

Universidade Vale Do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento
Programa de Doutorado em Engenharia Biomédica

HELTON GÍRIO MATOS

**DETECTOR IONIZOGRÁFICO PARA DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE
MAMA**

São José dos Campos - SP

2021

HELTON GÍRIO MATOS

**DETECTOR IONIZOGRÁFICO PARA DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE
MAMA**

Tese de doutorado defendida no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Marco Antônio Ramirez Ramos

São José dos Campos, SP

2021

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE DIVULGAÇÃO DA OBRA

Ficha catalográfica

Matos, Helton Gírio
Detector ionizográfico para diagnóstico de câncer de mama /
Helton Gírio Matos; orientador, Marco Antônio Ramirez Ramos. -
São José dos Campos, SP, 2021.
1 CD-ROM, 74 p.

Tese (Doutorado) - Universidade do Vale do Paraíba, São José
dos Campos. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Inclui referências

1. Engenharia Biomédica. 2. Neoplasias da Mama. 3.
Diagnóstico por Imagem. I. Ramirez Ramos, Marco Antônio, orient.
II. Universidade do Vale do Paraíba. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica. III. Título.

Eu, Helton Gírio Matos, autor(a) da obra acima referenciada:

Autorizo a divulgação total ou parcial da obra impressa, digital ou fixada em
outro tipo de mídia, bem como, a sua reprodução total ou parcial, devendo o
usuário da reprodução atribuir os créditos ao autor da obra, citando a fonte.

Declaro, para todos os fins e efeitos de direito, que o Trabalho foi elaborado
respeitando os princípios da moral e da ética e não violou qualquer direito de
propriedade intelectual sob pena de responder civil, criminal, ética e
profissionalmente por meus atos.

São José dos Campos, 28 de Outubro de 2021.


Autor(a) da Obra


Data da defesa: _____/_____/_____

HELTON GÍRIO MATOS

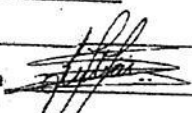
“DETECTOR IONIZOGRÁFICO PARA DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA.”

Tese aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba – Univap, pela seguinte banca examinadora:

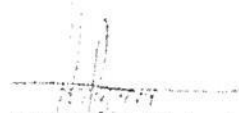
PROF.^a DR.^a LÚCIA VIEIRA 

PROF. DR. MARCO ANTONIO RAMIREZ RAMOS 

PROF. DR. ALESSANDRO CORRÊA MENDES 

PROF. DR. JULIAN ANDRES SALAMANCA BERNAL- Univ. Distrital Bogotá/Colômbia 

PROF. DR. HARILTON DA SILVA ARAÚJO - UESPI 


Prof.^a Dr.^a Lúcia Vieira

Diretora do IP&D – Univap

São José dos Campos, 03 de setembro 2021.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meus irmãos, em especial a meu filho, motivo de muito amor e resiliência. A meus pais, para quem devo tudo e que sem a ajuda não teria chegado tão longe.

A meus amigos que sempre deram muito apoio e incentivo a essa iniciativa. Em especial a Rodrigo de Moraes Melo, que assim como no mestrado, sempre muito solícito, me deu suporte e apoio para que o trabalho chegasse a esse ponto.

A Profa. Dra, Lúcia Vieira, que desde meu ingresso no programa demonstrou muita competência, responsabilidade e sempre muito solícita.

Ao prof. Dr. Marco Antônio Ramirez Ramos que é orientador do presente trabalho e por todo esse caminho tem contribuído para que esse momento aconteça.

Aos demais membros da banca, Prof. Alessandro Corrêa Mendes, Prof. Julian Salamanca e Prof. Harilton Araújo por terem feito importantes considerações fazendo com que este trabalho se torne melhor.

A Sra. Diva, Miriam, Nanci, que estiveram disponíveis para ajudar a todo momento.

A Profa. Sandra Costa, por quem tenho gratidão e admiração.

E a todos os demais funcionários da UNIVAP, que direta ou indiretamente proporcionaram que o objetivo desse doutorado fosse cumprido.

RESUMO

A cada dia aumenta a quantidade de vítimas do câncer. Só no ano de 2020 acometeu 626.030 pessoas no Brasil, segundo estimativas do Instituto Nacional do Câncer (INCA). A única forma para a diminuição desses números é o diagnóstico precoce. No presente estudo é caracterizado um invento chamado Detector Ionizográfico, que realiza Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) produzindo informações metabólicas. Possibilita diagnóstico preciso do câncer de mama quanto a sua malignidade. Para comprovar sua efetividade, foi feita uma avaliação comparativa entre o Detector Ionizográfico e o Tomografia por Emissão de Pósitrons/Tomografia Computadorizada (PET/CT) para análise de dados metabólicos. A pesquisa foi realizada com 3 pacientes que apresentaram câncer de mama documentado por histopatológico. A partir dos resultados foi possível comprovar a eficiência do aparelho. Possibilitando assim, uma opção de diagnóstico de malignidade preciso e de baixo custo. Seguindo a tendência, o Detector Ionizográfico pode ser hibridizado com alguma tecnologia de imagens anatômicas, como o Ultrassom (US). Com isso é possível promover maior acesso a diagnósticos precisos, aumentando sensivelmente a possibilidade de diagnósticos precoces, viabilizando a cura ou melhor estadia do paciente.

Palavras chave: câncer; nódulo; mama; PET/CT; Detector Ionizográfico.

IONIZOGRAPHIC DETECTOR FOR BREAST CANCER DIAGNOSIS

ABSTRACT

Every day the number of cancer victims increases. In 2020 alone, 626,030 people were affected in Brazil, according to estimates by the National Cancer Institute (INCA). The only way to reduce these numbers is early diagnosis. In the present study, an invention called Ionizographic Detector is characterized, which performs Positron Emission Tomography (PET) producing metabolic information. Enables accurate diagnosis of breast cancer regarding its malignancy. To prove its effectiveness, a comparative evaluation was made between the Ionizographic Detector and the Positron Emission Tomography/Computerized Tomography (PET/CT) for analysis of metabolic data. The survey was conducted with 3 patients who had histopathologically documented breast cancer. From the results it was possible to prove the efficiency of the device. Thus enabling an accurate and cost-effective malignancy diagnosis option. Following the trend, the Ionizographic Detector can be hybridized with some anatomical imaging technology, such as Ultrasound (US). With this, it is possible to promote greater access to accurate diagnoses, significantly increasing the possibility of early diagnoses, enabling a cure or a better stay for the patient.

Keywords: câncer; lump; breast; PET/CT; Ionizographic Detector.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Mamógrafo.....	16
Figura 2 - Aparelho de Ultrassom	18
Figura 3- PET/CT	20
Figura 4 - <i>Simulator for Arduino</i>	22
Figura 5 - Primeira versão do Detector Ionizográfico	25
Figura 6 - Teste com a Placa Arduino Geiger montada	25
Figura 7 - Colimador	26
Figura 8 - Colimador	26
Figura 9 – Detector Ionizográfico	27
Figura 10 – Mapa da Placa	28
Figura 11 – Arduino Nano atmega 328p	30
Figura 12 - Mapa do Arduino Nano	31
Figura 13 - Placa GLCD ST7920	31
Figura 14 - Esquemático do GLCG	32
Figura 15 - Módulo Bluetooth HM10 com Mapa do Circuito	33
Figura 16 - Módulo FTDI	34
Figura 17 - Mapa do Receptor Bluetooth	34
Figura 18 - Gráfico de Contagens por tempo do Cobalta 60 (^{60}Co).....	35
Figura 19 - Sensor Geiger Muller LND 71623.....	36
Figura 20 - Mapa da Conexão do Sensores Geiger com o Arduino	37
Figura 21 - Estrutura de ^{18}FDG	39
Figura 22 - Desenho esquemático da utilização do Detector Ionizográfico	40
Figura 23 - Marcações na paciente	41
Figura 24 - Software do Detector Ionizográfico.....	42
Figura 25 - Painel de Funções do Probe Detector	43
Figura 26 - Área de Trabalho do Probe Detector	43
Figura 27 - Diagrama de Blocos.....	44
Figura 28 - Imagem - Maximum Intensity Projection (MPI).....	47
Figura 29 – Paciente 1 - Corte transversal do paciente	48
Figura 30 – Paciente 1 - Imagem Tomográfica da paciente	48
Figura 31 – Paciente 1 - Sobreposição de dados morfológicos e metabólicos.....	49
Figura 32 - Sala de Exames	49
Figura 33 - Paciente 1 - Imagem do Ultrassom da Mama Esquerda	50
Figura 34 - Paciente 1 – Captações por Segundo (ME)	51
Figura 35 - Paciente 1 – Captações por Segundo (MD).....	52
Figura 36 – Paciente 2 - Maximum Intensity Projection (MPI).....	53
Figura 37 - Paciente 2 - Corte transversal do paciente	54
Figura 38 - Paciente 2 - Imagem tomográfica da paciente	54
Figura 39 - Paciente 2 - Sobreposição de dados morfológicos e metabólicos	55
Figura 40 - Paciente 2 - Ultrassom	55
Figura 41 - Paciente 2 – Captações por Segundo (ME)	56
Figura 42 - Paciente 2 – Captações por Segundo (MD).....	57
Figura 43 - Paciente 3 - Imagem de Perfusão Multicárdica	58
Figura 44 - Paciente 3 - Corte trasnversal	58
Figura 45 - Paciente 3 - Imagem tomográfica	59
Figura 46 - Sobreposição das imagens morfológicas e metabólicas	59
Figura 47 - Paciente 3 - Ultrassom da Mama Esquerda	60
Figura 48 - Paciente 3 – Captações por Segundo (ME)	61

Figura 49 - Paciente 3 – Captações por Segundo (MD).....	62
Figura 50 - Análise das Médias de Contagens	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparativo de Equipamentos	23
Tabela 2 – Componentes do Detector Ionizográfico	29
Tabela 3 – Pinos do GLCD ST7920	32
Tabela 4 - Captações 1ª Marcação Mama Esquerda (P1).....	50
Tabela 5 – Tabela Descritiva	64
Tabela 6 - Teste de Levene e Teste t	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CA	<i>Cancer Antigen</i>
CAD	<i>Computer-Aided Detection</i>
Ci	Curie
CPS	Contagem por segundo
CT	<i>Computed Tomography</i>
FDG	Fluordesoxiglicose
I/O	<i>Input/Output</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
IMEB	Imagens Médicas de Brasília
INCA	Instituto Nacional do Câncer
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MPI	<i>Maximum Intensity Projection</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
RM	Ressonância Magnética
SPI	Serial Peripheral Interface
SUS	Sistema Único de Saúde
SUV	<i>Standard Uptake Value</i>
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UDI	Unidade de Diagnóstico por Imagem
US	Ultrassom
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
USP	Universidade de São Paulo
VDC	<i>Voltage Direct Current</i>
μSv	microSievert

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 OBJETIVO GERAL.....	15
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
3 MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1 DETECTOR IONIZOGRÁFICO	24
3.2 METODOLOGIA.....	37
3.3 RISCOS E BENEFÍCIOS.....	44
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
4.1 EXAMES EM PACIENTES	46
4.1.1 PACIENTE 1.....	46
4.1.2 PACIENTE 2.....	52
4.1.3 PACIENTE 3.....	57
4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	62
5 CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS	69

1 INTRODUÇÃO

Segundo Pereira, Santos e Sakae (2010) o Brasil vem apresentando, predominantemente, o crescimento da população idosa. Conseqüentemente observa-se aumento na incidência de doenças, que são características desse grupo de risco. Esforços têm sido aplicados na prevenção e diagnóstico dessas doenças.

O câncer de mama é hoje um relevante problema de saúde pública. É a neoplasia maligna mais incidente em mulheres na maior parte do mundo. De acordo com as últimas estatísticas mundiais do Globocan 2018 (BRAY, 2018), foram estimados 2,1 milhões de casos novos de câncer e 627 mil óbitos pela doença. Segundo o Concord-3 (ALLEMANI, 2018), no Brasil, as estimativas de sobrevida em cinco anos foram de 76,9% (75,5 - 78) para o período de 2005 a 2009 e de 75,2% (73,9 - 76,5) para o período de 2010 a 2014. Esses números aumentaram em 2018, totalizando 59.700 novos casos e correspondendo a 29,5% do total de número de câncer diagnosticados em mulheres (INCA, 2019).

A taxa de mortalidade por câncer de mama, ajustada pela população mundial, foi 14,23 óbitos/100.000 mulheres, em 2019, com as maiores taxas nas regiões Sudeste e Sul, com 16,14 e 15,08 óbitos/100.000 mulheres, respectivamente (INCA, 2021).

Os principais sinais e sintomas de câncer de mama são nódulo na mama e/ou axila, dor mamária e alterações da pele que recobre a mama, como abaulamentos ou retrações com aspecto semelhante à casca de laranja, segundo INCA (2002 *apud* SILVA; RUI, 2011). Os cânceres de mama localizam-se, principalmente, no quadrante superior externo, e em geral, as lesões são indolores, fixas e com bordas irregulares, acompanhadas de alterações da pele quando em estágio avançado, segundo Smeltzer (2006 *apud* SILVA; RUI, 2011).

O câncer de mama considerado esporádico, ou seja, sem associação com o fator hereditário, representa mais de 90% dos casos de câncer de mama em todo mundo (TIEZZI, 2009). Diferentemente de outras moléstias, é fundamental o rastreamento do câncer, pois não é conhecida nenhuma forma de prevenção a neoplasias de mama, restando apenas o diagnóstico precoce para cura ou tratamento, prolongando a vida do paciente. Rastreamento do câncer de mama consiste em identificar o câncer em seus estágios iniciais, em populações assintomáticas e, com isso, possibilitar a mudança em seu prognóstico (GEBRIM; QUADROS, 2006). Para isso, existem várias técnicas para detecção e avaliação do câncer de mama.

O rastreamento anual a partir dos 40 anos, muito popular no Brasil, também está associado a um aumento da probabilidade de desenvolvimento de câncer

radioinduzido. Quando o rastreamento bienal a partir dos 50 anos é comparado ao rastreamento anual a partir dos 40, o número de cânceres radioinduzidos pelo rastreamento aumenta em quase cinco vezes, correspondendo a mais de 100 casos adicionais de câncer radioinduzido em 100 mil mulheres rastreadas, segundo Miglioretti (2016 *apud* MIGOWSKI *et al.*, 2018).

O câncer de mama pode ser definido como uma multiplicação exagerada de células epiteliais malignas que revestem os ductos ou lóbulos da mama. A neoplasia mamária é uma doença clonal, onde uma única célula modificada torna-se capaz de expressar todo potencial maligno (KASPER *et al.*, 2016). A detecção precoce de uma doença é possível por meio de educação para o diagnóstico precoce em pessoas sintomáticas ou do rastreamento (triagem) em populações assintomáticas (THULER *et al.*, 2003).

O diagnóstico precoce é de suma importância, pois a partir dele se inicia o tratamento mais apropriado e eficaz, aumentando a expectativa de vida do paciente. Importante também ter consciência da doença, como ela se comporta, e cada uma de suas etapas, desde os exames de diagnóstico até o tratamento.

Apesar de ser considerado um câncer com bom prognóstico se diagnosticado e tratado corretamente, as taxas de mortalidade continuam elevadas, provavelmente porque o diagnóstico é feito em estádios avançados. A sobrevivência média após cinco anos na população de países desenvolvidos é de cerca de 85%, enquanto nos países em desenvolvimento fica em torno de 60% (INCA, 2012). Apesar de o rastreamento mamográfico permitir redução de mortalidade de até 18% nas mulheres com idade entre 40 e 50 anos, a redução supera 30% após os 50 anos e a relação custo benefício é mais favorável nesta população mais idosa (GEBRIM; QUADROS, 2006)

Esforços têm sido aplicados visando o desenvolvimento de novos equipamentos e métodos, capazes de proporcionar o diagnóstico precoce do câncer de mama. Houve grande avanço com a detecção auxiliada por computador (*Computer-Aided Detection – CAD*), proporcionando aumento na qualidade das imagens e conseqüentemente na sensibilidade dos diagnósticos radiológicos em até 21%. Com isso, houve diminuição de falsos-positivos e falsos-negativos nos diagnósticos realizados (CALAS; GUTFILEN; PEREIRA, 2012).

Pouco mais de 100 anos depois da descoberta do primeiro método de obtenção de imagens não-invasivas do interior do corpo humano, a medicina diagnóstica está passando por uma revolução igualmente profunda e transformadora. Houve aumento fenomenal nas técnicas digitais, baseadas em computador que procuram tratar a imagem como um complexo problema matemático (SABBATINI, 1999).

A qualidade da imagem pode ser entendida como uma imagem mamográfica com densidades óticas perceptíveis ao olho humano e de boa visualização de tecidos relevantes para um diagnóstico seguro, influenciada pela densidade da mama, técnica radiográfica, localização da lesão, características de malignidade e cansaço do radiologista (VILLAR *et al.*, 2015).

Infelizmente a maior parte dos investimentos tem sido realizada pela iniciativa privada. Consequentemente, o acesso a diagnósticos mais precisos está disponível para uma pequena parcela da população. Para o sistema público de saúde restam predominantemente os recursos menos onerosos e consequentemente apresentando falhas e imprecisões no diagnóstico.

Segundo Alvares e Michell (2003), métodos diagnósticos de imagem como mamografia, ultrassonografia e cintilografia, são exames imprescindíveis no diagnóstico do câncer de mama e no acompanhamento após o procedimento cirúrgico, porém, todos apresentam limitações específicas.

O PET-CT (do inglês PET-CT, *Positron Emission Tomography – Computed Tomography*) é uma revolucionária técnica para diagnóstico de câncer. Para realização de um exame com o PET-CT é injetado na veia do paciente um rádio-traçador, ou seja, um radiofármaco para identificar mudanças que ocorrem no metabolismo das células. Vale destacar que, com a tecnologia atual, o PET/CT ainda não deve ser usado como primeiro exame de imagem para o diagnóstico do câncer de mama (BITENCOURT *et al.*, 2014).

Outros exames apresentados neste trabalho não apresentam o mesmo grau de precisão atingido pelo PET-CT. Ele sobrepõe imagens metabólicas geradas pelo PET com as imagens anatômicas geradas pelo tomógrafo, possibilitando identificar a forma e malignidade do tumor. No entanto, um exame com esse aparelho custa, em média, de mil dólares. Com a utilização do Ultrassom (US), exame de custo mais acessível, é possível observar as imagens anatômicas do tumor, contudo sem a possibilidade de diagnóstico diferencial de malignidade.

Em consequência, é fácil imaginar a dificuldade da população menos favorecida em ter acesso a exames de diagnóstico preciso. Há limitação do Sistema Único de Saúde - SUS em oferecer esse tipo de exame, bem como a resistência dos planos de saúde em autorizar o procedimento para o assegurado.

Em dezembro de 2014 o Ministério da Saúde publicou a Portaria Nº 1.340 incorporando o PET-CT ao Sistema Único de Saúde (SUS) para os seguintes tumores: pulmão de células não pequenas potencialmente ressecável; metástase exclusivamente de câncer colorretal; e para o estadiamento e avaliação da resposta ao tratamento de linfomas de Hodgkin e não Hodgkin. Antes da publicação dessa Portaria, o PET-CT era realizado por meio de judicializações.

O presente estudo tem por objetivo apresentar uma forma revolucionária para detecção

de dados metabólicos do câncer de mama. Com eficiência comprovada em experimentos já realizados, que merece atenção. Sobretudo devido à expressiva redução dos custos envolvidos na fabricação do aparelho, à acessibilidade e eficiência, contribuindo para mudança do cenário atual em diagnóstico de câncer de mama.

