



**COPPE**  
UFRJ

Instituto Alberto Luiz Coimbra de  
Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia

TESTE DE QUALIDADE NAS AVALIAÇÕES DAS MEDIDAS NOMINAIS E  
REAIS DA PRECISÃO DO POSICIONAMENTO, APRESENTADAS PELO  
SISTEMA IVIEWGT™

Monique Prado de Souza

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do  
Rio de Janeiro, como parte dos requisitos  
necessários à obtenção do título de Mestra em  
Engenharia Nuclear.

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Rio de Janeiro  
Março de 2024

TESTE DE QUALIDADE NAS AVALIAÇÕES DAS MEDIDAS NOMINAIS E  
REAIS DA PRECISÃO DO POSICIONAMENTO, APRESENTADAS PELO  
SISTEMA IVIEWGT™

Monique Prado de Souza

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO  
ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE  
ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO  
COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO  
GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Aprovada por: Prof. D.Sc. Inayá Corrêa Barbosa Lima

Prof. D.Sc. Ademir Xavier da Silva

Prof. D.Sc. Fernando Carlos Araujo Ribeiro

/

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2024

Souza, Monique Prado de

Teste de qualidade nas avaliações das medidas nominais e reais da precisão do posicionamento, apresentadas pelo sistema iViewGT™ /Monique Prado de Souza. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2024.

XI, 68 p.: il.; 29, 7cm.

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2024.

Referências Bibliográficas: p. 45 – 47.

1. iViewGT™. 2. posicionamento. 3. radioterapia. I. Lima, Inayá Corrêa Barbosa. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

*Dedico este trabalho, ao meu tio, José Willia.  
A minha mãe, Suzilane Prado (in memorian).*

# Agradecimentos

Quero agradecer primeiramente a Deus, que me sustentou e abençoou até aqui, sem Ele nada disso seria possível.

Ao meu tio Willia, que me ajudou sempre que eu precisei, me aconselhando e me ensinando, muito obrigada.

Aos meus avós que me acolheram no momento que eu mais precisei.

A minha irmã Moane, pela confiança e pela força.

A Fábria, a Física médica que me ajudou na realização deste trabalho.

A Luciano, o Físico médico que me ajudou na realização deste trabalho.

A Rojânia que me ajudou nas medições do trabalho.

Aos técnicos em radiologia, Henrique, Fábio e Tiago.

Ao centro de radioterapia do hospital SAMUR, por ter permitido a realização deste trabalho.

A minha orientadora Inayá, obrigada pela compreensão e empatia.

Aos professores do PEN, por todo ensinamento.

A Edemilton meu grande amigo, por todo suporte sempre que precisei.

A CAPES, pelo incentivo

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

TESTE DE QUALIDADE NAS AVALIAÇÕES DAS MEDIDAS NOMINAIS E  
REAIS DA PRECISÃO DO POSICIONAMENTO, APRESENTADAS PELO  
SISTEMA IVIEWGT™

Monique Prado de Souza

Março/2024

Orientadora: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Programa: Engenharia Nuclear

A radioterapia tem como o seu principal desafio atingir o volume tumoral provocando o menor dano possível aos tecidos sadios adjacentes. No planejamento radioterápico se faz necessário a obtenção de imagens radiográficas para checar a reprodução do posicionamento do paciente durante o tratamento, quando necessário, a correção desse posicionamento. Em sistemas modernos a aquisição dessas imagens é em formato digital. A utilização bem-sucedida desse sistema requer a implementação de um programa de controle da qualidade periódico e acurado. Neste estudo propomos desenvolver uma rotina de teste capaz de medir com precisão milimétrica o erro das medições dos deslocamentos geométricos introduzidos pelos sistemas automáticos, monitorados e visual obtidos pela comparação das imagens no sistema de verificação. Para o desenvolvimento dessa prática utilizamos o sistema iViewGT™ do acelerador linear Synergy da Elekta, phantom similar ao Las Vegas e o isoline. Os resultados evidenciaram as diferenças entre valores nominais e reais, sendo mais acentuada em uma das direções do plano.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

QUALITY TEST IN EVALUATIONS OF NOMINAL AND REAL  
MEASUREMENTS OF POSITIONING ACCURACY, PRESENTED BY THE  
IVIEWGTTM SYSTEM

