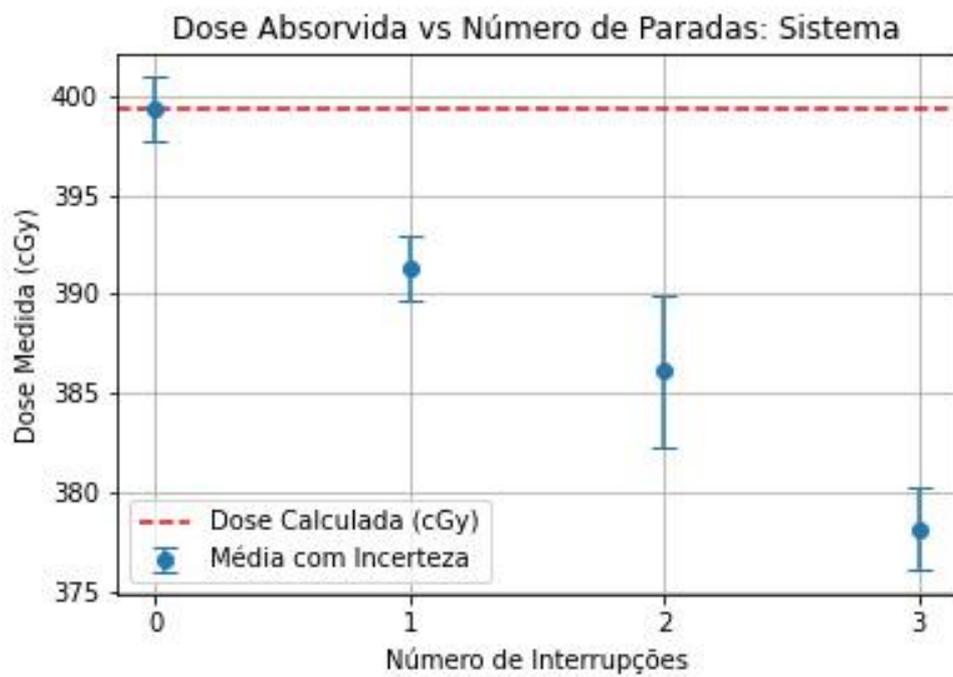
Outro resultado secundário ao teste de tempo de resposta foi o decremento de dose absorvida em função do número de interrupções. O Figura 33 apresenta o quadro contendo os valores médios de decremento de dose absorvida e desvio relativo aos valores calculados pelo sistema de planejamento relativo a cada interrupção.



(a)



(b)



(c)

**Figura 32.** Gráficos mostrando a variação da dose absorvida em função do número de interrupções: (a) componente de Vídeo, (b) componente de Sensor de Distância e (c) o Sistema operando com ambos os componentes. Fonte: o Autor.

Foram encontrados valores médios de decrementos de dose absorvida foi de 1,14 cGy, 9,91 cGy e 6,99 cGy por interrupção, para o componente baseado em vídeo, para o sensor de distância e para ambos os componentes operando juntos, respectivamente.

<b>Componente: Vídeo</b>	
Decremento de Dose (cGy)	Desvio Percentual (%)
-1,14	-0,29
<b>Componente: Sensor de Distância</b>	
Decremento de Dose (cGy)	Desvio Percentual (%)
-9,98	-2,5
<b>Sistema: Vídeo e Sensor de Distância</b>	
Decremento de Dose (cGy)	Desvio Percentual (%)
-6,99	-1,75

**Figura 33.** Quadro apresentando os valores de tempo de resposta para o sistema e para seus componentes funcionando isoladamente. Fonte: o Autor.

De acordo com *Task Group 198* da AAPM, a tolerância para o teste de constância do *output* para sistemas de *gating* respiratório é  $\pm 2\%$  (Hanley et al., 2021). Como pode ser observado, a variação máxima encontrada para o sistema, operando com checagem secundária de segurança, foi menor do que o limite preconizado, para a dose utilizada no teste (aproximadamente 400,0 cGy). As doses prescritas para tratamentos de câncer de mama atualmente ficam entre 267 e 600 cGy por fração ((Freedman et al., 2011, 2013; Goldberg; Whelan, [s.d.]). Na busca realizada na literatura, não foram encontradas referências para testes de tempo de resposta e impacto na dose de tratamento.

## 5 CONCLUSÃO

O sistema foi devidamente desenvolvido integrando os componentes de vídeo e sensor de distância. A interface gráfica se mostrou amigável e funcional e os testes demonstraram bom funcionamento e viabilidade de uso clínico do sistema.