Seguindo a tendência atual de hibridização das tecnologias, a exemplo do Positron Emission Tomography - Computed Tomography (PET/CT) e do Positron Emission Tomography - Ressonância Magnética (PET/RM), é proposto o mesmo como invento. O Ultrassom apresenta boa captação de imagens anatômicas para tumores de mama, porém não detecta se o nódulo é maligno ou benigno. A hibridização do Detector Ionizográfico com um Ultrassom possibilitaria a análise de aspectos morfometabólicos para um diagnóstico tão preciso quanto os disponibilizados pelo PET/CT, aparelho que apresenta a melhor precisão no diagnóstico, porém a custos bem elevados.

A hibridização proposta também viabilizaria custos bem menores tanto para aquisição, como para manutenção e realização de exames, dispondo de informações referentes ao formato e malignidade de nódulos mamários. Possibilitando assim maior acesso a população em geral a diagnósticos precisos e consequentemente a melhor estadia do paciente, uma vez que a detecção precoce é fundamental para o tratamento e possível cura.

1.1 OBJETIVO GERAL

Caracterizar e avaliar a assertividade e a precisão do diagnóstico referente a dados metabólicos de nódulos mamários malignos utilizando o Detector Ionizográfico.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a eficácia na detecção de características metabólicas de nódulos mamários malignos por PET/CT e por Detector Ionizográfico.
- Analisar a acurácia dos diagnósticos gerados pelo Detector Ionizográfico.
- Desenvolver um colimador de detecção de corpo inteiro onde o exame terminaria em poucos segundos em vez de vários minutos como acontece em exames compatíveis.
- Avaliar o grau de adequação de um colimador com cinco sensores na detecção de dados metabólicos.
- Apresentar um aparelho de dimensões pequenas, portátil e de baixo custo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A mamografia é o método de imagem radiológico mais conhecido para o diagnóstico de neoplasias mamárias. Geralmente indicado para mulheres acima de 35 anos, e permite a identificação de alterações que não foram detectadas no autoexame da mama (SILVA; RIUL, 2011). É uma técnica de diagnóstico baseada em uma avaliação morfológica a qual tem grande relevância para a redução da mortalidade por câncer de mama. Uma das principais vantagens deste exame é o baixo custo, proporcionando acesso a grande parcela da população.

A Figura 1 ilustra o mamógrafo. Essa técnica apresenta pontos fracos no rastreamento de paciente que apresente mamas densas, alterações mamárias pós-cirúrgicas e implantes mamários. Um dificultador do diagnóstico é o fato do tecido mamário normal e o patológico possuírem densidades radiológicas semelhantes. Devido aos fatores apresentados, essa metodologia apresenta sensibilidade satisfatória mais evidente em casos de câncer de mama em estágio precoce. O resultado da mamografia depende de muitos fatores, entre eles o mais importante é a densidade da mama. Quando a mama está menos densa a mamografia apresenta maior sensibilidade e melhor resultado em comparação com situações em que a mama é densa (CHALA; BARROS, 2007).

Figura 1 - Mamógrafo



Fonte: Dr Pixel, 2015.

Esse exame geralmente é indicado para mulheres com idade inferior a 50 anos, com alguma suspeita de alterações na mama e nas quais a densidade da mama é maior, facilitando o diagnóstico precoce da doença (NASCIMENTO; SILVA; MACIEL, 2009). Existe a possibilidade de utilização de contraste iodado endovenoso, pois o câncer sofre realce após a injeção do produto e apresenta significativos ganhos de sensibilidade e de especificidade quando comparada à mamografia digital.

A ultrassonografia mamária foi descrita na literatura pela primeira vez em 1951, quando Wild e Neal divulgaram seus estudos, descrevendo as características acústicas, *in vivo*, de dois tumores mamários, um benigno e um maligno. Utiliza ondas de som que são emitidas a partir de um aparelho semelhante a um microfone que quando passado sobre a mama cria uma imagem do interior da mama. É um exame simples e confortável para o paciente quando comparado com a Ressonância Magnética (RM). Por se tratar de um exame sem radiação ionizante, de execução simples e rápida, e por não utilizar compressão, é bem tolerado e aceito pelas pacientes (CALAS; KOCH; DUTRA, 2007).

O ultrassom, conforme ilustrado na Figura 2, tem importante papel como exame complementar à mamografia e ao exame clínico. Além de detectar lesões ocultas à mamografia, ajuda na diferenciação entre nódulos císticos e sólidos e na caracterização do grau de suspeição dos nódulos sólidos (BARRA; BARRA; BARRA SOBRINHO, 2012). Por outro lado, apresenta dificuldades em identificar no rastreamento a natureza maligna ou benigna assim como a identificação de lesões menores que 1 cm.

Figura 2 - Aparelho de Ultrassom



Fonte: Portal do médico, 2021.

Além disso, por ser o único método por imagem em tempo real amplamente acessível na atualidade, a ultrassonografia representa ótimo guia para direcionamento dos procedimentos invasivos, permitindo a escolha do menor trajeto da pele até a área de interesse, com maior rapidez e mínimo desconforto para a paciente. Dentre os fatores dificultadores de diagnóstico pelo ultrassom estão também a localização da lesão, a experiência do profissional e a qualidade do aparelho (CALAS; KOCH; DUTRA, 2007).

Segundo o Instituto Nacional de Câncer, a mamografia é o método de escolha para o rastreamento do câncer de mama em mulheres com mais de 50 anos. Porém, pacientes com mamas densas podem apresentar resultados mamográficos falsos negativos, portanto a US complementar é indicada por ser um método de imagem de baixo custo, de fácil acesso e bem tolerado. Além disso, a associação entre mamografia e US apresenta sensibilidade > 90% na detecção de alterações mamárias em mamas com menor teor de gordura. Segundo INCA (2004 *apud* ALVARES et al., 2012).

Em 1986, a Ressonância Magnética foi utilizada pela primeira vez no estudo da mama e, a partir de então, este método diagnóstico passou por significativos avanços, revelando-se promissor na investigação do câncer mamário (ALVARES; MICHELL, 2003). Com relação ao custo dos exames, tomando como base a RM, a imagem molecular mamária custa cerca de 70-80% e a mamografia com contraste, 50% (BARRA; BARRA; BARRA SOBRINHO, 2012).

Os dados de literatura também referem que a ressonância magnética mamária se mostra mais efetiva no diagnóstico diferencial entre lesões tumorais benignas e malignas por avaliar,

com maiores detalhes, o tamanho e as características morfológicas do tumor, assim como a relação entre a lesão tumoral e as estruturas anatômicas adjacentes (ALVARES; MICHELL, 2003).

É indicada principalmente na avaliação de diagnósticos inconclusivos obtidos com a ultrassonografia e mamografia, apresentando como desvantagens o alto custo, o longo tempo do exame e suas contraindicações. Tem apresentado bons resultados no uso com gadolínio como contraste (paramagnético), visto que o câncer mamário apresenta grande impregnação quando na fase precoce, o que possibilita avaliar lesões como benignas ou malignas. A ressonância magnética é um exame preciso, porém de alto custo, o que impossibilita o acesso para todos (NASTRI; MARTINS; LENHARTE, 2011).

A produção de imagem pelo Tomógrafo Emissor de Póstron (*Positron Emission Tomographs* - PET) ocorre pela emissão de pósitrons e esta técnica tem se destacado no diagnóstico do câncer de mama, pois permite a visualização e o acompanhamento de imagens metabólicas.

Os avanços recorrentes em modalidades de diagnóstico por imagem mostram atenção da hibridização de técnicas consagradas na tentativa de agregar valor diagnóstico e melhorar a qualidade dos exames de imagem atuais (SILVA *et al.*, 2016). Seguindo a tendência de hibridização das tecnologias, temos o PET/Tomografia Computadorizada e o PET/Ressonância magnética, possibilitando além de imagens metabólicas, a sobreposição com imagens anatômicas do câncer em análise.

A Tomografia por Emissão de Pósitrons, também denominada PET/CT, vem ganhado espaço como um exame de diagnóstico para neoplasia mamária. A Figura 3 mostra o aparelho mencionado. Utiliza um radiofármaco, o F-flúor-2-deoxi-D-glicose (F-FDG), possibilitando a captação de alterações relacionadas ao metabolismo da glicose em várias partes do corpo, sendo que cada parte possui sua concentração (BITENCOURT *et al.*, 2014). Na Figura 5 é apresentado um PET/CT.

Figura 3- PET/CT



Fonte: Portal Hospitais Brasil, 2021.

PET/Tomografia Computadorizada sintetiza, à perfeição, a busca ideal de conjugar as imagens bioquímicas do PET com a localização espacial refinada proporcionada pela tomografia computadorizada helicoidal (CAMARGO, 2005). O PET/Ressonância Magnética é uma modalidade de imagem médica que tem demonstrado grande aplicabilidade na avaliação de lesões neoplásicas em geral, bem como as da mama, devido ao elevado contraste de tecidos moles proporcionado pela Ressonância Magnética, unido aos dados metabólicos e funcionais da PET (SILVA *et al.*, 2016).

O desenvolvimento da metodologia do PET ocorreu a partir de 1950, quando foi feita a primeira imagem com o aparelho desenvolvido no laboratório de pesquisas físicas do hospital geral de Massachussets (MACHADO; PLEITEZ; TIJERO, 2006). Essa tecnologia evoluiu e hoje é referência no diagnóstico de câncer. Com o estudo objetiva-se a comprovação de diagnósticos preciso de um novo aparelho para detecção de câncer de mama. Que assim como aconteceu com o PET e outras tecnologias, cresça e se dissemine proporcionando o surgimento e desenvolvimento de uma nova especialidade médica dedicada ao diagnóstico do câncer de mama.

O PET-CT é uma revolucionária técnica para diagnóstico de câncer, que une a tecnologia do PET com a da Tomografia. Com isso, é possível detectar dados metabólicos com o PET e dados morfológicos, com a Tomografia Computadorizada.

Outras tecnologias em uso na atualidade não apresentam o mesmo grau de precisão

atingido pelo PET-CT. No entanto, um exame com esse aparelho custa em média mil dólares. Com a utilização do Ultrassom, exame de custo mais acessível, é possível observar a imagem do tumor, ou seja, aspectos morfológicos. Porém sem a possibilidade de diagnóstico diferencial de malignidade. O Detector Ionizográfico apresenta um custo acessível de aquisição, consequentemente o custo do exame diminui drasticamente, possibilitando maior acesso a um diagnóstico preciso.

O Detector Ionizográfico é um aparelho devidamente patentado no ano de 2014 (INPI-Br 1020140060120), com aplicação no campo de diagnósticos médicos, na área de medicina Nuclear. Trata-se de um aparelho em um segmento ainda não explorado da detecção de imagens de forma não cintilográfica, ou seja, sem a necessidade de um cristal cintilográfico.

É um equipamento detector de radiação gama e Raios-X, baseado em uma célula de ionização que transforma a radiação em pulso elétrico (Detector Geiger-Muller), envolto por um colimador individual, que transmite o mesmo pulso que é analógico a um sistema remoto de análise (Placa Arduino), e por fim converte o sinal analógico em sinal digital e gera uma imagem representada no computador.

Ele utiliza vários conhecimentos em um só aparelho (Geiger-Muller; Arduino, Radiationwatcher, current variation reader) para criar uma maneira inovadora na detecção do câncer de mama. Utiliza método semelhante ao adotado no PET para detecção de sinais.

O contador Geiger_Muller foi desenvolvido pelos físicos Hans Geiger e Walther Muller entre os anos de 1908 e 1913, objetivando medir a intensidade de substâncias radiativas. O dispositivo possui um tubo cilíndrico de metal preenchido com gás argônio que em condições normais não conduz corrente elétrica entre os eletrodos, ou seja, funciona como um isolante. Ele é misturado com um gás congelante para que o gás argônio não seja totalmente ionizado. Existe um eletrodo central que funciona como anodo, ou seja, um eletrodo onde a carga elétrica positiva flui. O corpo do cilindro funciona como um cátodo, ou seja, acumula a carga negativa de uma fonte elétrica.

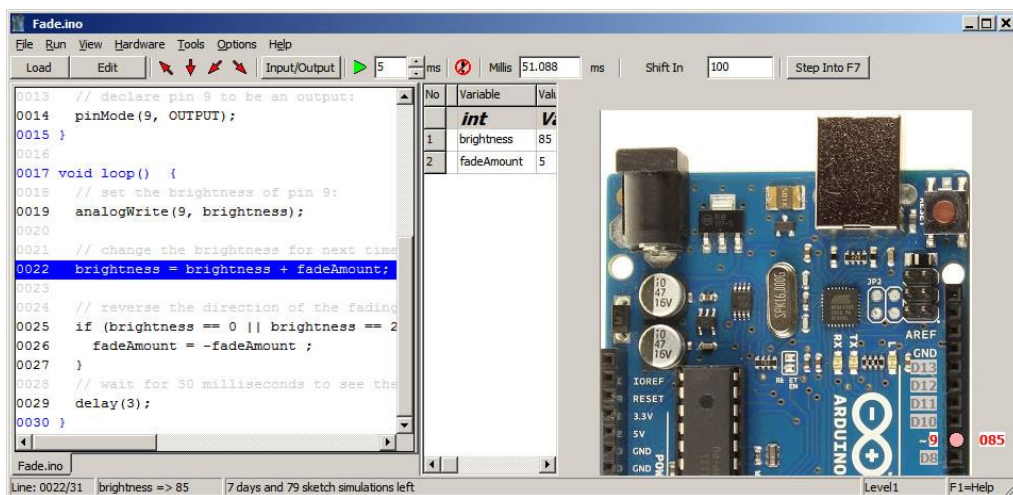
Quando uma radiação ionizante, ou seja, capaz de liberar elétrons, surge, produz uma avalanche de elétrons que é traduzida em uma representação visual no computador. O sistema eletrônico do Detector Ionizográfico foi projetado sobre a plataforma Arduino Geiger. Permite integrar *software* e *hardware* sem a necessidade de manipulação direta dos circuitos físicos. Sua prototipação é aberta e a linguagem de programação utilizada em sua arquitetura foi a linguagem “C”.

Souza *et al.* (2011) mencionam que o Arduino é uma plataforma de *hardware* de código aberto (*open source*), de fácil utilização, ideal para a criação de dispositivos que permitam

interação com o ambiente, dispositivos estes que utilizem como entrada sensores de temperatura, luz e som entre outros, e como saída LEDs, motores, *displays*, auto-falantes, etc., criando desta forma possibilidades ilimitadas.

O Detector Ionizográfico utiliza, dentre vários outros modelos de placas Arduino disponíveis no mercado, a Arduino Geiger. A escolha foi devido a simplicidade e capacidade de cumprir os requisitos impostos pelo projeto. Ela tem o papel de conversão de sinais analógicos oriundos do detector Geiger-Muller em sinais digitais para serem representados diagramaticamente no computador. Foi utilizado um simulador para programação em Arduino chamado *Simulator for Arduino versão 1.6.0.0*, possibilitando a criação do código para o interfaceamento do aparelho Geiger-Muller com o microcomputador sem a necessidade de execução na placa Arduino, conforme apresentado na Figura 4.

Figura 4 - *Simulator for Arduino*



Fonte: Próprio Autor

Foi criada uma *Integrated Development Environment* (IDE) para análise diagramática dos níveis de radiação detectados pelo aparelho com a utilização das linguagens C e Python, linguagens robustas utilizadas pela grande maioria dos desenvolvedores.

A tabela 1 apresenta um resumo das tecnologias analisadas, com suas respectivas vantagens e desvantagens.

Tabela 1 – Comparativo de Equipamentos

Tecnologia	Vantagens	Desvantagens
Mamografia	Baixo custo. Sensibilidade satisfatória mais evidente em casos de câncer de mama em estágio precoce.	Somente Avaliação morfológica. Dificuldades no rastreamento em mamas densas, alterações mamárias pós-cirúrgicas e implantes mamários.
Ultrassom	Importante papel como exame complementar à mamografia e ao exame clínico.	Somente Avaliação morfológica. Dificuldades em identificar no rastreamento a natureza maligna ou benigna assim como na identificação de lesões menores que 1 cm.
Ressonância Magnética	Avalia o tamanho e as características morfológicas do tumor.	Alto custo, longo tempo do exame e suas contraindicações.
PET/RM e PET/CT	Imagens metabólicas, sobreposição com imagens anatômicas do câncer em análise.	Alto custo.
Detector Ionizográfico	Imagens Metabólicas. Baixo custo	Não apresenta imagens morfológicas.

Fonte: Próprio Autor

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 DETECTOR IONIZOGRÁFICO

Inovação, segundo Nascimento, Pitta e Rêgo (2015), “é a implementação de um produto, bem ou serviço, que seja novo ou significativamente melhorado, ou um processo, ou um novo método que traga melhorias para a sociedade e de fato cause impacto e mude a realidade na qual está inserida”.

É necessário tornar as inovações mais acessíveis para a população. O Detector Ionizográfico proporcionará a humanização de um diagnóstico do câncer de mama preciso e de qualidade.

Foram analisadas diversas técnicas de diagnóstico e apresentadas vantagens e desvantagens de cada uma delas. Nenhuma das técnicas possibilita precisão morfológica e metabólica a um custo acessível. Fato que vem causando muitas mortes causadas pelo câncer de mama devido à falta de diagnóstico precoce, conforme já citado.

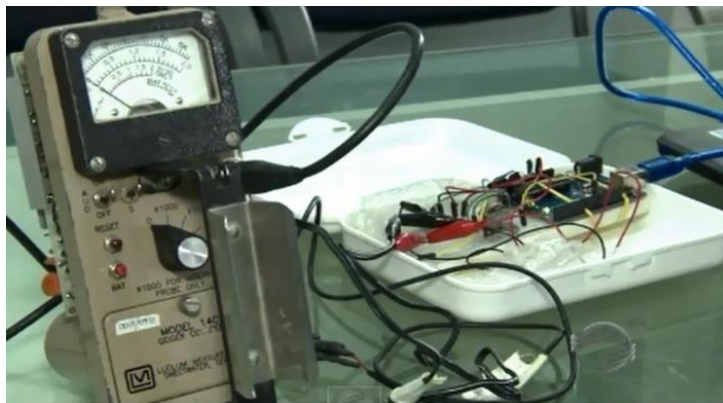
Segundo Jales *et al.* (2005) a ultrassonografia, método propedêutico disponível com custo relativamente baixo, tem mostrado desempenho superior à mamografia e ao exame físico na identificação de linfonodos comprometidos.

A precisão e os custos tanto para a aquisição e manutenção dos aparelhos quanto o custo do acesso aos exames são diretamente proporcionais.

O Detector Ionizográfico se aplica ao campo de diagnósticos médicos, dentro da área de Medicina Nuclear. Trata-se de um equipamento a ser utilizado em um segmento ainda não explorado da detecção de imagens de forma não cintilográfica, ou seja, sem a necessidade de um cristal cintilográfico. O aparelho é precisamente um detector de radiação gama e raios-x (radiação eletromagnética), baseado em células de ionização que transformam a radiação em pulso elétrico, envolto em um colimador que transmite o mesmo pulso a um sistema remoto de análise que por fim gera uma imagem na tela do computador.

O aparelho, apresentado na Figura 5, foi idealizado pelo médico nuclear Ary Oliveira Pires juntamente com Helton Gírio Matos, combinando as tecnologias supracitadas. Foi premiado com segunda colocação no 18º Salão do Inventor Brasileiro, realizado em Vitória, no Espírito Santo em 2014. Há outra premiação no mesmo evento realizado em 2017 na 21ª ocorrência, sendo que até então não haviam sido realizados testes em pacientes.