Monique Prado de Souza

March/2024

Advisor: Inayá Corrêa Barbosa Lima

Department: Nuclear Engineering

Radiotherapy has as its main challenge to achieve tumor volume causing the least possible damage to adjacent healthy tissues. In radiotherapy planning, it is necessary to obtain radiographic images to check the reproduction of the patient's positioning during treatment, when necessary, the correction of this positioning. In modern systems the acquisition of these images is in digital format. Successful use of this system requires the implementation of a periodic and accurate quality control program. In this study we propose to develop a test routine capable of accurately measuring the error of geometric displacement measurements introduced by the automatic, monitored and visual systems obtained by comparing the images in the verification system. For the development of this practice, we used the iViewGT™ system of the SynergyÒ linear accelerator ElektaÒ and the phantom similar to Las Vegas and isoline. The results showed the differences between nominal and real values, being more pronounced in one of the directions of the plan.

# Sumário

<b>Lista de Figuras</b> -----	Ix
<b>Lista de Tabelas</b> -----	X
<b>Lista de abreviaturas</b> -----	Xi
<b>1 Introdução</b> -----	1
1.1 Objeto Geral -----	2
1.2 Objetivos Específicos -----	2
1.3 Sequência desta dissertação -----	3
<b>2 Revisão bibliográfica</b> -----	4
2.1 Pesquisa Quantitativa da Condição de Compreensão Estruturadas Em Forma De Tabela -----	4
<b>3 Fundamentos teóricos</b> -----	9
3.1 Radioterapia -----	9
3.2 Sistema IGRT -----	11
3.3 Sistema iViewGT™ -----	13
3.4 Phantom -----	14
3.5 Isoline -----	15
3.6 Erros e incertezas nas medições -----	16
<b>4 Material e Métodos</b> -----	20
4.1 Esquema de todo o desenvolvimento deste trabalho -----	20
4.1.1 Apresentação do phantom Las Vegas -----	21
4.1.1.1 Preparação do phantom Las Vegas -----	22
4.1.2 Apresentação do Isoline -----	23
4.1.2.1 Preparação do Isoline -----	24
4.1.3 Preparativos para as capturas -----	25
4.2 Realização das medidas -----	27
<b>5 Resultados e Discussão</b> -----	40
<b>6 Conclusão</b> -----	44
<b>Referências Bibliograficas</b> -----	45
<b>Anexo</b> -----	48

# Lista de Figuras

Figura 1 – Sala de radioterapia.....	20
Figura 2 - Fluxograma com a sequência de realização do trabalho.....	21
Figura 3 - Phantom .....	22
Figura 4 - Papel milimetrado, anexado ao phantom .....	23
Figura 5 - Feixes luminosos, centralizado com a origem .....	24
Figura 6 - Isolne .....	25
Figura 7 - Isoline centralizado ao feixe luminoso do colimador .....	26
Figura 8 - Altura fixada.....	28
Figura 9 – Monitor do acelerador linear Elekta .....	29
Figura 10 - Tela do sistema iViewGT™ .....	30
Figura 11 - Origem transladada.....	31
Figura 12 - Isoline com feixe luminoso centralizado .....	32
Figura 13 - Monitor com valores da lateral e longitude .....	32
Figura 14 - Isoline descentralizado após o deslocamento aleatório .....	33
Figura 15 - Monitor da sala de radioterapia após o primeiro deslocamento aleatório.....	34
Figura 16 - Captura da variação aleatória da segunda medida de longitude .....	35
Figura 17 - Captura da variação aleatória da terceira medida da lateral .....	35
Figura 18 - Captura da variação aleatória da quarta medida de lateral .....	36
Figura 19 - Captura da variação aleatória da quinta medida de longitude .....	36
Figura 20 - Captura da variação aleatória da sexta medida de longitude.....	37
Figura 21 - Captura da variação aleatória da sétima medida de lateral .....	37
Figura 22 - Captura da variação aleatória da nona medida de longitude .....	38
Figura 23 - Captura da variação aleatória da décima medida de lateral .....	38
Figura 24 - Isoline após a correção do deslocamento .....	39