Isoladamente, os componentes do sistema também apresentaram bons resultados, sendo o baseado em vídeo superior ao baseado em sensor de distância. Assim, este passou a ser o componente principal do sistema e o sensor de distância o componente de segurança.

Deve-se observar que o tempo de resposta aumenta quando o sistema opera com ambos os componentes podendo aumentar o desvio de dose absorvida no volume alvo, comparado com o componente de vídeo operando isoladamente. Desse modo, o usuário deverá avaliar a relação

de custo entre o incremento de segurança de ter um sistema secundário de checagem independente e/ou de ter maior velocidade no tempo de resposta.

O sistema foi desenvolvido com recursos próprios e se mostrou de baixíssimo custo, sendo seu desenvolvimento viável para instituições que dispõem de poucos recursos financeiros.

Com a utilização na rotina clínica, poderão ser identificadas deficiências na interface gráfica e no algoritmo de operação dos componentes gráficos. Contudo, cabe destacar que eventuais deficiências, decerto, não trarão potencial dano aos pacientes, pois, espera-se que estejam relacionadas apenas ao conteúdo operacional do algoritmo e não aos sistemas de medida propriamente dito, podendo tão somente acarretar dificuldade de utilização pelo usuário. Sendo identificadas tais deficiências, poderão ser prontamente sanadas.

Os testes foram avaliados à luz dos dados disponíveis na literatura e à luz da experiência da equipe que participou no desenvolvimento do sistema.

## LISTA DE REFERÊNCIAS

ABUBAKAR, A. et al. Accuracy of a time-of-flight (ToF) imaging system for monitoring deep-inspiration breath-hold radiotherapy (DIBH-RT) for left breast cancer patients. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v. 46, n. 1, p. 339–352, 1 mar. 2023.

ALL, S. et al. Feasibility and efficacy of active breathing coordinator assisted deep inspiration breath hold technique for treatment of locally advanced breast cancer. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 24, n. 2, fev. 2023.

ARDUINO COMMUNITY. **UNO R3**. Disponível em: <<https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>>. Acesso em: 21 mar. 2024.

AVELINO, S. R. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3d para confecção de blocos compensadores em radioterapia de intensidade modulada - IMRT**. Dissertação—Brasília: Universidade de Brasília, 2013.

BARBÉS, B. et al. **Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion**. [s.l.: s.n.].

BARTLETT, F. R. et al. The UK HeartSpare Study: Randomised evaluation of voluntary deep-inspiratory breath-hold in women undergoing breast radiotherapy. **Radiotherapy and Oncology**, v. 108, n. 2, p. 242–247, ago. 2013.

BARTLETT, F. R. et al. Voluntary Breath-hold Technique for Reducing Heart Dose in Left Breast Radiotherapy. **Journal of Visualized Experiments : JoVE**, n. 89, 2014.

BECK, R. E. et al. **Treatment techniques to reduce cardiac irradiation for breast cancer patients treated with breast-conserving surgery and radiation therapy: A review**. **Frontiers in Oncology**Frontiers Research Foundation, , 2014.

BERGOM, C. et al. Deep inspiration breath hold: Techniques and advantages for cardiac sparing during breast cancer irradiation. **Frontiers in Oncology**, v. 8, n. APR, p. 1–10, 2018.

BEYZADEOGLU, G.; OZYIGIT, C. E. **Basic Radiation Oncology**. 2. ed. Switzerland: Springer Cham, 2022.

BRIGHT, M. et al. Failure modes and effects analysis for surface-guided DIBH breast radiotherapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 23, n. 4, abr. 2022.

BYRNE, H. L. et al. BRAVEHeart: a randomised trial comparing the accuracy of Breathe Well and RPM for deep inspiration breath hold breast cancer radiotherapy. **Trials**, v. 24, 2023.

CERVIÑO, L. I. et al. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. **Physics in Medicine and Biology**, v. 54, n. 22, p. 6853–6865, 2009.

CORREA, C. R. et al. Coronary Artery Findings After Left-Sided Compared With Right-Sided Radiation Treatment for Early-Stage Breast Cancer. **Journal of Clinical Oncology**, v. 25, n. 21, p. 3031–3037, 2007.

DARBY, S. C. et al. Risk of Ischemic Heart Disease in Women after Radiotherapy for Breast Cancer. **New England Journal of Medicine**, v. 368, n. 11, p. 987–998, 2013.

DELANEY, G.; BARTON, M.; JACOB, S. Estimation of an Optimal Radiotherapy Utilization Rate for Breast Carcinoma: A Review of the Evidence. **Cancer**, v. 98, n. 9, p. 1977–1986, 2003.