Figura 5 - Primeira versão do Detector Ionizográfico



Fonte: Próprio Autor

Na intenção de não necessitar de um aparelho Geiger Muller, foi criado o Detector Ionizográfico para proporcionar maior precisão e portabilidade do aparelho. A Figura 6 apresenta uma versão da placa montada realizando testes na presença de material radioativo, onde as leituras da radiação emitida foram feitas.

Figura 6 - Teste com a Placa Arduino Geiger montada



Fonte: Próprio Autor

Inicialmente foi feito a criação do aparelho com o colimador possuindo somente um sensor Geiger, conforme a Figura 7. Posteriormente, avançando-se para testes com um colimador com três sensores, para tornar o aparelho mais sensível e preciso em diagnósticos metabólicos. Devido a problemas relacionados a sensibilidade, saturações e homogeneidade entre as captações, o experimento seguiu com dois sensores embutidos no colimador, apresentado na Figura 7.

Figura 7 - Colimador



Fonte: Próprio Autor

Com a evolução da pesquisa, houve a necessidade de proporcionar mais ergonomia ao colimador. Dessa forma, foi feito em impressora 3D um invólucro com suporte para aumentar a precisão ao conduzir os exames experimentais, conforme Figura 8. Para que não haja interferências entre os sensores, na parte interna do colimador é utilizando chumbo. O colimador é um dispositivo construído a partir de um material que absorve radiação, no caso o chumbo. É usado para direcionar e suavizar feixes de radiação.

Figura 8 - Colimador



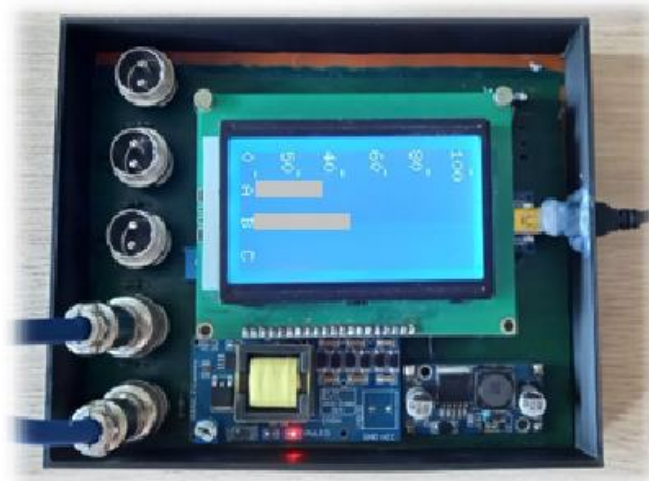
Fonte: Próprio Autor

O Detector Ionizográfico possibilita a análise metabólica, sem possibilidade de análise anatômica do tumor. Com a vantagem de apresentar custos acessíveis tanto para aquisição como para realização de exames.

Em sua composição, o Detector Ionizográfico é de uma junção de componentes eletrônicos acopladas a uma Placa Arduino Nano, conforme Figura 8. Os dois cabos a esquerda da figura correspondem a conexão com dois sensores Geiger, possibilitando uma expansão para até cinco sensores conectados à mesma estrutura. A conexão saindo da placa na direita da Figura 8 corresponde a conexão USB (*Universal Serial Bus*) com o computador para

transmissão de dados e alimentação de energia. O Detector Ionizográfico suporta até cinco sensores, conforme pode ser observado a esquerda na Figura 9.

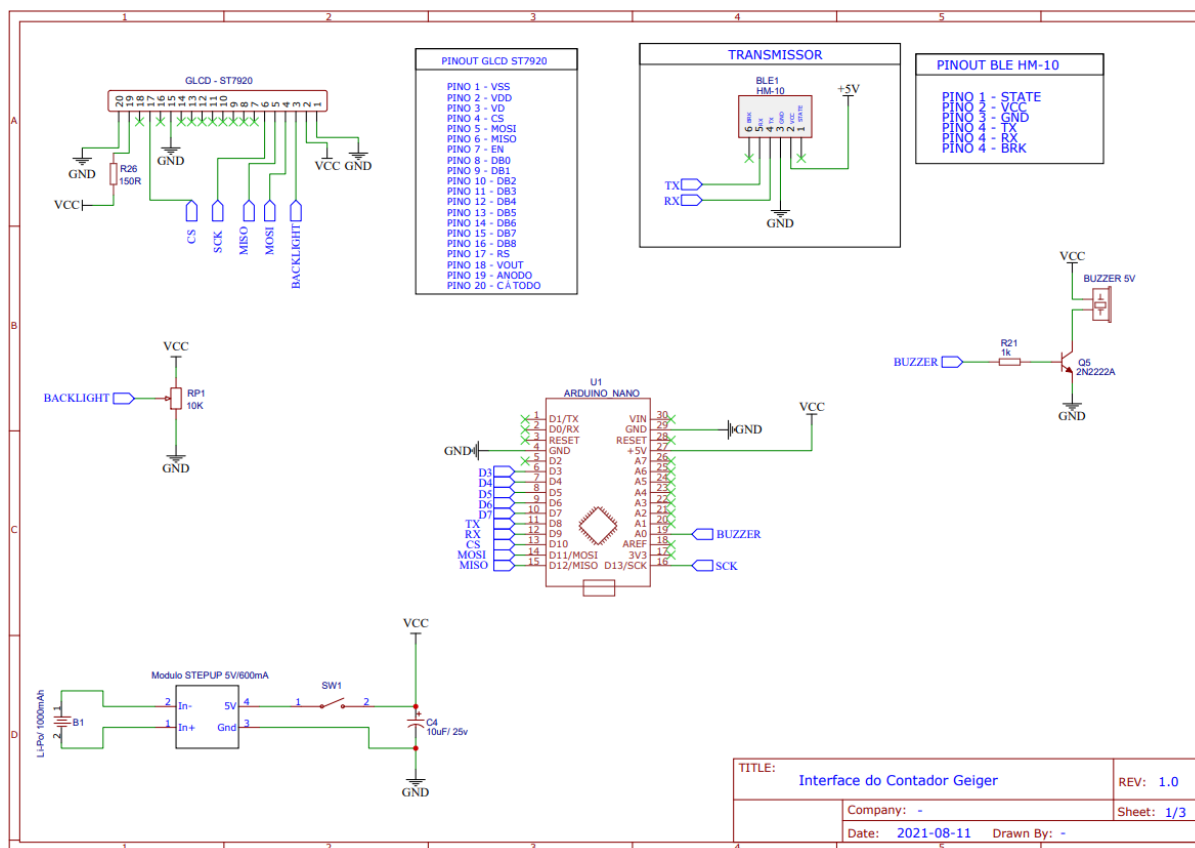
Figura 9 – Detector Ionizográfico



Fonte: Próprio Autor

Para o design do circuito foi utilizado o software CAD chamado *EasyEDA*. A escolha foi devido a atender as demandas do projeto e ser *Opensource*. Essa ferramenta possibilita que seja projetado e simulado placas de circuitos impressos. Na Figura 10 é apresentado o mapa da placa do Detector Ionizográfico.

Figura 10 – Mapa da Placa



Fonte: Próprio Autor

O aparelho é composto por sensores Geiger Muller ligados a uma placa Arduino Nano e uma série de outros componentes eletrônicos. O Detector converte sinais recebidos dos sensores Geiger em sinais digitais. Um software capta esses sinais digitais e converte em imagens para que possam ser analisados e interpretados com mais precisão.

O sistema pode ser alimentado com uma bateria de lítio de 4.2V, podendo atingir 3.2V já em descarregamento. O Detector Ionizográfico quanto alimentado por bateria tem uma autonomia de quatro horas e meia a cinco horas. Pode também ser alimentado eletricamente com uma conexão a uma porta USB.

Na tabela 2 são apresentados os componentes utilizados na criação do Detector Ionizográfico. Dessa forma foram ligados os componentes eletrônicos de acordo com suas especificações de funcionamento. Segundo Nilsson; Riedel (2015) há cinco elementos básicos ideais de circuitos: fontes de tensão, fontes de corrente, resistores, indutores e capacitores.

Tabela 2 – Componentes do Detector Ionizográfico

Nome	Função	Footprint	Quantidade
10uF	Capacitor	CAP-TH_BD4.0-P1.50-D0.8-FD	1
300pF	Capacitor	CAP-TH_L5.0-W4.0-P5.00-D1.0	5
Módulo Bluetooth	HM-10 BLE	HDR-F-2.54_1X6	2
Display GLCD (128x64)	Barra de pinos fêmea	HDR-F-2.54_1X20	1
Botão Táctil	Chave	HDR-F-2.54_1X6	1
STEP UP DC-DC 5V-400V	Módulo conversor DC	HDR-F-2.54_1X2	1
LED Vermelho 5mm	Diodo emissor de luz difuso	HDR-M-2.54_1X2	1
Conector Mike 2 vias	Conector	HDR-M-2.54_1X2	4
Módulo Carregamento	Módulo TP4056	HDR-M-2.54_1X2	2
Bateria Lítio - 1000mAh	Conector para bateria	HDR-M-2.54_1X2	1
2N3904TA	Transistor	TO-92-3_L4.9-W3.7-P2.54-L	5
2N2222A	Transistor	TO-92-3_L4.8-W3.7-P2.54-R	1
10k	Resistor	RTH025W	4
100k	Resistor	RTH025W	4
1k	Resistor	RTH025W	6
220R	Resistor	RTH025W	1
4.7M	Resistor	RTH025W	5
100R	Resistor	RTH025W	1
Chave Alavanca	Chave	SPDT ON-OFF-ON TOGGLE	1
Buzzer Passivo	Áudio	BUZZER-12MM-NS-KIT	1
Arduino Nano	Placa de Desenvolvimento	ARDUINO_NANO	1
StepUp 5V/ 600mA	Elevador de Tensão	STEP UP	1
Placa Cobreada de Fibra de Vidro	Placa de circuito impresso		1
Módulo FTDI	Comunicação Serial TTL		1

Fonte: Próprio Autor

Para a criação do aparelho é gasto em peças por volta de mil dólares, desconsiderando os gastos com todas as versões anteriores e peças testadas e adaptadas. Sendo o componente de maior custo os sensores Geiger Muller, onde das várias especificações disponíveis no mercado, foi escolhido o Sensor Geiger Muller LND 71623 por apresentar resultados satisfatórios referentes a captação e dimensões mínimas (5,2 x 21,4mm).

O Detector Ionizográfico utiliza uma Placa Arduino Nano ATmega 328p (USP MINI), conforme apresentado na Figura 11. A escolha do modelo Arduino foi devido a simplificada comunicação e a possibilidade de programação muito facilitada através do programa Arduino IDE, além de disponibilizar de códigos e bibliotecas prontas. Utiliza como linguagem padrão baseada em C/C++. Opera a uma tensão de 5VDC com uma alimentação de tensão externa recomendada de 7 a 12 VDC (Voltage Direct Current). Possui 14 (quatorze) portas digitais (I/O) e 8 (oito) entradas analógicas. Com uma memória Flash de 32Kb dos quais 2Kb são usados pelo carregador de inicialização, SRAM de 2kb e EEPROM de 1kb. Processo a uma velocidade de clock de 16MHz.

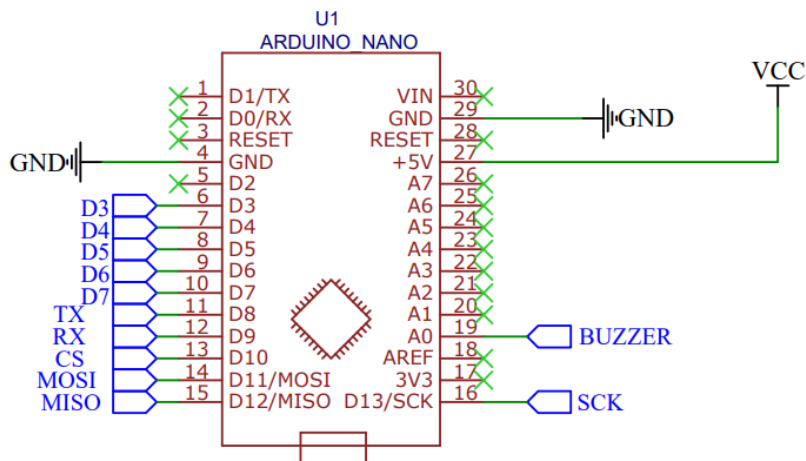
Figura 11 – Arduino Nano atmega 328p



Fonte: Microwat, 2021.

O Arduino Nano é utilizado para possibilitar o envio e recebimento de informações dos demais componentes do circuito. Na Figura 12 é possível identificar os pinos disponibilizados pelo módulo. Os pinos de D3 a D7 são portas digitais e estão configuradas como entrada de dados para receber os níveis lógicos dos sensores Geiger. Os pinos TX e RX são comunicações seriais com o módulo Bluetooth conectado a ele. Os pinos CS, MOSI, MISO e SCK são utilizados para comunicação Serial Peripheral Interface (SPI) com o GLCD. No pino 19 há um Buzzer para emitir sinais sonoros relacionado a captações e sinais de bateria fraca. Os pinos VDD e GND são para alimentação de energia do dispositivo, sendo positivo e negativo, respectivamente.

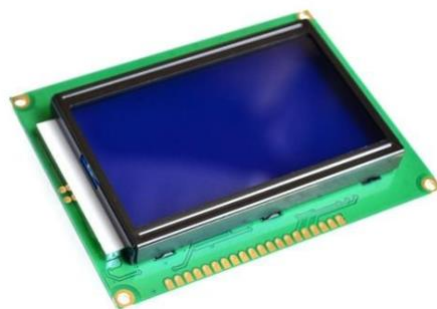
Figura 12 - Mapa do Arduino Nano



Fonte: Próprio Autor

Com a evolução do aparelho e a utilização de mais sensores Geiger, foi substituído o Display LCD 16x2 (16 colunas e 2 linhas) por um modelo GLCD ST7920. Uma vantagem é funcionar por pixel e não por caractere. Com isso é possível exibir qualquer tipo de caractere, tamanho ou fonte. Ele é composto de 128 pixel de comprimento e 64 pixels de largura, proporcionando uma interface que possa apresentar gráficos e resolutividade mais adequada para o projeto, conforme apresentado na Figura 13.

Figura 13 - Placa GLCD ST7920



Fonte: Robomix. 2021.

O modelo GLCD ST7920 suporta 3 tipos de interface (8bits, 4bits e serial) possuindo RAM de exibição. Possui tensão de operação de 2,7V a 5,5V e baixo consumo de energia, dando maior autonomia ao Detector Ionizográfico, quando alimentado por bateria. Na tabela 3 é apresentada as funções dos pinos desse display utilizadas no projeto.

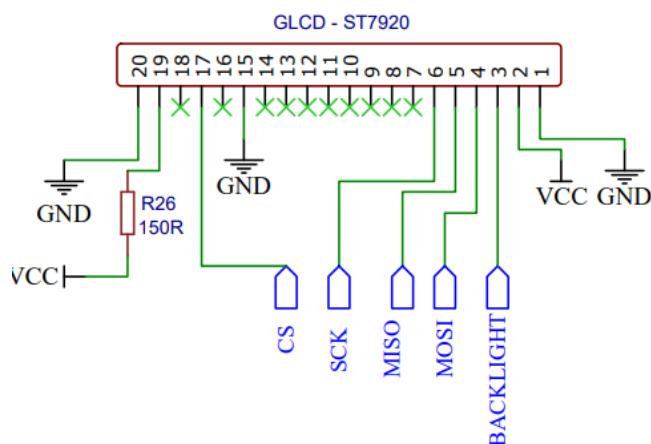
Tabela 3 – Pinos do GLCD ST7920

Pino LCD	Função	Conexão
1	GND	GND
2	Vcc	5 volts
3	Ajuste de Contraste	Pino central potenciômetro
4	RS	Porta digital 11 Arduino
5	RW	Porta digital 12 Arduino
6	Enable	Porta digital 13 Arduino
15	Comunicação Paralela (HIGH) / Serial (LOW)	GND
17	Reset	Porta digital 10 Arduino
19	Backlight +	3.3 V (ou 5 volts)
20	Backlight -	GND

Fonte: Próprio Autor

O protocolo de comunicação da placa Arduino Nano com o GLCD é o Serial Peripheral Interface (SPI). Esse protocolo foi utilizado inicialmente pelo Motorola na década de 1970 e foi adotado por outras empresas. É uma tecnologia de comunicação serial de dados com dispositivos periféricos em tempo real e de forma rápida (superior a 10Mhz). É uma interface de comunicação simples de 4 fios e opera de modo full duplex. As demais conexões utilizadas são para controle, conforme pode ser observado na Figura 14.

Figura 14 - Esquemático do GLCG



Fonte: Próprio Autor

Os pinos 1, 2 e 20 são para alimentação do controlador do display GLCD ST7920, sendo o VCC positivo e o GND negativo, ocorrendo a diferença de potencial para que haja circulação de corrente no dispositivo. O pino 3 correspondem a um Backlight que tem a finalidade de

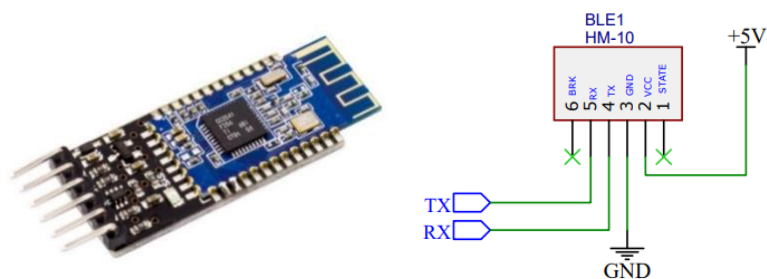
ajustar a nitidez dos caracteres. O pino 4 é utilizado para realizar a leitura ou escrita de dados. Os pinos 5 e 6 fazem parte do barramento SPI. O pino 17 tem a função de atualização de informações, ou seja, o reset. O pino 19 é para o controle de intensidade luminosa do LCD.

O Detector Ionizográfico contém um cartão de memória onde serão armazenadas as medições de radiação detectadas na paciente. É um cartão MicroSD de capacidade de 2Gb com sistemas de arquivos FAT32.

As captações de radiação além de serem armazenadas no Detector Ionizográfico são transmitidas para um computador onde são também armazenados e apresentadas tanto em valores quantitativos quanto em forma de gráficos para facilitar a análise e diagnóstico. Esse envio de informações entre o Detector Ionizográfico e o Computador pode ser feito por meio de conexão USB ou por transmissão *wireless* (*bluetooth low energy*).

O módulo Bluetooth utilizada no projeto é a modelo HM10 embarcado com chip CC2541 fabricado pela Texas Instruments, conforme ilustrado na Figura 15. Dentre vários modelos disponíveis no mercado, foi escolhido por apresentar baixo consumo de energia, maior velocidade, maior alcance e melhor taxa de transferência. São utilizados dois módulos. Um é conectada ao Arduino Nano tendo finalidade de transmitir os dados captados. As leituras e escritas, ou seja, a comunicação do módulo Bluetooth com o Arduino é realizada através dos pinos TX e RX. Os pinos VCC e GND são pinos também utilizados e tem a função de alimentação positiva e negativa, respectivamente.

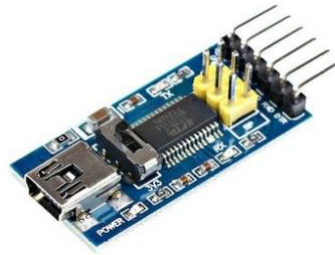
Figura 15 - Módulo Bluetooth HM10 com Mapa do Circuito



Fonte: Próprio Autor

No receptor, módulo Bluetooth está conectada ao computador via módulo FTDI, conforme apresentado na Figura 16. Dessa forma é criada uma porta virtual para transmissão de dados. O modelo de conectividade tem a finalidade de simplificar o pareamento entre os dispositivos. Foi utilizado uma comunicação serial síncrona onde o módulo envia os dados para o receptor e este sinaliza o recebimento de volta ao emissor.