# Lista de Tabelas

Tabela 1 – Levantamento no Google Acadêmico .....	4
Tabela 2 - Levantamento Revista Brasileira de Física Médica - RBFM.....	5
Tabela 3 – Levantamento Scientific Electronic Library Online - SciELO.....	6
Tabela 4 - Tabela de medições nominais do primeiro teste. ....	40
Tabela 5 - Tabela de medições nominais do segundo teste. ....	41
Tabela 6 - Tabela de medições reais do primeiro teste.....	42
Tabela 7 - Resultados das médias aritmético e desvio padrão .....	42

# Lista de Abreviaturas

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

EPID - Electronic portal imaging devices (dispositivos de imagem de portal eletrônico)

IGRT - Guiado por imagem radioterapia

IMRT - Radioterapia de intensidade modulada.

MLC - Colimador de múltiplas lâminas

SAMUR - Serviço de Assistência Médica e Urgência

# Capítulo 1

## Introdução

A Física tem como uma de suas grandes preocupações a produção de novos materiais e o estudo da interação das diferentes formas de energia com a matéria. Isso se pode dizer da Física Médica, pois com o objetivo de aprimorar o diagnóstico e a terapia estuda como o corpo humano interage com diferentes formas de energia e os possíveis efeitos resultantes desta interação. O conhecimento adquirido, associado à maneira de pensar como a Física pode colaborar em diversas áreas, permite que conceitos, modelos e procedimentos sejam elaborados, levando a uma melhoria no tratamento médico.

A radioterapia é uma área da Física Médica que lida com o uso das fontes de radiação para o tratamento do câncer e outras patologias. Nos procedimentos radioterápicos a correspondência entre a dose calculada e a dose recebida de radiação pelo paciente é de fundamental importância e a melhor forma de garantir uma real equivalência é mediante a comprovação experimental.

Na radioterapia, os métodos de cálculos de dose (dosimetria clínica) são baseados em teorias Físicas das radiações. Fazer estes cálculos garante uma dose adequada para o órgão ou região a ser tratada, porém deve-se primeiro substituir o paciente por um dispositivo experimental, conhecido como phantom, com o objetivo de corroborar os cálculos, podendo assim garantir um valor preciso de dose. O material contido no simulador físico deve ser equivalente ao tecido humano em relação aos efeitos da radiação ionizante incidente.

Na Física Médica é comum o uso destes objetos para simular fisicamente o paciente, no entanto a diversidade deste dispositivo é muito ampla dependendo da área de aplicação. No caso das técnicas médicas que utilizam radiação ionizante, é necessário reproduzir nesta importante ferramenta do físico médico, as propriedades físico-químicas que manifesta o tecido humano ao interagir com este tipo de radiação. Porém, os phantoms convencionais são de custo elevado. Busca-se desta forma materiais alternativos que tenha um menor custo, possibilitando

assim a confecção de simuladores de tecidos mais realísticos, podendo ser moldado de acordo a cada paciente.

A utilização de materiais alternativos proporcionará experimentalmente uma caracterização dosimétrica, em uma estimativa mais próxima possível do real, possibilitando um tratamento efetivo em que a dose calculada, emitida e absorvida seja equivalente e o paciente possa dessa forma ser beneficiado.

Tão importante quanto a precisão da dose, é a correta precisão do posicionamento do paciente. Atualmente o sistema de IGRT (Guiado por imagem radioterapia) mais utilizado é o EPID (Electronic portal imaging devices) que utiliza tecnologia de silício amorfo, o qual permite a aquisição de imagens radiográficas em formato digital. Por isso o sistema iviewGT™, traz um sistema de posicionamento por imagem e sistemas auxiliares de localização da maca. Essa última parte não é o principal protocolo do posicionamento, por tanto não se exigirá da mesma uma maior acurácia do que da primeira parte, o que permite a verificação dessa precisão por este trabalho.

Neste trabalho foram definidas as expressões nominais e reais para tipos de medidas, pois se trata do que é planejada e do que realmente é efetivado. Quando se fala de nominal, é o mesmo que dizer que é pensado, propagado, almejado ou valor esperado. Já quando se fala de real, é o que realmente acontece, o que nem sempre pode ser de acordo com o esperado. Os valores exibidos pelo sistema de monitoramento do sistema Elekta (empresa especializada em soluções clínicas para o tratamento de câncer e danos cerebrais) serão considerados os valores nominais, e os valores obtidos diretamente pela comparação de imagens, serão considerados as medições reais.