DESIGN, S. With Standard Radiotherapy With or Without Additional Radiation. **English Journal**, v. 345, n. 19, p. 1378–1387, 2001.

DUMA, M. N. et al. **Heart-sparing radiotherapy techniques in breast cancer patients: a recommendation of the breast cancer expert panel of the German society of radiation oncology (DEGRO)**. **Strahlentherapie und Onkologie**Urban und Vogel GmbH, , 1 out. 2019.

DUMANE, V. A. et al. Reduction in low-dose to normal tissue with the addition of deep inspiration breath hold (DIBH) to volumetric modulated arc therapy (VMAT) in breast cancer patients with implant reconstruction receiving regional nodal irradiation. **Radiation Oncology (London, England)**, v. 13, 2018.

DUNKERLEY, N. et al. Mean heart dose variation over a course of breath-holding breast cancer radiotherapy. **British Journal of Radiology**, v. 89, n. 1067, 2016.

EDMUNDS, D. M. et al. Low-cost Kinect Version 2 imaging system for breath hold monitoring and gating: Proof of concept study for breast cancer VMAT radiotherapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 19, n. 3, p. 71–78, maio 2018.

ELDREDGE-HINDY, H. et al. Active Breathing Coordinator reduces radiation dose to the heart and preserves local control in patients with left breast cancer: Report of a prospective trial. **Practical Radiation Oncology**, v. 5, n. 1, p. 4–10, 1 jan. 2015.

FARGIER-BOCHATON, O. et al. Prone versus supine free-breathing for right-sided whole breast radiotherapy. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, 1 dez. 2022.

FARZANEH, M. J. K. et al. Design and construction of a laser-based respiratory gating system for implementation of deep inspiration breathe hold technique in radiotherapy clinics. **Journal of Medical Signals and Sensors**, v. 8, n. 4, p. 253–262, 1 out. 2018.

FASSI, A. et al. Reproducibility of the external surface position in left-breast DIBH radiotherapy with spirometer-based monitoring. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 15, n. 1, p. 130–140, jan. 2014.

FREEDMAN, G. M. et al. **RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP RTOG 1005 A PHASE III TRIAL OF ACCELERATED WHOLE BREAST IRRADIATION WITH HYPOFRACTIONATION PLUS CONCURRENT BOOST VERSUS STANDARD WHOLE BREAST IRRADIATION PLUS SEQUENTIAL BOOST FOR EARLY-STAGE BREAST CANCER Study Chairs Document History**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <<https://www.ctsu.org>>.

FREEDMAN, G. M. et al. **Accelerated fractionation with a concurrent boost for early stage breast cancer**. **Radiotherapy and Oncology**, jan. 2013.

fundamentos-oncologia-unam. [s.d.].

GARIBALDI, C. et al. Deep inspiration breath-hold technique guided by an opto-electronic system for extracranial stereotactic treatments. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 14, n. 4, p. 14–25, jul. 2013.

GLOBAL CANCER OBSERVATORY. **Global Cancer Observatory World Health Organization**. Disponível em: <<https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-pie>>.

GOLDBERG, M.; WHELAN, T. J. Accelerated Partial Breast Irradiation (APBI): Where Are We Now? [s.d.].

GONG, G. et al. Study of an Oxygen Supply and Oxygen Saturation Monitoring System for Radiation Therapy Associated with the Active Breathing Coordinator. **Scientific Reports**, v. 8, 2018.

HANLEY, J. et al. **AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. Medical Physics** John Wiley and Sons Ltd, , 1 out. 2021.

HELD, K. D. Radiobiology for the Radiologist, 6th ed., by Eric J. Hall and Amato J. Giaccia. **Radiation Research**, v. 166, n. 5, p. 816 – 817, 2006.

IAEA. **Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.iaea.org/Publications/index.html>>.

Individual positioning\_ a comparative study of adjuvant breast radiotherapy in the prone versus supine position - CORE Reader. [s.d.].

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA). **Estimativa 2023: incidência de câncer no Brasil**. [s.l: s.n.].

IPPOLITO, E. et al. Implementation of a voluntary deep inspiration breath hold technique (vDIBH) using BrainLab ExacTrac infrared optical tracking system. **PLoS ONE**, v. 13, n. 5, 1 maio 2018.

JENSEN, C. A. et al. Monitoring deep inspiration breath hold for left-sided localized breast cancer radiotherapy with an in-house developed laser distance meter system. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 5, p. 117–123, set. 2017.

KAZA, E. et al. Lung volume reproducibility under ABC control and self-sustained breath-holding. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 18, n. 2, p. 154–162, mar. 2017.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The Physics of Radiation Therapy**. 5th Edition ed. Philadelphia: [s.n.].