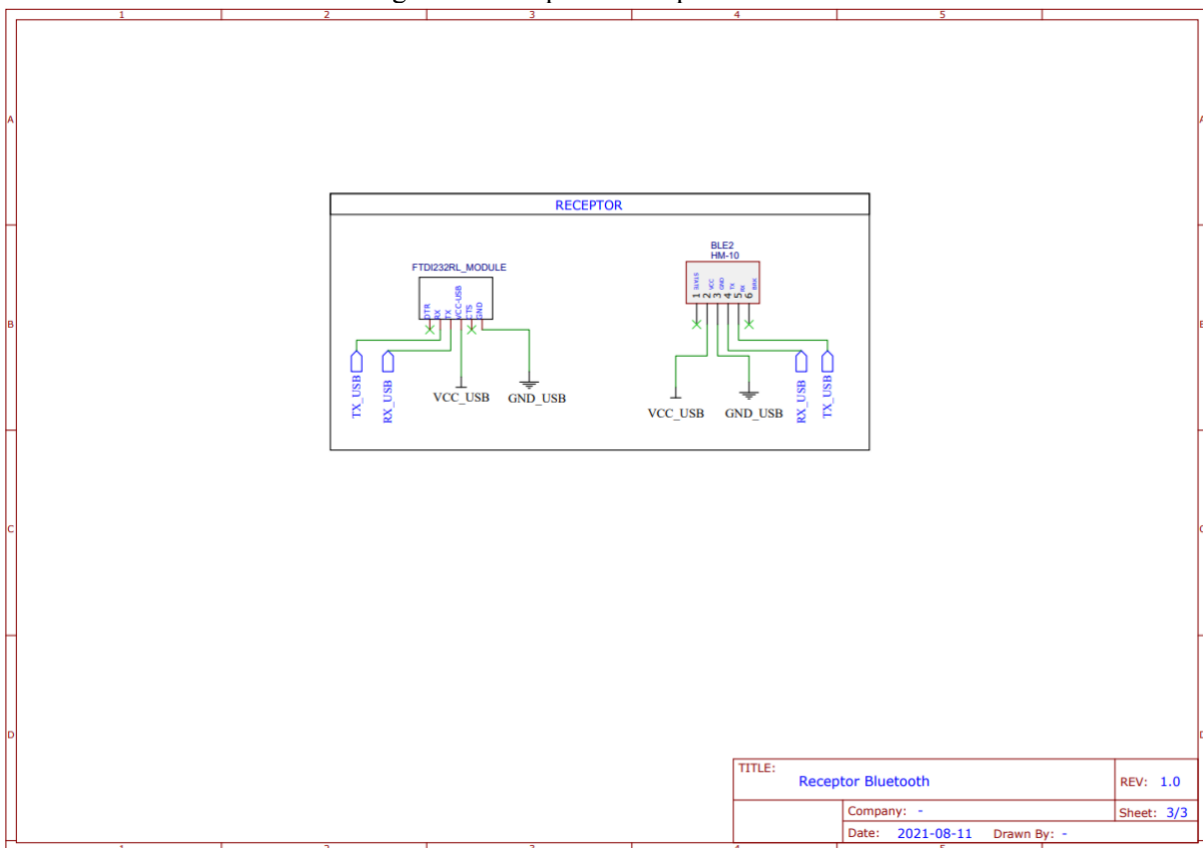
Figura 16 - Módulo FTDI



Fonte: Rsrobotica, 2021.

A placa FTDI funciona a uma tensão de 5V e 3.3V e possui os pinos DTR, RX, TX, VCC, CTS e GND, possuindo dimensões de 36x18mm. Tem a função de conversor serial para USB. Para que isso ocorra são conectados os pinos TX e RX, para transmissão e recebimento de dados, respectivamente. Os pinos VCC e GND são pinos também utilizados e tem a função de alimentação positiva e negativa, conforme pode ser visto na Figura 17.

Figura 17 - Mapa do Receptor Bluetooth

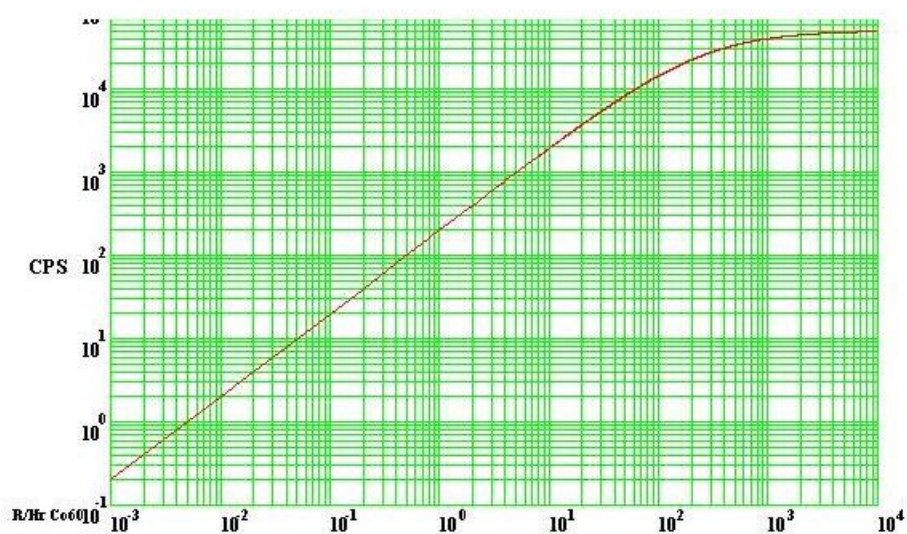


Fonte: Próprio Autor

Os sensores Geiger são detectores de taxas de exposição radioativa. Relacionando a quantidade de radiação presente por unidade de tempo. É possível fazer a medição de contagens conforme taxa de exposição. O gráfico apresentado na figura 18 apresenta a resposta do detector Geiger em relação a um radionuclídeo padrão, no caso o Cobalto 60. Onde o número 60 corresponde a quantidade de prótons no núcleo do Cobalto. Sendo esse elemento utilizado como padrão para certificação pelo fabricante.

No eixo X é apresentado a medição R/Hr Co60 que significa Roentgen por hora do Carbono 60 (taxa de exposição do Carbono 60). Röntgen ou Roentgen (símbolo R) é a unidade de exposição radioativa, ou seja, é uma unidade de medida de radiação ionizante (como os raios X e raios gama). Foi criada em homenagem ao físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen em 1928. No eixo Y possui CPS, ou seja, as contagens por segundo. Observa-se que o gráfico é linear até determinada taxa de exposição, após essa taxa o sensor não é recomendado para aferir captações, entrando em saturação.

Figura 18 - Gráfico de Contagens por tempo do Cobalto 60 (^{60}Co)



Fonte: LND, 2021.

Os tubos Geiger Muller utilizado no Detector Ionizográfico é o modelo LND 71623 apresentado na Figura 19. Funcionam com uma tenção de 500V (Volts). Para que seja atingida a tensão necessária para o funcionamento dos sensores são utilizados dois módulos. Um deles é um módulo STEPUP para elevação da tensão para 5V. Isso devido ao fato de a tensão disponível ser de um retificador fixo ou de uma bateria elétrica, exigindo dessa forma um controle linear de tensão de alimentação O outro é um BOOST CONVERT que eleva a tensão de 5V para 500V.

Esse componente mantém a corrente contínua, fazendo a ampliação de tensão necessária para a alimentação dos sensores Geiger.

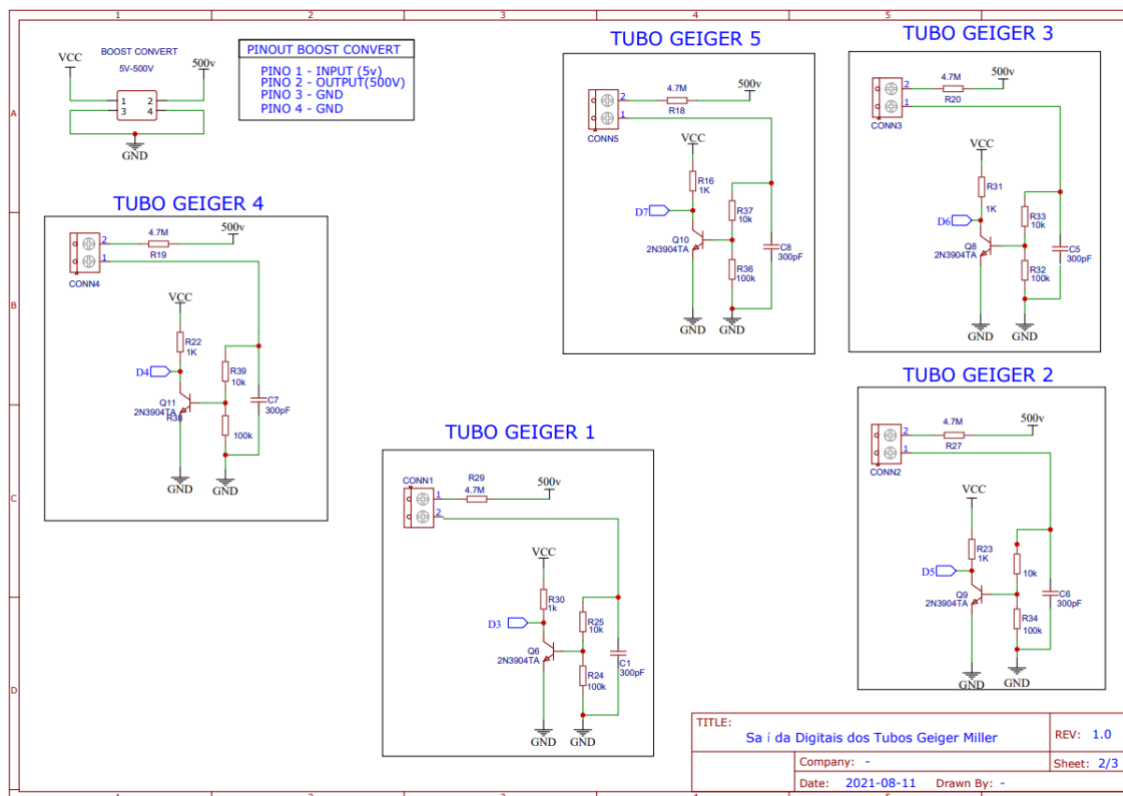
Figura 19 - Sensor Geiger Muller LND 71623



Fonte: LND, 2021.

Na Figura 20 é apresentado o mapa esquemático da conexão dos sensores Geiger com a placa Arduino. Existem duas conexões da placa Arduino para cada sensor Geiger. Uma delas conduz a tensão de 500V, ou seja, tensão necessária para o funcionamento do sensor. A outra conexão Chamada “Tubo Geiger” são numerados de 1 a 5. Nos tubos há uma topologia de circuito que utiliza um transistor TBJ (Transistor Bipolar de Junção) como chave, na base do componente possui um divisor resistivo. Na ocorrência de um processo de ionização dos sensores Geiger provocados pela presença de um radiofármaco, haverá uma condução de corrente elétrica que excitará a base do transistor que envia esse nível de tensão para porta digital do Arduino.

Figura 20 - Mapa da Conexão do Sensores Geiger com o Arduino



Fonte: Próprio Autor

Quanto maior a radiação captada pelos sensores, maior serão as contagens por segundo realizadas pelo dispositivo. Essa medição é realizada a cada 50 milissegundos, ao total de 1 segundo são obtidos 20 contagens por sensor.

A unidade utilizada para medir o impacto da radiação sob o corpo humano é o Sievert. O microSievert (μSv) está relacionado a uma parte de um milhão (1/1.000.000). É apresentado em display a contagem de radiação (Contagem por Segundo - CPS) e a voltagem da bateria.

3.2 METODOLOGIA

É uma pesquisa transversal é o estudo epidemiológico no qual fator e efeito são observados num mesmo momento histórico (KERR-PONTES & ROUQUAYROL, 1999). Uma pesquisa transversal pode ser de incidência e prevalência. A primeira investiga determinada doença em grupos de casos novos. É dinâmica, pois oscila ao decorrer do tempo e em diferentes espaços. A de prevalência estuda casos antigos e novos de uma nosologia¹ num determinado local e tempo; é estática e, essencialmente, transversal.

Este foi um estudo transversal de prevalência, onde são avaliadas 3 pacientes que

apresentem câncer de mama documentado por histopatológico, ou seja, que já foram submetidos a exames e diagnosticados com tumormaligno.

A amostragem é não probabilística, pois será selecionado elementos para a amostra com base em premissas em relação à população de interesse, conhecido como critério de seleção. A amostra será por conveniência, devido aos indivíduos que serão empregados nessa pesquisa serem selecionados por estarem prontamente disponíveis e apresentarem certas características físicas e participarem voluntariamente para fazer parte da pesquisa.

Os exames analisados nesse trabalho foram realizados na Clínica UDI (Unidade de Diagnóstico por Imagem) 24 horas. Localizada na rua Elizeu Martins, centro de Teresina. A clínica iniciou suas atividades no ano de 1994. Foi idealizada com o intuito de criar um completo centro de diagnósticos por imagens. O grupo é formado por 6 empresas, todas na cidade de Teresina: Clínica UDI 24 Horas (Matriz), UDI Imagem, UDI Nuclear, UDI Odonto, UDI Leste e o laboratório Citolab.

A Clínica possui prédio próprio com mais de 4.000 m², 6 andares e estacionamento para 50 veículos, conta também com equipamentos de última geração nas principais áreas de diagnósticos por imagem, como: Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada, PET/CT e Medicina Nuclear.

A coleta de dados foi feita por médico nuclear com experiência na área que avaliará se o nódulo captou no exame de PET/CT e na ionizografia. O exame de ultrassonografia será realizado por profissional especialista com experiência na área.

Foram examinados no Detector Ionizográfico 3 (três) pacientes que apresentaram nódulo(s) mamário(s) documentado(s) por histopatológico. Primeiramente foram submetidas ao exame no PET/CT, onde foi injetado na paciente de forma intravenosa um radiofármaco conhecido como contraste. O contraste é um material radioativo, normalmente o Fluordesoxiglicose (FDG).

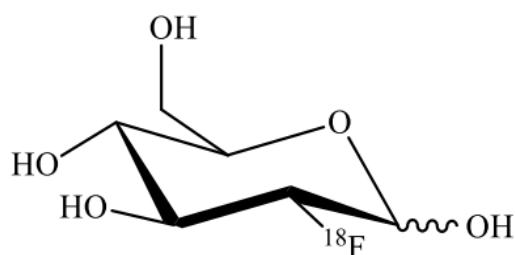
A quantidade de FDG é calculada conforme o peso da paciente. Após espera de uma hora, para que o radiofármaco seja devidamente processado pelo organismo da paciente, é iniciado o exame no PET/CT. Posteriormente é realizado o exame com o Detector Ionizográfico.

Uma vez que nódulos malignos metabolizam muita glicose. O Detector Ionizográfico detectará o metabolismo do nódulo maligno devido a radiação emitida pelo flúor¹⁸ que se apresenta junto a glicose absorvida pelo nódulo mamário. Apesar de existir radiação em todo o corpo da paciente, haverá um hipermetabolismo em nódulos malignos e será captado com mais

intensidade a radiação naquele ponto, ou seja, o Fluor¹⁸ será detectado justificando assim a ocorrência de nódulos malignos. Esse mesmo procedimento é seguido em exames com o PET-CT. Caso o nódulo seja benigno, a marcação de radioatividade será a mesma que as demais partes do organismo do paciente.

O FDG tem fórmula química $C_6H_{11}^{18}FO_5$, na Figura 21 é apresentada sua estrutura. O Flúor-18 (¹⁸F) é uma fonte de pósitrons, sendo classificado como um radioisótopo, ou seja, é um isótopo radioativo.

Figura 21 - Estrutura de ¹⁸FDG



Fonte: Ferreira, 2015.

As células malignas, em sua grande maioria, apresentam alto metabolismo glicolítico comparado aos tecidos normais. Esta diferença no consumo de glicose favorece a detecção de doença pela ¹⁸F-FDG PET. Assim, notou-se uma mudança no paradigma de avaliação dos tumores, historicamente avaliados através dos métodos de imagem morfológicos como a tomografia computadorizada (CT), para uma análise associada baseada no metabolismo (Soares Junior et al., 2010).

Os pacientes que fazem parte do escopo do estudo são pessoas do sexo feminino que apresentem diagnóstico de câncer de mama, onde foi constatado lesão de pelo menos 1 centímetro. Isso se deve a dificuldade de detecção de tumores de dimensões inferiores. A detecção será feita através de exame realizado através de aparelho PET/CT. Todos os pacientes devem assinar um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Serão excluídos pacientes que não apresentarem captação nodular no exame de PET/CT.

Os exames realizados e analisados foram feitos no período de janeiro a abril do ano de 2021. Onde os pacientes cumpriram os critérios supracitados e assinaram o TCLE.

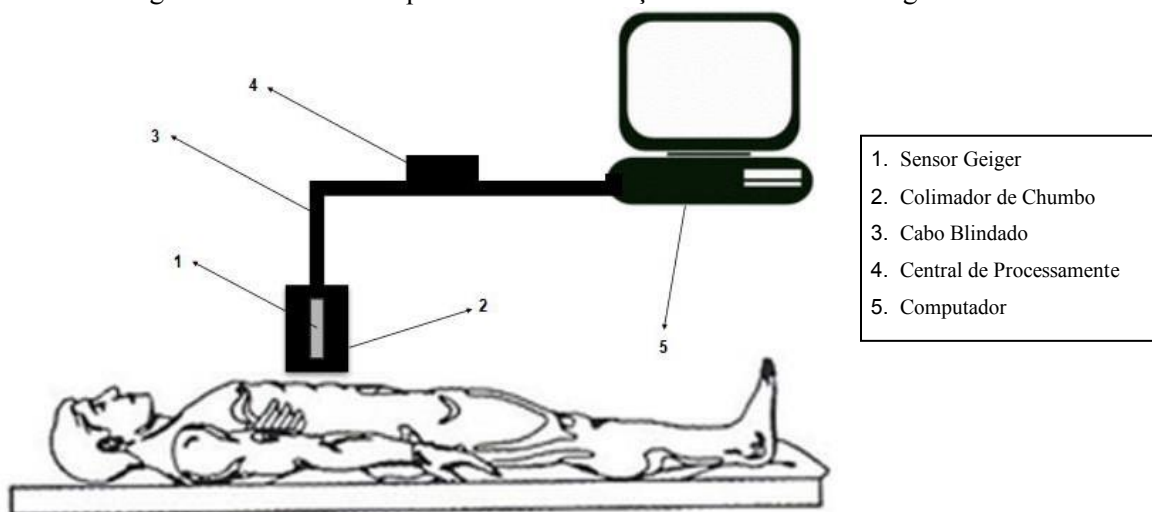
A necessidade das pacientes submetidos a este estudo terem sido diagnosticados com nódulos mamários malignos é para que a amostra da pesquisa seja significativa. Sobretudo para que possa trazer uma comprovação do que é captado pelo aparelho inventado, o Detector Ionizográfico, comparando com o aparelho que se tem hoje com maior capacidade de captar a

situação supracitada, ou seja, o PET/CT.

Conforme ilustrado na Figura 22, o item 1 corresponde aos sensores Geiger que está envolto de um colimador de chumbo (item 2) para que a radiação seja captada com maior precisão. É necessário um cabo blindado (item 3) para que o sinal provocado pela ionização com a presença de radiação não sofra interferências.