## **1.1 Objetivo Geral**

Avaliar as medidas nominais reais, baseado na localização e posicionamento do Phantom e do isoline, pelo sistema iviewGT.

## **1.2 Objetivos Específicos**

- Identificar as medições nominais e reais;
- Comparar as medições nominais e reais;
- Verificar se a diferença entre os valores nominais e reais se acentua em alguma direção.

### 1.3 Sequência desta dissertação

Este trabalho terá a seguinte sequência

**Capítulo 2** - Será abordada uma revisão bibliográfica, priorizando a busca no google acadêmico, Revista Brasileira de Física Médica e SciELO.

**Capítulo 3** - Apresentação dos fundamentos teóricos sobre: radioterapia, sistema IGRT, sistema iViewGT<sup>TM</sup>, phantom, isoline e erros e incertezas nas medições.

**Capítulo 4** – Constarão todos os materiais e métodos utilizados neste trabalho, desde as medidas, apresentação do phantom, apresentação do isoline, sala de radioterapia e sistema iViewGT<sup>TM</sup>.

**Capítulo 5** – Avaliação dos resultados obtidos. Analisando as medidas nominais, corrigindo os movimentos aleatórios e conferindo as medidas reais quando possível.

**Capítulo 6** – Serão apresentadas a conclusão e perspectivas futuras.

## Capítulo 2

### Revisão bibliográfica

A revisão bibliográfica feita serve para nortear o entendimento do estado atual do conhecimento nesta área de pesquisa, com relevância para este trabalho, priorizando a busca no google acadêmico, revista brasileira de física médica e SciELO. Foi possível observar que não existem muitos trabalhos que poderiam apresentar alguma afinidade com este, provando a unicidade deste trabalho.

Os meios de pesquisas utilizados citados acima, foram os que mais trouxeram informações usando palavras-chaves, visto que só foi utilizado filtro em um termo de busca, comprovando a falta de material de pesquisa, mas o suficiente para desenvolver o levantamento bibliográfico plenamente pela internet.

As seleções das publicações a serem citadas aqui foram feitas baseadas nas que mais se tratava de algum tipo de teste da qualidade de imagem. Usando como termo de busca as palavras Testes + iviewgt, Avaliação + iviewgt, Deslocamento + iviewgt, Precisão + iviewgt, Erros + iviewgt, Iviewgt, Testes + qualidade + iviewgt, Testes + precisão + iviewgt, Avaliação + precisão + iviewgt e Teste + qualidade. A única junção de palavras que utilizou período foi Teste + qualidade, de 01 de janeiro de 2016 a 31 de dezembro de 2020.

#### 2.1 Pesquisa Quantitativa da Condição de Compreensão Estruturadas Em Forma De Tabela

*Tabela 1- Levantamento no Google Acadêmico*

<b>Google Acadêmico</b>			
<b>Termo de busca</b>	<b>Número</b>	<b>de</b>	<b>Observações</b>
	<b>resultados (artigos)</b>		
<b>Testes + iviewgt</b>	<b>3</b>	<b>foram</b>	<b>Com os dois termos encontrados dois</b>

			artigos em português e um em espanhol.
<b>Avaliação</b>	+	4	Com os dois termos foram encontrados três artigos em português e um em espanhol.
<b>iviewgt</b>			
<b>Deslocamento</b>	+	1	
<b>iviewgt</b>			
<b>Precisão + iviewgt</b>		2	
<b>Erros + iviewgt</b>		4	Com os dois termos foram encontrados três artigos em português e um em espanhol.
<b>Iviewgt</b>		868	Sem restrições de período
<b>Testes + qualidade + iviewgt</b>		4	
<b>Testes + precisão + iviewgt</b>		5	
<b>Avaliação + precisão + iviewgt</b>	+	6	