KIM, B. et al. Deep inspiratory breath-hold radiotherapy for left-sided breast cancer: Initial experience with Active Breathing Coordinator™ in a regional hospital. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 69, n. 4, p. 502–509, dez. 2022.

KIM, T. et al. How dose sparing of cardiac structures correlates with in-field heart volume and sternal displacement. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 17, n. 6, p. 60–68, nov. 2016.

KUNHERI, B. et al. A dosimetric analysis of cardiac dose with or without active breath coordinator moderate deep inspiratory breath hold in left sided breast cancer radiotherapy. **Journal of Cancer Research and Therapeutics**, v. 13, n. 1, p. 56–61, 1 jan. 2017.

LAAKSOMAA, M. et al. AlignRT® and Catalyst™ in whole-breast radiotherapy with DIBH: Is IGRT still needed? **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 20, n. 3, p. 97–104, mar. 2019.

LAI, J. et al. **Prone position versus supine position in postoperative radiotherapy for breast cancer: A meta-analysis. Medicine (United States)** Lippincott Williams and Wilkins, , 21 maio 2021.

LATTY, D. et al. Review of deep inspiration breath-hold techniques for the treatment of breast cancer. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 62, n. 1, p. 74–81, mar. 2015.

LIN, C. H. et al. A seven-year experience of using moderate deep inspiration breath-hold for patients with early-stage breast cancer and dosimetric comparison. **Medicine (United States)**, v. 98, n. 19, 1 maio 2019.

LU, H.-M. et al. PII S0360-3016(00)00512-5 **CLINICAL INVESTIGATION Breast REDUCTION OF CARDIAC VOLUME IN LEFT-BREAST TREATMENT FIELDS BY RESPIRATORY MANEUVERS: A CT STUDY**. [s.l: s.n.].

LU, W. et al. Reproducibility of chestwall and heart position using surface-guided versus RPM-guided DIBH radiotherapy for left breast cancer. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 24, n. 1, jan. 2023.

LYMBERIS, S. C. et al. Prospective assessment of optimal individual position (prone versus supine) for breast radiotherapy: Volumetric and dosimetric correlations in 100 patients. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 84, n. 4, p. 902–909, 15 nov. 2012.

MENZEL, H. G. The international commission on radiation units and measurements. **Journal of the ICRU**, v. 10, n. 1, p. 1–106, 2010.

MHATRE, V.; DHIRUBHAI, K. Quality assurance for clinical implementation of an Optical Surface monitoring system. **Article in IOSR Journal of Applied Physics**, v. 9, n. 6, p. 15–22, 2017.

NANKALI, S. et al. Accuracy and potential improvements of surface-guided breast cancer radiotherapy in deep inspiration breath-hold with daily image-guidance. **Physics in Medicine & Biology**, v. 67, n. 19, p. 195006, set. 2022.

NANO, T. et al. OpenABC: An Open-Source Active Breathing Control System for Low-Resource Centers. **International Journal of Radiation Oncology\*Biolog\*Physics**, v. 108, n. 3, p. e388, nov. 2020.

NGUYEN, M. H. et al. Cardiac sparing characteristics of internal mammary chain radiotherapy using deep inspiration breath hold for left-sided breast cancer. **Radiation Oncology (London, England)**, v. 13, 2018.

ONO, Y. et al. Appropriate margin for planning target volume for breast radiotherapy during deep inspiration breath-hold by variance component analysis. **Radiation Oncology**, v. 16, 6 mar. 2021.

OSHIMA, M. et al. Development of deep-inspiration breath-hold system that monitors the position of the chest wall using infrared rangefinder. **Journal of Radiation Research**, v. 64, n. 1, p. 171–179, jan. 2023.

PARKES, M. J. et al. Safely achieving single prolonged breath-holds of > 5 minutes for radiotherapy in the prone, front crawl position. **The British Journal of Radiology**, v. 94, n. 1122, jun. 2021.

PARSONS, D. et al. Stability and reproducibility comparisons between deep inspiration breath-hold techniques for left-sided breast cancer patients: A prospective study. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 24, n. 5, 1 maio 2023.

PEDERSEN, A. N. et al. Breathing adapted radiotherapy of breast cancer: Reduction of cardiac and pulmonary doses using voluntary inspiration breath-hold. **Radiotherapy and Oncology**, v. 72, n. 1, p. 53–60, jul. 2004.

PEREZ CARLOS A. et al. **Principles and Practice of Radiation Oncology**. 4th Ed ed. Philadelphia: [s.n.].