O item 4 corresponde ao circuito que capta o sinal e os converte em sinais digitais. Para que então seja enviado para o computador (item 5) onde os dados serão devidamente apresentados em formato numérico e de gráficos.

Figura 22 - Desenho esquemático da utilização do Detector Ionizográfico

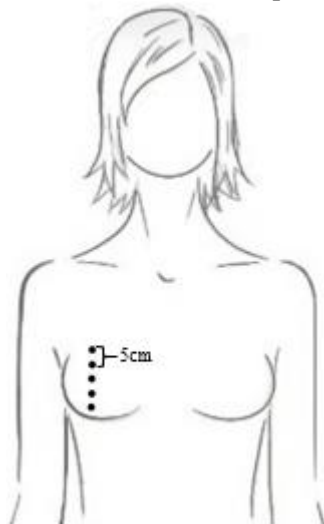


Fonte: Próprio autor

Para o exame no Detector Ionizográfico, a paciente veste uma bata com abertura frontal. A paciente fica deitado em decúbito dorsal na cama, com os membros superiores elevados em ângulo de 90 graus.

Inicialmente, com o aparelho de Ultrassom, é localizado o(s) nódulo(s) e feito cinco marcações. Uma marcação central, onde foi localizado o nódulo mamário através da análise morfológica a partir do Ultrassom. E quatro outras marcações, duas acima e outras duas abaixo da feita inicialmente, a uma distância de 5 (cinco) centímetros de intervalo no sentido vertical em relação a paciente, conforme mostra a Figura 23. Justifica-se essa ação pela necessidade de comparação das captações de radiação não somente da região do nódulo, ou seja, onde tem maior emissão de radiação, mas também das áreas com menos incidência para comprovar a eficiência da captação do aparelho.

Figura 23 - Marcações na paciente



Fonte: Próprio Autor

O Colimador é posicionado em cada marcação e são registradas vinte leituras em cada posição das marcações, cada uma delas tem duração de 500 milissegundos. A atividade do flúor presente no radiofármaco decair por unidade de tempo, devido a liberação de fótons e emissão de forma aleatória, ou seja, são emitidos pósitrons em diversas direções, sendo estimado a quantidade de 20 leituras para captação. A atividade do flúor é medida em Curie (Ci), onde representa a quantidade de decaimento por unidade de tempo, ou seja, é a unidade na qual para uma quantidade de material radioativo, $3,7 \times 10^{10}$ núcleos desintegram em cada segundo.

Foi utilizado o software Probe Detector para apresentação em tempo real a captação do sinal recebido, conforme Figura 24. O Software Probe Detector transforma o sinal em barras, representando cada um dos sensores, também faz a soma das captações e totaliza em um relatório.

Figura 24 - Software do Detector Ionizográfico



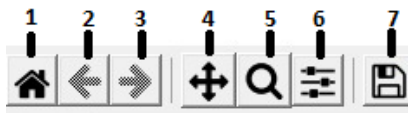
Fonte: Próprio Autor

O Probe Detector apresenta dados referentes a até cinco sensores Geiger. É disponibilizado a função de aumentar ou diminuir o ganho, ou seja, possibilita a ajuste da escala das leituras dos sensores, através dos botões presentes na lateral direita da Figura 24. Essa função se faz necessária de acordo com a atividade do radiofármaco presente no paciente. Onde é possível aumentar o ganho quando o radiofármaco está com pouca atividade, possibilitando uma representação mais significativa dos dados, assim como a possibilidade de diminuição de ganho caso a atividade esteja muito intensa.

Na parte inferior da Figura 24 existem os botões de “Conectar” e “Armazenar Dados”. A função de conectar faz o pareamento do software com o Detector Ionizográfico, iniciando assim a representação das captações. O botão de armazenar dados possibilita o início do armazenamento dos dados que são feitos através de cinco seções de vinte leituras.

A Figura 25 apresenta as funções localizadas na parte inferior do software. As funções estão numeradas. Os botões de 1 à 6 são para ajustes no layout das barras de captação. Na função de número 1 é possível o retorno a exibição padrão do software. Nas setas representadas pelos números 2 e 3 é possível a navegação entre os layouts propostos com a utilização dos botões 4, 5, e 6.

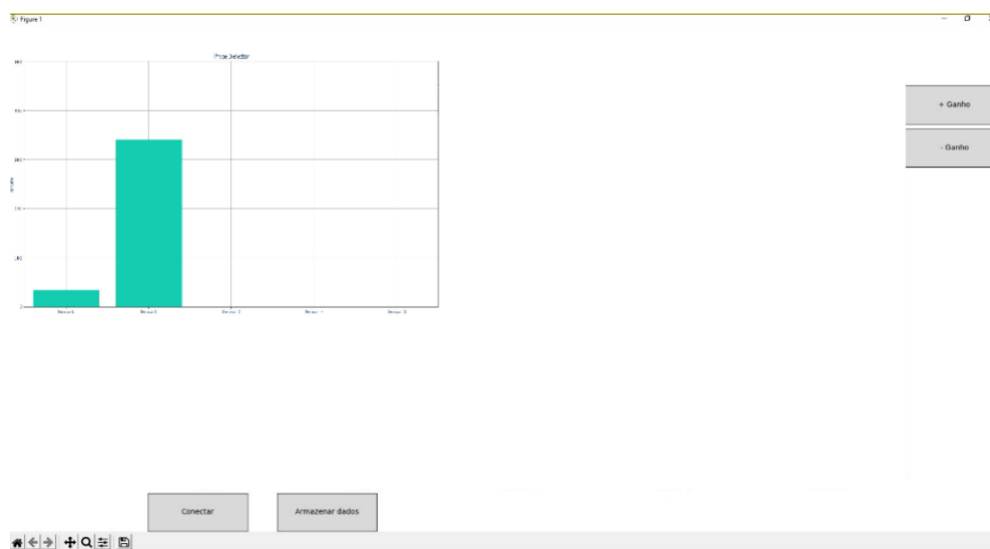
Figura 25 - Painel de Funções do Probe Detector



Fonte: Próprio Autor

O botão 4 possibilita que seja colocado as barras que representam as captações em uma posição conforme desejada, por motivo de ganho de espaço da área de trabalho, por exemplo, conforme apresentado na Figura 26. O botão 5 tem a função de zoom, ou seja, possibilita a seleção de uma área para aproximação. A função de número 6 tem função semelhante a função 4, possibilitando o ajuste das barras na tela e por fim, na função 7, é disponibilizada a possibilidade de captura de tela e salvamento.

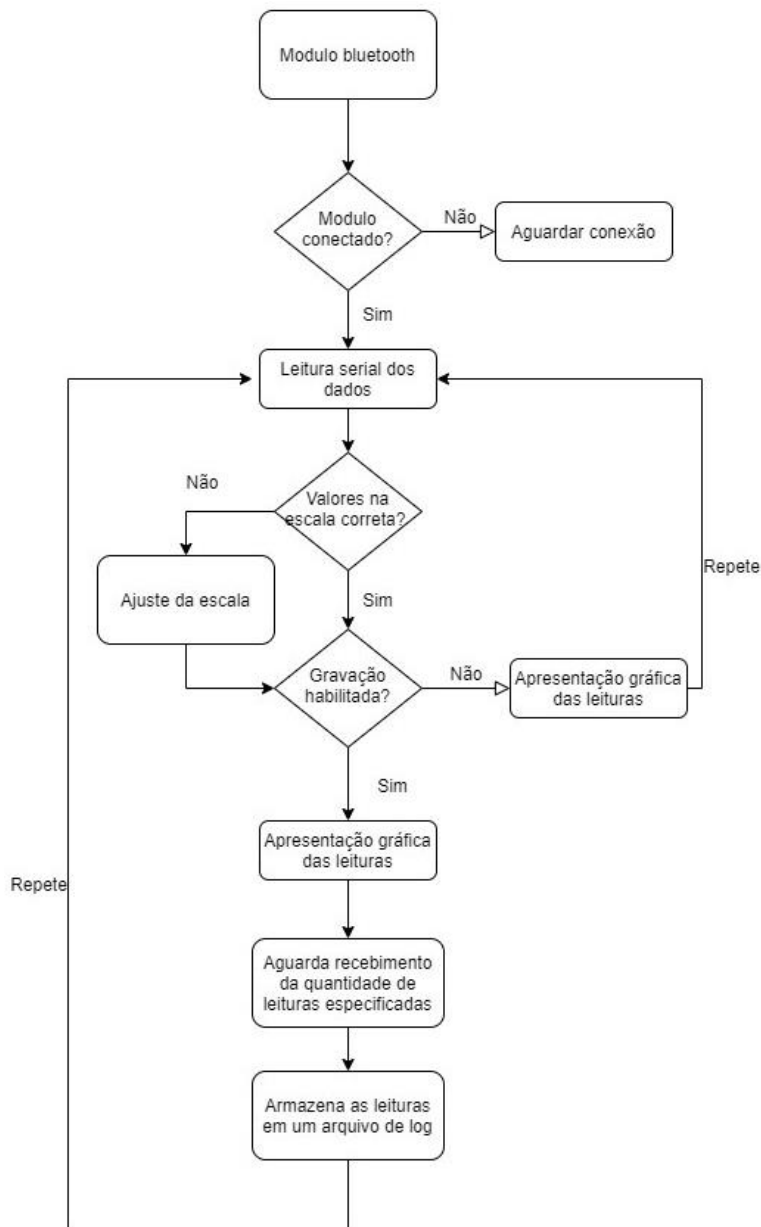
Figura 26 - Área de Trabalho do Probe Detector



Fonte: Próprio Autor

Na Figura 27 é apresentado o diagrama de blocos do software Probe Detector. Onde pode ser observado o fluxo a partir da conexão com o Detector Ionizográfico, seguido pela possibilidade de ajustes de layout até o processo de gravação dos dados captados.

Figura 27 - Diagrama de Blocos



Fonte: Próprio Autor

Com os dados das captações, é feito uma análise e comparação com os resultados obtidos no PET/CT. Dessa forma temos como verificar a veracidade dos resultados, uma vez que o PET/CT é referência no diagnóstico de câncer de mama.

3.3 RISCOS E BENEFÍCIOS

Conforme esclarecido na Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde, toda pesquisa com seres humanos envolve riscos em tipos e gradações variados aos pacientes,

devendo oferecer atenção e cuidados na minimização destes riscos.

Portanto, neste estudo há riscos previsíveis mínimos para os participantes, tal como: relacionado a exposição do diagnóstico do paciente. Para minimizar esse risco os pesquisadores se comprometem a codificar a identificação da paciente no instrumento de coleta de dados, de forma que garanta o seu anonimato.

Os riscos do exame do Detector Ionizográfico são os riscos inerentes ao contraste já submetido na rotina do exame com o PET/CT.

Reações graves ao uso de contraste ocorrem em somente 0,01% dos casos. E até mesmo efeitos colaterais considerados leves (como náuseas, vômito, urticária, dor de cabeça) são incomuns, segundo Dr. Renato Barra, médico nuclear do Imagens Médicas de Brasília (IMEB). O médico neuroradiologista Edson Amaro Júnior, médico do Hospital Israelita Albert Einstein, em São Paulo, e professor da Faculdade de Medicina da USP¹, também concorda com a mesma estatística supracitada. O mais comum é que surjam reações momentâneas e passageiras, como:

Sensações de calor pelo corpo ou queimação;

- Leve aceleração dos batimentos cardíacos;
- Vontade de urinar frequentemente ou alteração na cor da urina;
- Gosto ruim na boca.

Não sendo administrado nenhum fármaco adicional ou nenhum tipo de procedimento que aumente o efeito do mesmo.

Existe o risco de o Detector Ionizográfico cair sobre a paciente, neste caso o realizador do exame deverá usar luvas para minimizar este risco; existe o risco de problemas emocionais para a paciente pois a mesma pode se sentir nervosa com o resultado do exame, para isso o responsável deverá esclarecer todas as dúvidas da mesma em uma entrevista prévia e somente após entender e assinar o TCLE ela poderá realizar o exame;

Em caso de reações alérgica a paciente será avaliada por um médico que prescreverá antialérgicos presentes na clínica UDI24horas.

Os benefícios serão a criação de um novo aparelho para detecção de câncer de mama. O desenvolvimento de uma nova especialidade médica dedicada ao diagnóstico do câncer de mama. Além a diminuição do custo do diagnóstico de câncer de mama.

¹ Entrevista fornecida pelo portal globo em 02/02/2013. (<http://g1.globo.com/bemestar/noticia/2013/02/reacao-grave-por-contraste-ocorre-em-01-dos-casos-diz-medico.html>)

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

São apresentados e discutidos exames realizados em três pacientes que apresentavam nódulos malignos já diagnosticados. Conforme descrito, primeiro foi realizado o exame no PET/CT e logo em seguida no Detector Ionizográfico, conforme apresentado a seguir.

4.1 EXAMES EM PACIENTES

Os resultados obtidos na comparação entre PET/CT e o Detector Ionizográfico estão apresentados nas Figuras a seguir. Os gráficos estão plotados no eixo Y o sinal captado em unidades de sinal por segundo. No eixo X os números de 1 à 5 representam cada uma das marcações descritas na metodologia. As barras na cor azul indicam captações no sensor 1 do Detector Ionizográfico, que corresponde a uma possibilidade de variação de 0 (zero) a 250 (duzentos e cinquenta) captações por segundo. As barras na cor laranja correspondem ao sensor 2 do Detector.

Todos os gráficos correspondem aos resultados comparativos obtidos em triplicata. A triplicata foi gerada a partir de 3 (três) pacientes submetidos ao exame com o Detector Ionizográfico. Esses pacientes, seguindo toda a metodologia supracitada, foram examinados nos meses de fevereiro e março de 2021. Sendo inicialmente submetidos ao exame no PET/CT e em seguida, ao Detector Ionizográfico.

4.1.1 PACIENTE 1

A primeira paciente, ao ser submetida ao exame no PET/CT foi obtido o seguinte resultado. Apresentou nódulo mamário. Na sobreposição das imagens metabólicas (PET) com as imagens estruturais (CT) foi detectada a presença de áreas de hipermetabolismo glicolítico em múltiplos corpos vertebrais cervicais, torácicos e lombares.

Foi observado ainda presença de linfonomegalia hipermetabólica em axila esquerda. Foi captado a presença de nódulo mamário hipermetabólico em mama esquerda compatível com tumor primário referido.

Na Figura 28 é apresentado recurso chamado de Projeção de Intensidade Máxima (Maximum Intensity Projection - MPI) onde é possível fazer um rotações no eixo vertical da imagem apresentada, além de uma análise em cortes contíguos horizontais em toda a extensão

do corpo (segmentos craniano, torácico, abdominal, pélvico e proximal de membros inferiores) para melhor análise da imagem. Além do SUV (Standard Uptake Value) ou valor de captação realizado para as áreas clinicamente significativas.

Figura 28 - Imagem - Maximum Intensity Projection (MPI)



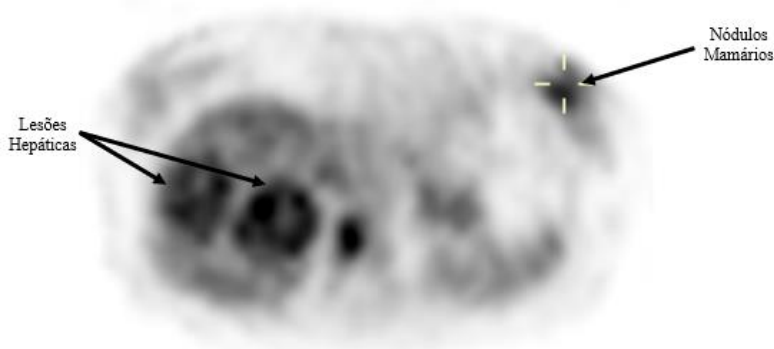
Fonte: Próprio autor

Conforme pode ser observado ainda, os pontos da região torácica que apresentam coloração em tom de cinza mais escuro, representa maior atividade metabólica do radiofármaco (FDG).

É importante considerar que existem regiões com diferentes densidades. Apresentando desta forma, uma tomalidade mais intensa, como é o caso da cerebro, pelve e algumas estruturas osseas, que não são objeto desse estudo.

No corte apresentado na Figura 29 obtida com o exame no PET, é possível constatar a presença de nódulo mamário hipermetabólico em mama esquerda compatível com tumor primário, conforme indicado com a seta. Porém, é possível observar, que na posição anterior a mama direita, a paciente apresenta lesões hepáticas compatíveis com implantes secundários.

Figura 29 – Paciente 1 - Corte transversal do paciente



Fonte: Próprio Autor

Na Figura 30, é apresentado uma imagem obtida pela Tomografia Computadorizada. Mostra imagens morfológicas da paciente. Onde é possível perceber a presença de um nódulo na mama esquerda da paciente, conforme apontado na figura. Porém sem informação quanto a sua malignidade. Essa imagem será sobreposta as imagens metabólicas através da tecnologia do aparelho PET/CT.

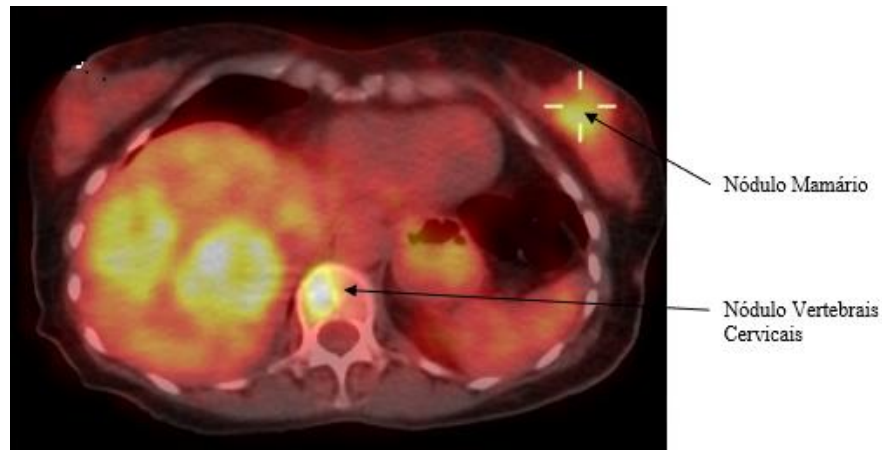
Figura 30 – Paciente 1 - Imagem Tomográfica da paciente



Fonte: Próprio Autor

Na Figura 31, é apresentado a junção das imagens captados pela tecnologia do PET (Figura 15), que capta dados metabólicos, ou seja, responsável por identificar se o nódulo é maligno ou não, com a tecnologia do CT (*Computed Tomography*), que capta a forma (Figura 17). Onde é possível identificar com mais precisão os dados supracitados.

Figura 31 – Paciente 1 - Sobreposição de dados morfológicos e metabólicos



Fonte: Próprio Autor

Ao finalizar o exame com o PET/CT, a paciente é conduzida a uma sala de exames de ultrassom, conforme apresentado na Figura 32, onde é submetida ao exame com o Detector Ionizográfico, cujo objetivo é fornecer dados metabólicos, ou seja, quanto a malignidade do(s) nódulo(s). Para captar imagens, ou seja, dados morfológicos, foi utilizado um aparelho de ultrassom. Onde, durante o exame, o colimador do Detector Ionizográfico foi conduzido juntamente com o aparelho de ultrassom em pontos previamente marcados no paciente.

Figura 32 - Sala de Exames

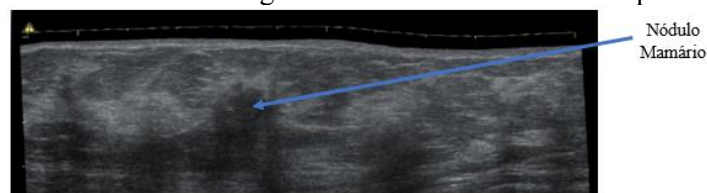


Fonte: Próprio Autor

Inicialmente, com utilização do aparelho de ultrassom, foi identificado o nódulo, conforme captação da Figura 33. Foi marcado sua posição e outras duas posições acima do ponto identificado do nódulo e outras duas posições abaixo, com uma distância de 2 (dois) centímetros entre as marcações, no sentido vertical com relação a paciente. Foram realizadas as mesmas marcações na outra mama, em posição correspondentes, afim de identificar as

diferenças entre leituras. Como o colimador possui dois sensores, foi colocado o sensor 1 no alinhamento com o nódulo, na intenção de ter maior captação.

Figura 33 - Paciente 1 - Imagem do Ultrassom da Mama Esquerda



Fonte: Próprio Autor

No exame realizado pelo Detector Ionizográfico, é importante ressaltar que, para cada uma das 5 posições marcadas na paciente, são feitas 20 leituras, conforme apresentado no Tabela 4. As leituras apresentam uma grande variação de resultados devido a emissão de pósitrons ser feita de forma aleatória pelo radiofármaco, impossibilitando análises estatísticas. Desta forma, os resultados após as vinte leituras em cada posição são representados graficamente pela soma das captações. Para maior entendimento, é apresentado na tabela 3 os resultados de cada uma das leituras na primeira posição da paciente 1 na mama esquerda.

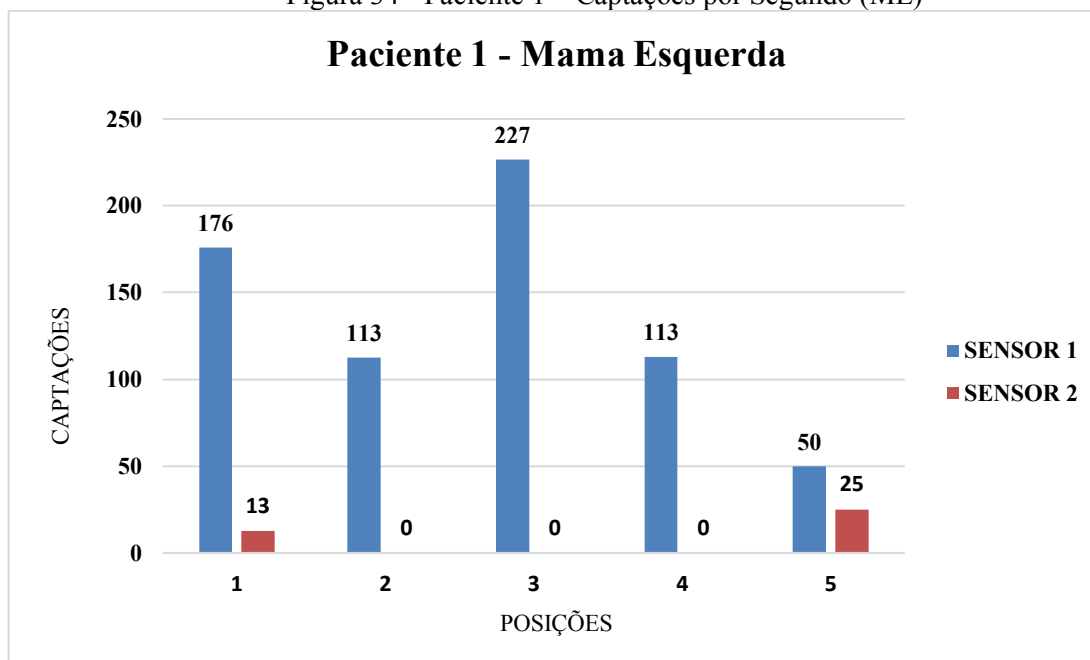
Tabela 4 - Captações 1ª Marcação Mama Esquerda (P1)

Nº	Sensor 1	Sensor 2
1	25	0
2	0	0
3	0	0
4	0	0
5	0	0
6	0	13
7	0	0
8	0	0
9	12	0
10	12	0
11	13	0
12	13	0
13	0	0
14	25	0
15	26	0
16	12	0
17	0	0
18	0	0
19	13	0
20	25	0
SOMA:	176	13

Fonte: Próprio Autor

No Figura 34 é apresentado o gráfico com o resultado de captação por segundo da paciente 1 referente ao exame na mama esquerda submetida ao exame com o Detector Ionizográfico. No eixo X, são apresentadas as cinco posições do colimador no paciente, com a indicação da primeira barra referente ao sensor 1 e a segunda referente ao sensor 2. No eixo Y são apresentadas as possíveis variações de captação por segundo.

Figura 34 - Paciente 1 – Captações por Segundo (ME)



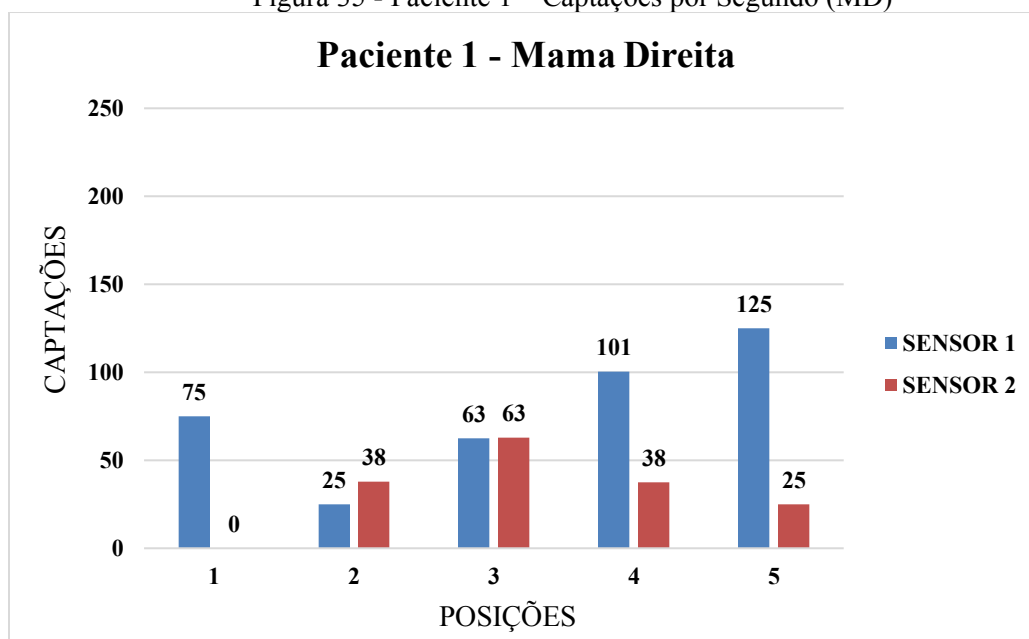
Fonte: Próprio Autor

A primeira leitura foi de 176 captação por segundo no sensor 1 e 13 no sensor 2. Isso justifica-se pôr a paciente apresentar um linfonodo axilar constatado pelo exame no PET/CT. A segunda posição apresenta uma queda nas captações, ou seja, foram registradas 113 captações no sensor 1 e nenhuma captação no sensor 2. Na terceira posição, ou seja, onde o nódulo foi marcado a partir da análise com o aparelho de ultrassom, houve um aumento de mais de 100% na captação do sensor 1, sendo que o sensor 2 permaneceu sem apresentar captações. Na quarta posição a leitura corresponde a segunda posição. Na quinta leitura, houveram 50 captações por segundo no sensor 1 e 25 no sensor 2.

Na Figura 35 é mostrado gráfico com o resultado do exame realizado com o Detector Ionizográfico na mama direita. Na leitura feita na primeira posição foram identificadas 75 captações por segundo pelo sensor 1 e nenhuma captação no sensor 2. Na segunda houve uma queda na captação do sensor 1 e um aumento na captação do sensor 2. Na terceira posição, os

dois sensores apresentaram um aumento e marcaram 63 captações por segundo. Na quarta leitura, o sensor um aumentou sua captação para 101 e o sensor 2 teve uma queda nas captações para 38. E na última posição houve um aumento para 125 captações por segundo no sensor 1 e queda no sensor 2 para 25 captações. Esse aumento na captação por parte do sensor 1 é justificado pelo fato da paciente apresentar um nódulo no fígado, conforme constatado no exame do PET/CT. Desta forma, a medida que as posições se aproximam do fígado, as captações aumentam.

Figura 35 - Paciente 1 – Captações por Segundo (MD)



Fonte: Próprio Autor

Na comparação dos resultados obtidos no exame do PET/CT e dos obtidos com o Detector Ionizográfico, podemos concluir que foram equivalentes. Pois o Detector conseguiu captar as informações metabólicas do nódulo mamário esquerdo, assim como captou o elevado metabolismo correspondendo a presença de linfonomegalia na axila esquerda. E captou uma atividade intensa nas posições finais do exame, na medida que houve aproximação do fígado da paciente, onde foram diagnósticas lesões hepáticas hipermetabólicas.

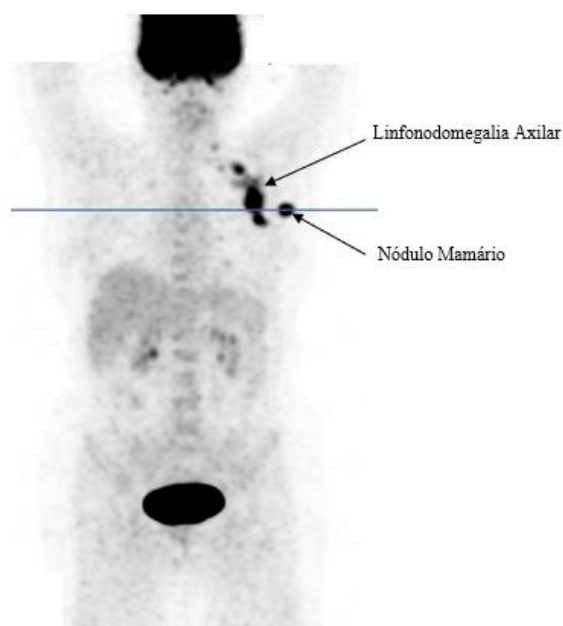
4.1.2 PACIENTE 2

A segunda paciente foi submetida inicialmente ao exame com o PET/CT, após ser

administrado o radiofármaco de forma intravenosa. Como resultado, foi diagnosticado nódulo mamário na mama esquerda com tumor primário em atividade. Além de linfonodomegalia axilares e subpeitorais esquerdas compatíveis com implantes secundários em atividade. Não sendo evidenciado outras áreas de acúmulo anormal do radiofármaco pelo corpo da paciente.

De acordo com o apresentado na Figura 36, utilizando a imagem *Maximum Intensity Projection* (MPI) do paciente, percebe-se a existência de uma região hipermetabólica. Onde foi feito um corte transversal, conforme pode ser observado pela linha horizontal na região identificada.

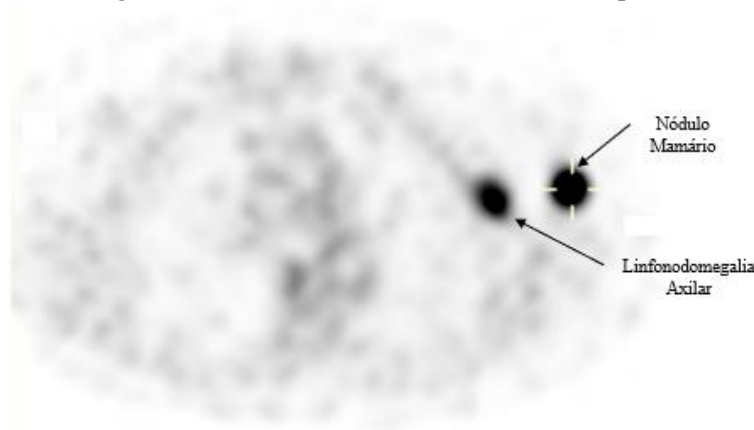
Figura 36 – Paciente 2 - Maximum Intensity Projection (MPI)



Fonte: Próprio Autor

A partir do corte transversal ilustrado na Figura 37 é apontado a presença de um nódulo na mama esquerda. Apresenta também uma outra área de grande captação do FDG, região correspondente a axila esquerda da paciente.

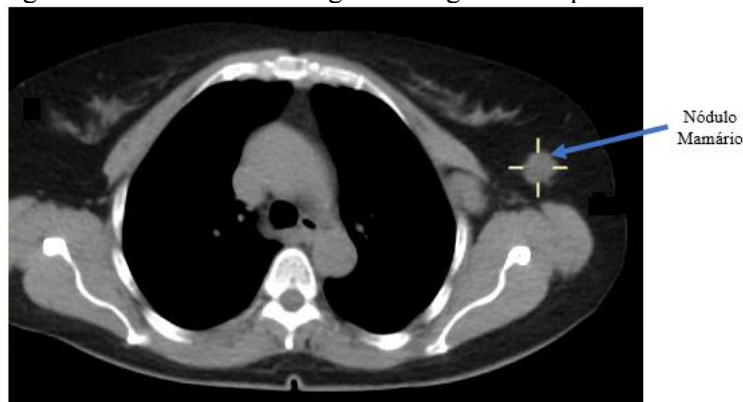
Figura 37 - Paciente 2 - Corte transversal do paciente



Fonte: Próprio Autor

A imagem tomográfica mostra na Figura 38 apresenta características morfológicas, ou seja, a forma do nódulo mamário. Possibilitando verificar tamanho, fazer medições, mas não proporciona o julgamento quanto a sua malignidade. Sendo assim, é apontado que na mama esquerda da paciente consta um nódulo mamário.

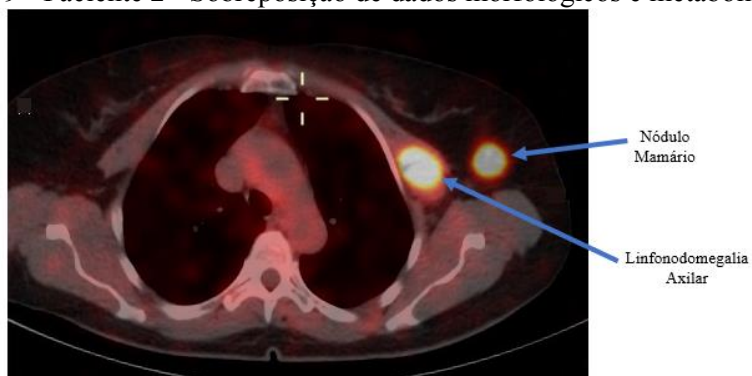
Figura 38 - Paciente 2 - Imagem tomográfica da paciente



Fonte: Próprio Autor

Com a junção das imagens do PET e da Tomografia, possibilita a constatação de malignidade do nódulo previamente identificado na mama esquerda da paciente. Também há malignidade da linfonodomegalia axilar também localizada a esquerda da paciente. As constatações se devem a presença de regiões mais captantes, identificadas com um brilho mais intenso, conforme a Figura 39 apresenta.

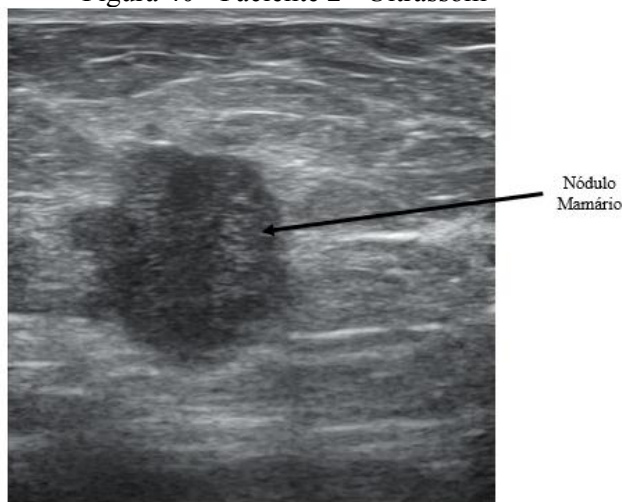
Figura 39 - Paciente 2 - Sobreposição de dados morfológicos e metabólicos



Fonte: Próprio Autor

No exame com o Detector Ionizográfico, foi feito os mesmos procedimentos descritos no exame realizado com o paciente 1. Iniciando com a identificação do nódulo mamário com o aparelho de ultrassom, conforme apresentado na Figura 40. Onde verifica-se o formato e localização do nódulo. Na sequência, são realizadas as marcações para posicionamento do colimador do Detector Ionizográfico.

Figura 40 - Paciente 2 - Ultrassom

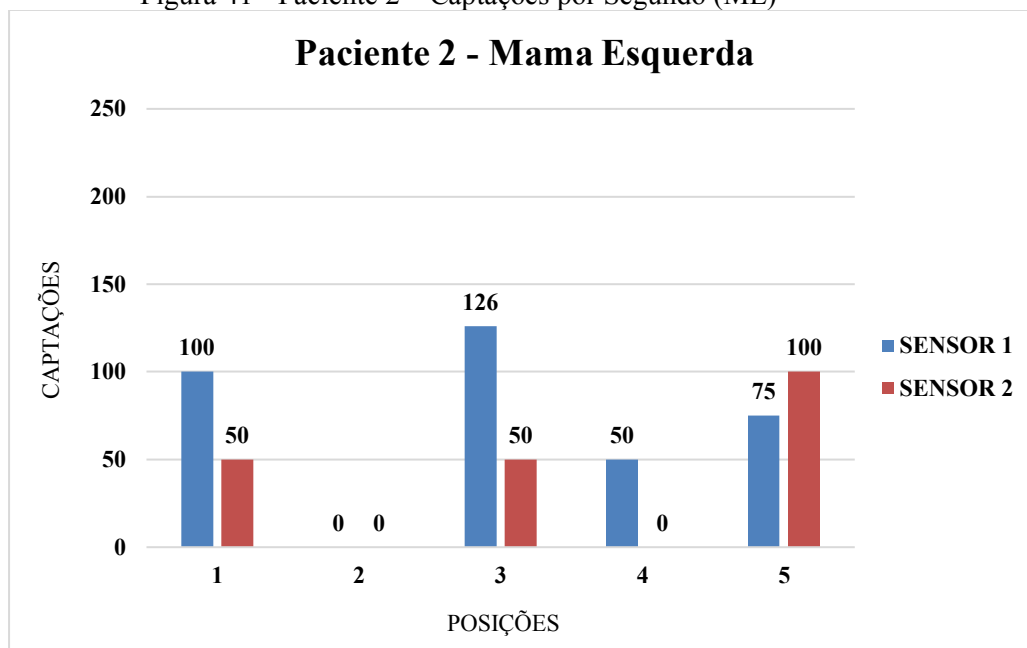


Fonte: Próprio autor

O exame com o Detector Ionizográfico, inicialmente feito na mama esquerda da paciente, captou um hipermetabolismo logo na primeira leitura, de acordo com o gráfico da Figura 41. Onde o sensor 1 apresentou captação de 100 e o sensor 2 captou 50. Na segunda posição, não houve registro de radiação. Na terceira leitura, houve outro ponto de hipermetabolismo, sendo que o primeiro sensor detectou 126 captação e o segundo 50. Na quarta leitura o sensor 1 registrou uma captação de 50 e o sensor 2 não captou radiação. E na

última leitura, houve novamente uma captação de radiação pelos sensores, sendo de 75 do sensor 1 e 100 no sensor 2.