PLOQUIN, N. P.; DUNSCOMBE, P. B. The cost of radiation therapy. **Radiotherapy and Oncology**, v. 86, n. 2, p. 217–223, fev. 2008.

**Protocolos Clínicos e Diretrizes Terapêuticas em Oncologia**. . [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://conitec.gov.br/index.php/diretrizes-diagnostics-e-terapeuticas-em-oncologia>>.

REITZ, D. et al. Stability and reproducibility of 6013 deep inspiration breath-holds in left-sided breast cancer. **Radiation Oncology (London, England)**, v. 15, 2020.

SADEGHI, P.; MORAN, K.; ROBAR, J. L. Capacitive monitoring system for real-time respiratory motion monitoring during radiation therapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 21, n. 9, p. 16–24, set. 2020.

SAITO, M. et al. Reproducibility of deep inspiration breath-hold technique for left-side breast cancer with respiratory monitoring device, Abches. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 23, n. 4, abr. 2022.

SCHONECKER, S. et al. Treatment planning and evaluation of gated radiotherapy in left-sided breast cancer patients using the Catalyst™/Sentinel™ system for deep inspiration breath-hold (DIBH). **Radiation Oncology**, v. 11, n. 1, 26 out. 2016.

SEPPENWOOLDE, Y. et al. **PRECISE AND REAL-TIME MEASUREMENT OF 3D TUMOR MOTION IN LUNG DUE TO BREATHING AND HEARTBEAT, MEASURED DURING RADIOTHERAPY**. [s.l: s.n.].

SMYTH, L. M. et al. The cardiac dose-sparing benefits of deep inspiration breath-hold in left breast irradiation: a systematic review. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 62, n. 1, p. 66–73, mar. 2015a.

SMYTH, L. M. et al. The cardiac dose-sparing benefits of deep inspiration breath-hold in left breast irradiation: A systematic review. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 62, n. 1, p. 66–73, 1 mar. 2015b.

TANG, X. et al. Dosimetric effect due to the motion during deep inspiration breath hold for left-sided breast cancer radiotherapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 16, n. 4, p. 91–99, jul. 2015.

TAUHATA, L. et al. **RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA: FUNDAMENTOS INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR**. Rio de Janeiro: [s.n.]. v. 10ª Revisão

VAN HERK, M.; REMEIJER, P.; LEBESQUE, J. V. **THE PROBABILITY OF CORRECT TARGET DOSAGE: DOSE-POPULATION HISTOGRAMS FOR DERIVING TREATMENT MARGINS IN RADIOTHERAPY**. [s.l: s.n.].

VICINI, F. A. et al. NRG RTOG 1005: A Phase III Trial of Hypo Fractionated Whole Breast Irradiation with Concurrent Boost vs. Conventional Whole Breast Irradiation Plus Sequential Boost Following Lumpectomy for High Risk Early-Stage Breast Cancer. **International Journal of Radiation Oncology\*Biological\*Physics**, v. 114, n. 3, p. S1, nov. 2022.

WARD, M. C. et al. **ESSENTIALS of CLINICAL RADIATION ONCOLOGY ESSENTIALS of CLINICAL RADIATION ONCOLOGY ESSENTIALS of CLINICAL RADIATION ONCOLOGY**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <[www.springerpub.com](http://www.springerpub.com)>.

WOLF, J. et al. Deep inspiration breath-hold radiation therapy in left-sided breast cancer patients: a single-institution retrospective dosimetric analysis of organs at risk doses. **Strahlentherapie Und Onkologie**, v. 199, n. 4, p. 379–388, 2023.

XIN, X. et al. Retrospective Study on Left-Sided Breast Radiotherapy: Dosimetric Results and Correlation with Physical Factors for Free Breathing and Breath Hold Irradiation Techniques. **Technology in Cancer Research & Treatment**, v. 20, 2021.

YANG, W. et al. Clinical experience using a video-guided spirometry system for deep inhalation breath-hold radiotherapy of left-sided breast cancer. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 16, n. 2, p. 251–260, mar. 2015.

YOSHITAKE, T. et al. Breath-hold monitoring and visual feedback for radiotherapy using a charge-coupled device camera and a head-mounted display: System development and feasibility. **Radiation Medicine - Medical Imaging and Radiation Oncology**, v. 26, n. 1, p. 50–55, jan. 2008.

YUCHENG, L. et al. Correlation between the setting of gating window width and setup accuracy in left breast cancer radiotherapy based on deep inspiration breath hold. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, 2023.

ZHAO, F. et al. Abdominal DIBH reduces the cardiac dose even further: a prospective analysis. **Radiation Oncology (London, England)**, v. 13, 2018.