Figura 41 - Paciente 2 – Captações por Segundo (ME)

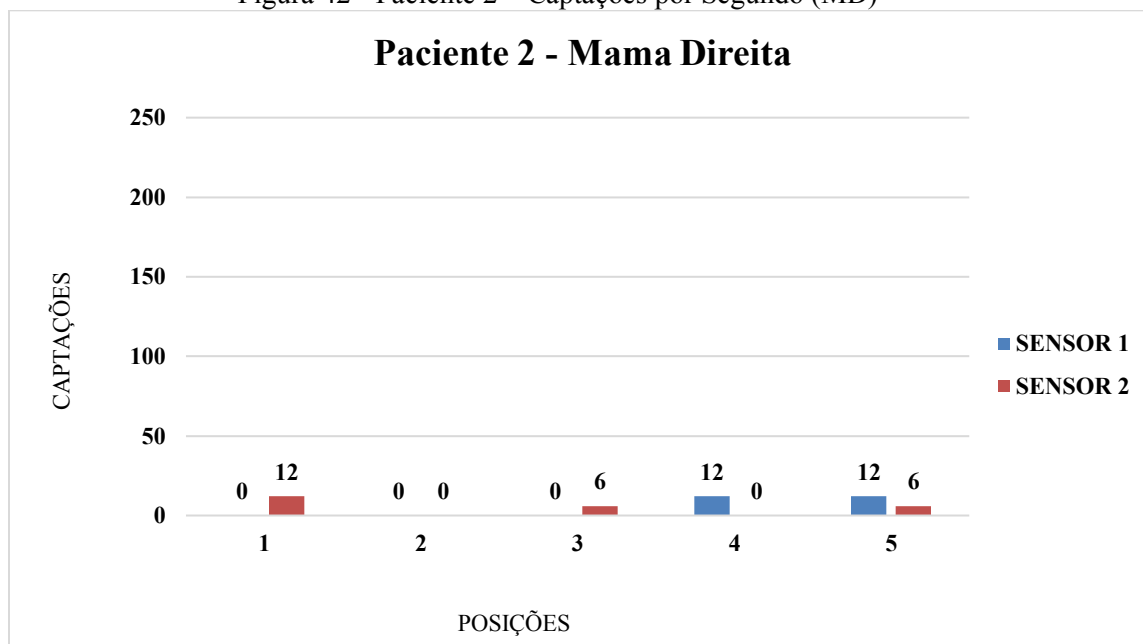


Fonte: Próprio Autor

Esse resultado corresponde ao diagnosticado no exame de PET/CT. Onde foi comprovado a existência de uma linfonodomegalia axilar, motivo pelo qual a primeira leitura apresentou um hipermetabolismo. Nas outras leituras foram apresentados registros de captções, onde constata-se o nódulo mamário esquerdo da paciente.

Na Figura 42 é possível constatar através do gráfico que na mama direita da paciente foram registradas pequenas oscilação. Sendo que na primeira posição não foi registrado captação pelo sensor 1 e somente de 12 captções no sensor 2. Na segunda leitura não houve captação de radiação. Na terceira leitura, somente o sensor 2 captou radiação, com um valor de 6. Na quarta posição, o sensor 1 marcou 12 e o sensor 2 não apresentou captação. E na quinta e última posição, o sensor 1 apresentou uma captação de 12 e o sensor 2 apresentou uma captação de 6.

Figura 42 - Paciente 2 – Captações por Segundo (MD)



Fonte: Próprio Autor

Com os dados apresentados referentes a mama direita da paciente, podemos concluir que não há presença de nódulos malignos. Considerando essas pequenas oscilações como dadas espúrios.

No paciente 2 podemos concluir que os exames de PET/CT e do Detector Ionizográfico apresentaram dados equivalentes. Possibilitando diagnósticos iguais para a paciente.

4.1.3 PACIENTE 3

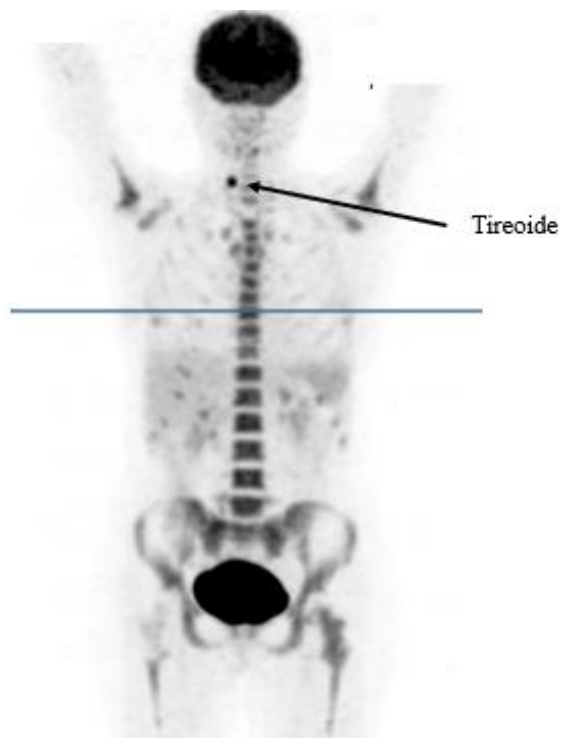
A terceira paciente, ao ser submetida ao exame no PET/CT foi obtido o estadiamento para Antígeno de Câncer (*Cancer Antigen – CA*), ou seja, apresentou uma captação discreta em nódulo mamário esquerdo compatível com tumor primário.

A paciente informou que havia sido submetida a duas sessões de quimioterapia. Sendo esse o motivo de, apesar de já diagnóstica com nódulos malignos, ter-se apresentado esse resultado.

Assim como nos demais exames, no exame com o PET/CT foram obtidas imagens tanto metabólicas (PET) quanto morfológicas (Tomográficas).

Conforme diagnóstico, na Figura 43 não há captação metabólica intensa. Percebe-se uma captação no lóbulo direito da tireoide, não sendo foco desse estudo.

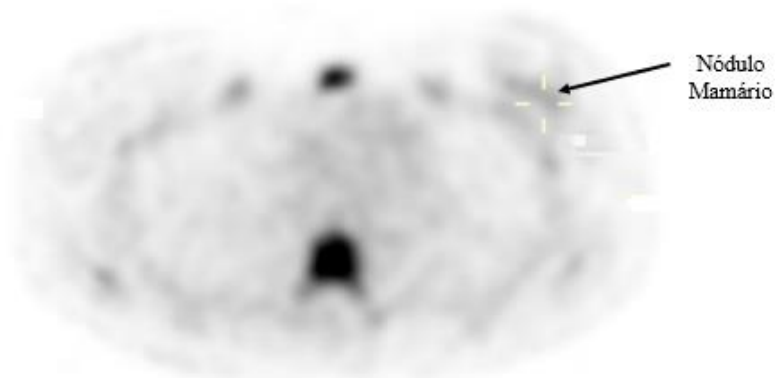
Figura 43 - Paciente 3 - Imagem de Perfusão Multicárdica



Fonte: Próprio Autor

Apresentando uma captação bem discreta a partir da imagem gerada pelo corte transversal na paciente. Imagem metabólica gerado pelo PET, conforme indicado na Figura 44.

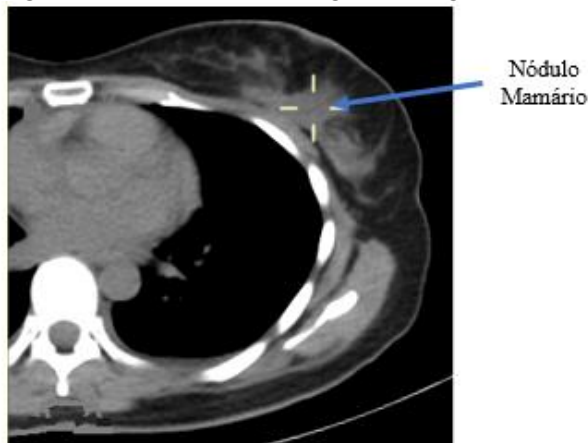
Figura 44 - Paciente 3 - Corte trasnversal



Fonte: Próprio Autor

Também foram analisados dados morfológicos obtidos da paciente. Imagem formada pela tomografia computadorizada. Na Figura 45 é indicado com a seta o nódulo localizado na mama esquerda da paciente.

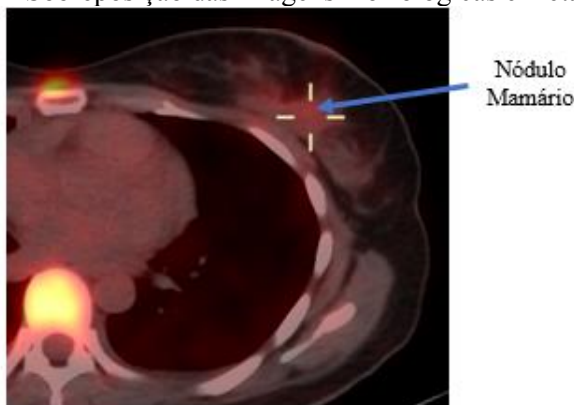
Figura 45 - Paciente 3 - Imagem tomográfica



Fonte: Próprio Autor

Conforme é possível observar na Figura 46, há uma sutil captação na mama esquerda da paciente, correspondendo a um nódulo já reduzido devido a tratamentos quimioterápicos realizados na paciente. A figura apresenta a sobreposição das imagens morfológicas e metabólicas, possibilitando o diagnóstico mais preciso.

Figura 46 - Sobreposição das imagens morfológicas e metabólicas



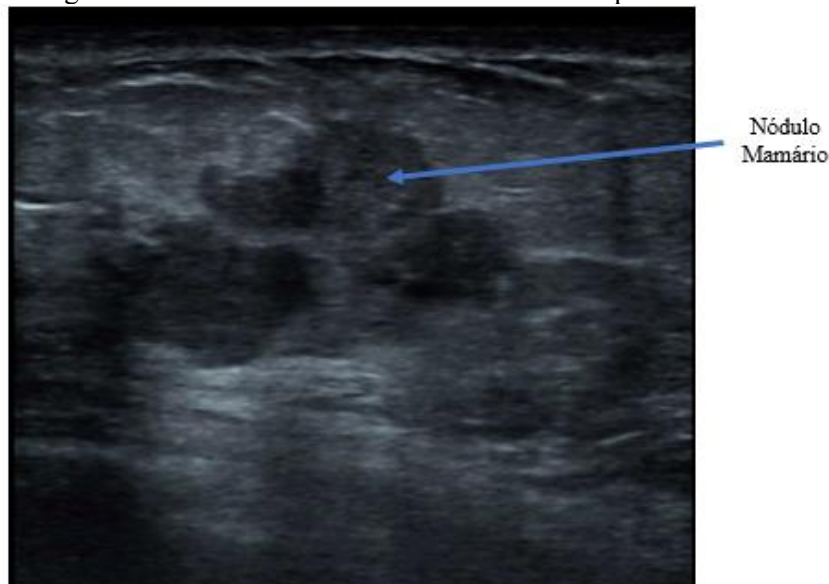
Fonte: Próprio Autor

O exame no Detector Ionizográfico feito logo em seguida do PET/CT, assim como nos demais exames, é feito com o mesmo radiofármaco administrado pela paciente no primeiro exame. Sendo a paciente conduzida a uma sala que possua aparelho de ultrassom para captação de dados morfológicos. Dados estes que são somados aos resultados metabólicos obtidos pelo Detector Ionizográfico, possibilitando assim um diagnóstico compatível com o realizado no PET/CT.

Inicialmente, com o auxílio do aparelho de ultrassom, é identificado o nódulo na paciente, conforme pode ser observado na Figura 47. Desta forma, são feitas as marcações dos

cinco pontos de leitura pelo colimador do Detector Ionizográfico. A terceira marcação, corresponde a leitura no ponto onde foi identificado o nódulo.

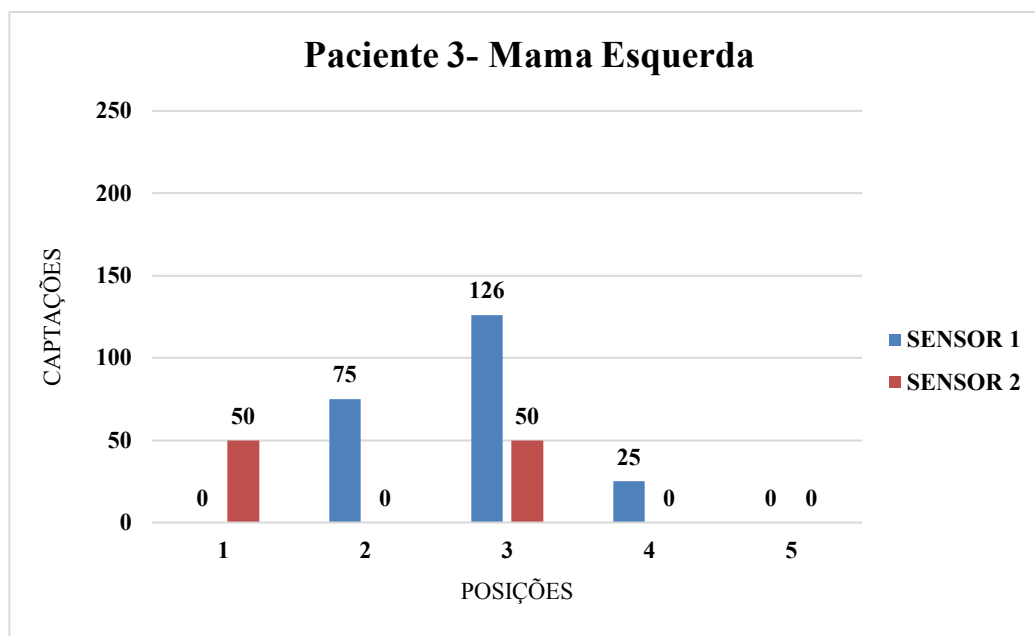
Figura 47 - Paciente 3 - Ultrassom da Mama Esquerda



Fonte: Próprio Autor

Os dados apresentados no gráfico da Figura 48, correspondem as captações de radiação em cada uma das posições marcadas na paciente. Onde pode ser observado que houve uma captação sutil no terceiro ponto marcado como sendo o local do nódulo. As captações iniciaram com zero no sensor 1 e 50 no sensor 2. Logo na segunda leitura houve uma captação de 75 no sensor 1 e nenhuma no sensor 2. Sendo que na terceira posição, foi registrada a mais alta captação, que foi de 126 pelo sensor 1 e de 50 pelo sensor 2. Na quarta leitura foi apresentada uma diminuição, ou seja, o sensor 1 registrou 25 captações e o sensor 2, nenhuma. E por fim, na quinta posição não foi registrada nenhuma captação.

Figura 48 - Paciente 3 – Captações por Segundo (ME)

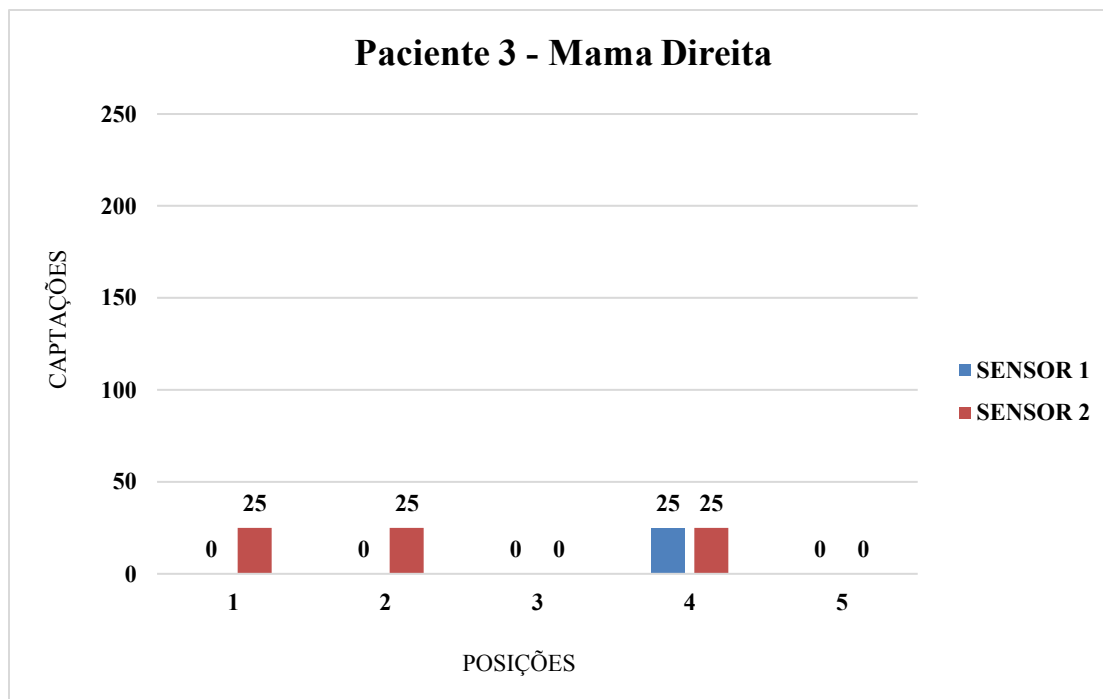


Fonte: Próprio Autor

O resultado é compatível com o apresentado pelo exame do PET/CT na mama esquerda. Sendo que o próximo passo é fazer o mesmo procedimento na mama direita da paciente. E ao final, fazer a mesma comparação com os resultados obtidos no PET/CT.

Já no exame feito com o Detector Ionizográfico na mama direita da paciente, foram obtidos os resultados apresentados no Figura 49. Onde foram observadas as seguintes captações. No primeiro ponto de leitura, o sensor um não apresentou captação. O sensor 2 mostrou uma captação de 25. Na segunda leitura o resultado se repetir a leitura anterior. No terceiro ponto marcado, não houve captação. Na quarta leitura os dois sensores apresentaram leitura de 25 captações por segundo. E na quinta leitura não foi registrada nenhuma captação pelos sensores.

Figura 49 - Paciente 3 – Captações por Segundo (MD)



Fonte: Próprio Autor

O resultado apresentado pelo Detector Ionizográfico na mama direita da paciente foi satisfatório. Com captações muito baixas ou nenhuma registrada nas posições marcadas na paciente. Correspondendo ao diagnóstico apresentado pelo exame no PET/CT.

4.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizado o software Statistical Package for Social Sciences (SPSS) para análise estatística dos dados obtidos. A escolha da ferramenta foi devido a oferecer uma ampla biblioteca de algoritmos, análise estatística avançada, facilidade de integração, além de facilidade de uso e flexibilidade. O SPSS foi criado por Norman H. Nie, C. Hadlai Hull e Dale H. Bent e teve sua primeira versão em 1968. Em 2009 foi adquirido pela IBM em 2009.

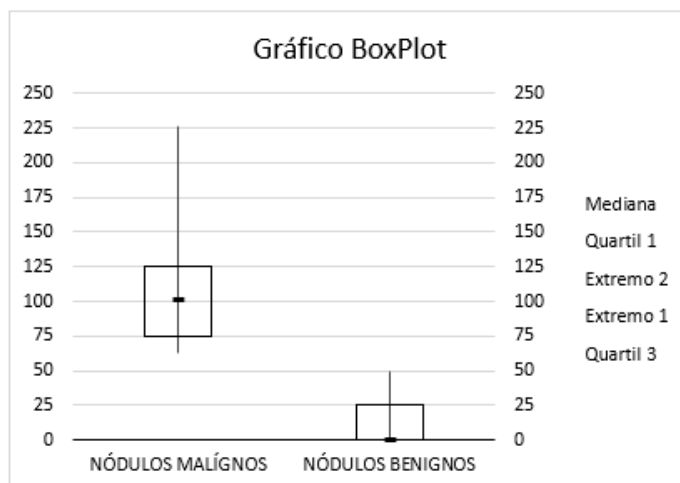
Dos dados obtidos a partir dos exames realizados foi gerado um gráfico BoxPlot para análise, conforme pode ser observado no Figura 50. Foi calculado o 1º e o 3º quartil de cada um dos grupos observados, ou seja, os que apresentaram nódulos mamários malignos e os que apresentaram nódulos mamários benignos. Essa técnica indica o valor aos 25% e 75%, respectivamente, da amostra ordenada. Para o primeiro grupo foi obtido o 1º quartil com o valor de 75 e o 3º quartil com o valor de 125,5. Enquanto para o segundo grupo foi obtido o 1º quartil com o valor de 0 e o 3º quartil com o valor de 25. Isso é representado no gráfico pelas partes

inferiores das caixas para 1º quartil e o superior para o 3º quartil. É importante ressaltar que dentro da caixa, ou seja, nesse intervalo entre o 1º e o 3º quartil, encontram-se 50% das médias das captações.

A mediana é uma tendência central da Estatística e corresponde ao valor central de um conjunto de valores ordenados. Para o grupo dos que possuem nódulo mamários malignos foi obtido o valor 101 e para o outro grupo, 0. No gráfico esses dados são representados pelo traço em negrito na caixa.

Por fim pode ser observado os extremos, representados pelas linhas verticais que cruzam as caixas, sendo a parte inferior de mínimo e a parte superior de máxima, onde para o primeiro grupo foi obtido mínimo de 63 e máxima de 227, enquanto para o segundo grupo, 0 e 50, respectivamente, também sem intersecções.

Figura 50 - Análise das Médias de Contagens



Fonte: Próprio Autor

Essas diferenças entre os grupos a partir das análises supracitadas demonstram que as médias das captações foram bem distintas e não apresentam intersecções.

Foi realizado um Teste t de amostras independentes. É um teste paramétrico que é utilizado quando se deseja comparar dois grupos. É considerado robusto para amostras maiores de 30. Recebe essa denominação devido aos resultados serem todos baseados em valores t. Onde valores t são um exemplo do que os estatísticos chamam de estatística de teste.

No Teste t é formulado uma hipótese nula e uma hipótese alternativa. Onde o procedimento que calcula a estatística de teste compara os dados com o que é esperado sob a hipótese nula. A formula utilizada é a seguinte:

$$t = \frac{\bar{x} - \mu_0}{\frac{s}{\sqrt{n}}}$$

Onde:

- \bar{x} : Média da amostra
- μ_0 : Valor fixo usado para comparação com a média da amostra;
- s: Desvio padrão amostral;
- n: Tamanho da amostra.

Outra análise é a verificação se as variâncias são homogêneas ou não. Para isso foi aplicado o Teste de Levene. Esse teste tem objetivo de avaliar a igualdade de variâncias. Para um melhor desempenho dos testes paramétricos é necessário que as variâncias sejam homogêneas.

Foram formatados os dados de entrada e considerados como parâmetros: as pacientes, que foram numeradas de um a três, um indicativo se a mama é esquerda (1) ou direita (2), foram numerados os sensores, inseridos as quantidades de captações e também as possibilidades de serem nódulos malignos (1) ou benignos (2).

Como resultado foi obtido uma primeira tabela que é descritiva. Na primeira coluna são apresentadas as possibilidades dos fatos em estudo, ou seja, nódulos malignos e nódulos benignos, conforme pode ser verificado na Tabela 5. Na segunda coluna constam as quantidades de ocorrências de cada um deles. Na terceira é apresentado as médias das captações de cada uma das possibilidades, podendo observar que as médias de contagens são bem maiores quando os nódulos são malignos. Na sequência, constam as médias padrão e o erro padrão.

Tabela 5 – Tabela Descritiva

NÓDULO		N	Médias	Desvio Padrão	Erro Padrão
MEDIDA	MALÍGNO	15	110,53	44,053	11,375
	BENÍGNO	45	13,04	17,454	2,602

Fonte: Próprio Autor

Na Tabela 6 é apresentado o resultado do Teste t. Observa-se que inicialmente consta o resultado do Teste de Levene que avalia se os dados são ou não homogêneos. Para isso existem duas hipóteses. Tem como hipótese nula (H_0) que as variâncias são homogêneas e como

hipótese alternativa (H_1) que as variâncias não são homogêneas. Para obtermos o resultado, é analisado o valor de p. Caso p seja maior que 0,05 as variâncias são homogêneas, e caso p seja maior que 0,05 as variações não são homogêneas. Desta forma é possível observa que o valor obtido foi de 0,002, ou seja, os dados analisados são não homogêneos.

Tabela 6 - Teste de Levene e Teste t

		Teste de Levene para Igualdade de Variâncias	Teste t para igualdade de médias			
		p	t	p. (2-tailed)	Diferenças entre Médias	Erro Padrão
MEDIDA	Variâncias Iguais	0,002	12,363	0,000	97,489	7,886
	Variâncias Diferentes		8,355	0,000	97,489	11,668

Fonte: Próprio Autor

Com isso o SPSS fornece duas situações para análise. Uma primeira linha que deve ser considerada se as variâncias forem homogêneas e uma segunda linha caso as variâncias não sejam homogêneas. Dessa forma os resultados que devem ser analisados estão na segunda linha da tabela.

Na terceira coluna da tabela são apresentados os resultados de Teste t. Onde, assim como o Teste de Levene, existem duas hipóteses. Na hipótese nula (H_0) é considerado como a média das contagens de pacientes que apresentam nódulos mamários malignos sendo iguais a média dos pacientes com nódulos mamários benignos. A hipótese alternativa (H_1) é considerado como a média das contagens de pacientes que apresentam nódulos mamários malignos sendo diferente da média dos pacientes com nódulos mamários benignos.

Pode ser observado que o p tem o valor 0,000, ou seja, $p < 0,05$, logo é considerada a hipótese alternativa, onde a média das contagens de pacientes que apresentam nódulos mamários malignos sendo diferente da média dos pacientes com nódulos mamários benignos.

Na coluna de “Diferenças entre as Médias”, o valor sendo positiva significa que o primeiro grupo é maior que o segundo. Se for negativa significa que o segundo grupo é maior que o primeiro. O primeiro grupo são de contagens de nódulos malignos, significando que temos uma média de captações maior nesse grupo.

O como resultado do Teste t pode-se observar um valor de p menor que 0,005, confirmando a hipótese alternativa, ou seja, que as médias dos dois grupos são diferentes. As

médias das captações de pacientes com nódulos mamários maligno está provado matematicamente que são diferentes das dos pacientes com nódulos mamários benignos, sendo assim representativa a diferença das médias.

5 CONCLUSÕES

À medida que os exames foram sendo realizados, surgiram propostas metodológicas para sua melhor realização, na intenção de trazer resultados mais qualitativos, uma vez que, por se tratar de um invento, não há dados históricos sobre sua utilização. Após analisar os resultados pode-se concluir a redução do número de marcações em função do ponto de interesse já ter sido identificado no ultrassom. As demais leituras são meramente para verificação da calibração do equipamento. Para os demais exames, serão feitas três marcações em vez de cinco.

O equipamento será parametrizado para não mais fazer 20 leituras a cada 0,5 segundo em cada marcação (posição). Serão feitas 40 leituras a cada 0,5 segundo, na intenção de ser obtido uma amostra maior das captações, conseqüentemente, mais representativa. Isso se deve ao fato dos pósitrons do radiofármaco serem liberados em direções aleatórias, conseqüentemente, uma exposição por um maior espaço de tempo proporcionará uma captação mais efetiva.

Com a análise do experimento, podemos concluir que leituras de até 50 captação por posição em 0,5 segundo, podem ser desconsideradas, por representar uma média base do radiofármaco circulante na paciente. Levando-se em conta captações superiores, conforme gráficos apresentados na pesquisa, associado aos diagnósticos gerados com os exames no PET/CT.

A partir dos resultados parciais obtidos através da realização dos três exames descritos nesse trabalho, pode-se observar a correspondência em 100% dos diagnósticos dos exames realizados no PET/CT e no Detector Ionizográfico. Sendo que todas as captações hipermetabólicas registradas fora da região marcado pelo nódulo mamário, foram justificadas pela existência de outros elementos captantes no corpo da paciente.

Na análise das tecnologias mais relevantes para detecção de nódulos de mama, concluímos que as metodologias disponíveis quando apresentam resultados satisfatórios, são caras e inacessíveis para maioria da população. Os mais acessíveis são menos precisos em tal detecção. O Detector Ionizográfico apresenta vantagens quanto a acurácia em informações metabólicas tão eficientes quanto os exames PET, apresentando um custo bem acessível quando comparado com as demais tecnologias. Mas como desvantagem, não capta informações morfológicas, assim como o PET.

Com a comprovação da efetividade do Detector Ionizográfico uma consequência natural, assim como aconteceu com o PET/CT e o PET/RM, é a hibridização das tecnologias, já supracitado. Uma tendência é a junção do Detector Ionizográfico com o aparelho de Ultrassom.

Com isso teremos dados morfológicos (Ultrassom) e dados metabólicos (Detector Ionizográfico) possibilitando o estudo de forma e malignidade do câncer em estudo com a junção de duas tecnologias bem acessíveis em termos de custode aquisição e do exame com estes aparelhos.

Por se tratar de um equipamento relativamente simples, não precisa de fotomultiplicadoras ou eletrônica robusta dentro de um “gântry” (túnel de posicionamento do paciente) do aparelho, como ocorre com outros aparelhos com essa finalidade. O Detector Ionizográfico é desenvolvido em um tamanho diminuto, maleável e de baixo custo quando comparado com aparelhos que fornecem dados metabólicos.

O Detector Ionizográfico faz imagens com “taxas de contagem por segundo”, não havendo a necessidade de aguardar que toda a imagem tenha boa estatística de contagem para finalizar o exame, quando uma célula de ionização encontra um padrão ele para de contar finalizando o exame. Possibilitando, assim, a detecção de corpo inteiro onde o exame terminaria em poucos segundos em vez de vários minutos como acontece hoje com a cintilografia

Com esse avanço há possibilidade de conectar a medicina nuclear com outras áreas de imagem como a endoscopia por exemplo. Possibilitaria também detectar o linfonodo sentinela (tumor maligno) de forma visual, o que faria com que o linfonodo de cadeia mamária interna pudesse ser abordado de forma segura pelo mastologista aumentando a sensibilidade e detectabilidade da mastologia em câncer de mama.

O diagnóstico preciso ficará mais acessível, viabilizando o diagnóstico precoce ou até mesmo uma melhor estadia do paciente acometido deste mal. Assim como proporcionará o acesso à pacientes que se encontram longe dos grandes centros de saúde, devido a sua portabilidade e baixos custos envolvidos na aquisição e manutenção do aparelho. Como uma consequência inevitável, que ocorreu com todos os equipamentos analisados, uma evolução do aparelho para que possa cada vez mais acompanhar os avanços e necessidades desta especialidade da medicina.

Como sugestão para trabalhos futuros, deve ser feito mais experimentos com o Detector Ionizográfico. Não somente no exame de mamas, mas na análise de nódulos na tireoide e na avaliação de funções renais. Possibilitando assim que seja comprovado não somente a efetividade no diagnóstico do invento, mas também sua diversidade de aplicações. O Detector Ionizográfico deve evoluir no requisito referente a armazenamento, possibilitando conectividade com a nuvem, proporcionando maior acessibilidade aos dados gerados.

REFERÊNCIAS

ALLEMANI, C. et al. Global surveillance of trends in cancer survival 2000–14 (CONCORD-3): analysis of individual records for 37 513 025 patients diagnosed with one of 18 cancers from 322 population-based registries in 71 countries. *Lancet*, v. 391, n. 10125, p 1023-1075, 2018.

ALVARES, Beatriz Regina; MICHELL, Michael. O uso da ressonância magnética na investigação do câncer mamário. **Radiologia Brasileira**, v. 36, n. 6, 2003.

ALVARES, Beatriz Regina *et al.* Densidade mamográfica em mulheres menopausadas assintomáticas: correlação com dados clínicos e exames ultrassonográficos. **Radiologia Brasileira**, v. 45, n. 3, p. 149-154, 2012.

BITENCOURT, A. G. V. *et al.* Correlação entre resultado do PET/CT e achados histológicos e imunohistoquímicos em carcinomas mamários, **Revista Radiologia Brasileira**, São Paulo, v. 47, n. 2, p. 67-73, mar./abr. 2014.

BRAY, F. et al. Global Cancer Statistics 2018: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA: a Cancer Journal for Clinicians*, v. 68, n. 6, p. 394-424, 2018.

CALAS, Maria Julia Gregorio; KOCH, Hilton Augusto; DUTRA, Maria Virgínia Peixoto. Ultra-sonografia mamária: avaliação dos critérios ecográficos na diferenciação das lesões mamárias, **Radiol. Bras.**, v. 40, n. 1, 2007.

CALAS, Maria Julia Gregorio; GUTFILEN, Bianca; PEREIRA, Wagner Coelho Albuquerque. CAD e mamografia: por que usar esta ferramenta? **Radiologia Brasileira**, v. 45, n. 1, p. 46-52, 2012.

CAMARGO, Edwaldo E. Experiência inicial com PET/CT. **Radiologia Brasileira**, v. 38, n. 1, p. 0-0, 2005.

CHALA, Luciano Fernandes; BARROS, Nestor de. Avaliação das mamas com métodos de imagem. **Radiologia Brasileira**, v. 40, n. 1, p. 4-6, 2007.

DR PIXEL. **Mamógrafo**. 2015. Disponível em: <https://drpixel.fcm.unicamp.br/conteudo/bases-fisicas-da-mamografia>. Acesso em: 20 jan. 2021.

FERREIRA, Soraya Maria Zandim Maciel Dias. **Estratégias para marcação de moléculas bioativas**: síntese de compostos fluorescentes e radiomarcados com flúor-18. 2015. 120 f. Tese (Doutorado em Química) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

GEBRIM, Luiz Henrique; QUADROS, Luis Gerk de Azevedo. Rastreamento do câncer de mama no Brasil. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, v. 28, n. 6, p. 319-323, 2006.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Câncer**: incidência de câncer no Brasil. Rio de

Janeiro, RJ: INCA; 2012.

JALES, Rodrigo Menezes *et al.* Desempenho da ultra-sonografia na detecção das metástases em linfonodos axilares em mulheres com câncer de mama. **Rev Bras Ginecol Obstet**, v. 27, n. 9, p. 534-40, 2005.

KASPER, D. L. *et al.* **Medicina Interna de Harrison**. 19. ed. Porto Alegre: AMGH Editora LTDA, 2016.

KERR-PONTES, L. R. S.; ROUQUAYROL, M. Z. A Medida da saúde coletiva. In: ROUQUAYROL, M. Z.; ALMEIDA FILHO, N. (Org.). *Epidemiologia e saúde*. 5. ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1999.

LND. Disponível em: <https://www.lndinc.com/products/geiger-mueller-tubes/71623/>. Acesso em: 12 jan. 2021.

MACHADO, A.C.B.; PLEITEZ, V.; TIJERO, M.C. Usando a Antimatéria na Medicina Moderna. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 28, n. 4, p. 407 – 416, 2006.

MICROWAT. **Arduino nano v3 atmega 328p (USB MINI)**. 2021. Disponível em: <https://www.microwat.com.br/191>. Acesso em: 15 jun. 2021.

MIGOWSKI, Arn *et al.* Diretrizes para detecção precoce do câncer de mama no Brasil. II- Novas recomendações nacionais, principais evidências e controvérsias. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 34, p. e00074817, 2018.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, PORTARIA Nº 1.340, DE 1º DE DEZEMBRO DE 2014 <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/sas/2014/prt1340_01_12_2014.html> Acessado em: 08/03/2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, RESOLUÇÃO Nº 466, DE 12 DE DEZEMBRO DE 2012 <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/cns/2013/res0466_12_12_2012.html> Acessado em: 20/04/2021.

NASCIMENTO, José Hermes Ribas; SILVA, Vinicius Duval; MACIEL, Antonio Carlos. Acurácia dos achados ultrassonográficos do câncer de mama: correlação da classificação BI-RADS e achados histológico. **Radiologia Brasileira**, v. 42, n. 4, 2009.

NASCIMENTO, Fabianne Borges do; PITTA, Maira Galdino da Rocha; RÉGO, Moacyr Jesus Barreto de Melo. Análise dos principais métodos de diagnóstico de câncer de mama como propulsores no processo inovativo. **Arquivos de Medicina**, v. 29, n. 6, p. 153-159, 2015.

NASTRI, Carolina Oliveira Nastri; MARTINS, Wellington de Paula Martins; LENHARTE, Rodrigo de Jesus Lenharte. Ultrassonografia no rastreamento do câncer de mama. **Femina**, v. 39, n. 2, 2011.

NILSSON, James W.; RIEDEL, Susan A. **Circuitos Elétricos**. 10. ed. São Paulo: Person Education do Brasil, 2015.

PEREIRA, Márcia Regina; SANTOS, Aline; SAKAE, Thiago Mamôru. Escore thrombolysis in myocardial infarction para avaliação de risco em síndrome coronariana aguda em hospital particular no Sul do Brasil. **Rev Bras Clin Med**, v. 8, n. 4, p. 311-5, 2010.

PORTAL DO MÉDICO. Disponível em:

<https://www.portaldomedico.com/produto/c9266dbe-d1c5-4673-9560-453af0b5b82e>. Acesso em: 18 jan. 2021.

PORTAL HOSPITAIS BRASIL. Disponível em: <http://portalhospitaisbrasil.com.br/nova-geracao-de-pet-ct-auxilia-no-diagnostico-precoce-do-cancer/>. Acesso em: 21 jan. 2021.

ROBOMIX. **Display LCD gráfico GLCD 128x64 backlight azul ST7920**. Disponível em: <https://www.robomix.com.br/display-lcd-grafico-glcd-128x64-backlight-azul-st7920>. Acesso em: 23 abr. 2021.

ROUQUAYROL, M. Z; FILHO, N.A. Epidemiologia e saúde. 5 ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1999.

RSROBOTICA. **MODULO FTDI FT232RL COM CHAVE 3.3V 5V**. Disponível em: . Acesso em: 15 maio 2021.

SABBATINI, Renato M. E. Uma Revolução Feita de Imagens. **Chek-Up**, São Paulo, v.1,n. 6, jan. 1999.

SILVA, J. M. *et al.* Tomografia por emissão de pósitrons/ressonância magnética na avaliação do câncer de mama. In: ENCONTRO LATINO AMERICANO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 20., 2016. **Anais...**, São José dos Campos: Univap, 2016.

SILVA, Pamella Araújo da; RIUL, Sueli da Silva. Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 64, n. 6, p. 1016-1021, 2011.

SOARES JUNIOR, J. *et al.* Lista de recomendações do Exame PET/CT com ¹⁸F-FDG em Oncologia. Consenso entre a Sociedade Brasileira de Cancerologia e a Sociedade Brasileira de Biologia, Medicina Nuclear e Imagem Molecular. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p. 255-259, 2010.

SOUZA, Anderson R. *et al.* A placa Arduino: uma opção de baixo custo para experiências de física assistidas pelo PC. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 33,n. 1, p. 1702, 2011.

THULER, Luiz Claudio *et al.* Considerações sobre a prevenção do câncer de mama feminino. **Rev bras cancerol**, v. 49, n. 4, p. 227-38, 2003.

TIEZZI, Daniel Guimarães. Epidemiologia do câncer de mama. **Rev Bras Ginecol Obstet**, v. 31, n. 5, p. 213-5, 2009.

VILLAR, Vanessa Cristina Felipe Lopes *et al.* Evolution of mammographic image quality in the state of Rio de Janeiro. **Radiologia brasileira**, v. 48, n. 2, p. 86-92, 2015.