*Tabela 2 - Levantamento Revista Brasileira de Física Médica - RBFM*

<b>Revista Brasileira de Física Médica – RBFM</b>			
<b>Termo de busca</b>		<b>Número de resultados (artigos)</b>	<b>Observações</b>
<b>Testes + iviewgt</b>		0	
<b>Avaliação + iviewgt</b>	+	0	
<b>Deslocamento + iviewgt</b>	+	0	
<b>Precisão + iviewgt</b>		0	

<b>Erros + iviewgt</b>	0	
<b>Iviewgt</b>	0	
<b>Testes + qualidade + iviewgt</b>	0	
<b>Testes + precisão + iviewgt</b>	0	
<b>Avaliação + precisão + iviewgt</b>	0	
<b>Teste + qualidade</b>	18	No período de 01 de janeiro de 2016 – 31 de dezembro de 2023.

*Tabela 3 - Levantamento Scientific Electronic Library Online - SciELO*

<b>Scientific Electronic Library Online – SciELO</b>		
<b>Termo de busca</b>	<b>Número de resultados (artigos)</b>	<b>Observações</b>
<b>Testes + iviewgt</b>	0	
<b>Avaliação + iviewgt</b>	0	
<b>Deslocamento + iviewgt</b>	0	
<b>Precisão + iviewgt</b>	0	
<b>Erros + iviewgt</b>	0	
<b>Iviewgt</b>	0	
<b>Testes + qualidade + iviewgt</b>	0	
<b>Testes + precisão + iviewgt</b>	0	
<b>Avaliação + precisão + iviewgt</b>	0	
<b>Teste + qualidade</b>	0	Filtro para física médica

A procura de trabalho no google acadêmico, através das palavras-chaves resultou em alguns artigos e dissertações. Foram escolhidos dois trabalhos, sendo um artigo e uma dissertação. Tendo como autores: Katia Jacob, e colaboradores (2008), publicado no Repositório científico do Instituto Politécnico de Lisboa (2008); Ricardo Goulart Da Silva, publicado no Repositório Institucional da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (2013).

Katia Jacob, e colaboradores (2008) falam em seu trabalho “Controle da qualidade dosimétrico no serviço de radioterapia do Hospital CUF Descobertas (HCD): importância do controle da qualidade do sector da física e resultados da auditoria ESTRO-EQUAL” fala sobre a calibração e o controle da qualidade de um acelerador linear em um serviço de Radioterapia, trazendo a garantia nos tratamentos oferecidos.

No artigo, na parte de controle de qualidade ele fala sobre as condições de funcionamento dos equipamentos, que com o tempo vão sofrendo um desgaste pelo uso diário e pela a exposição à radiação, por isso a importância de um sistema de qualidade (JACOB, K et al., 2008, p. 3).

Ricardo Goulart Da Silva (2013) fala em seu trabalho “Desenvolvimento de um programa de controle da qualidade para a tecnologia VMAT” apresentação de testes específicos para o controle de qualidade da máquina.

Na dissertação, o autor dividiu em trechos, onde fala sobre Controle da Qualidade específico do Paciente em IMRT e VMAT (SILVA, R, 2013, p.27-29).

A procura de trabalho na Revista Brasileira de Física Médica, através das palavras-chaves resultou em alguns artigos e dissertações, foram escolhidos dois trabalhos em formato de artigo. Tendo como autores: Fabio R. Mattos, Laura Furnari (2017); Laura Furnari, Leandro R. Fairbanks (2019).

Fabio R. Mattos, Laura Furnari (2017) falam em seu trabalho “Implementação de um Controle de Qualidade de DMLC utilizando um EPID (Portal Dosimetry)” com intuito a verificação dos limites de resolução desse sistema de detecção para seu uso na modalidade IMRT (radioterapia de intensidade modulada).

No artigo, eles falam sobre o teste de sensibilidade do sistema de detecção (EPID), que trata basicamente na verificação de habilidade do sistema de detecção em acusar um pequeno desvio de posicionamento de uma lâmina, quando comparado o plano medido e a referência, através de suas ferramentas de análise disponíveis (MATTOS, F; FURNARI, L, 2017, p.3).

Laura Furnari, Leandro R. Fairbanks (2019) falam em seu trabalho “Radioterapia guiada por imagem: técnicas e controle de qualidade” a fim de localizar o alvo com a maior precisão

possível, para poupar o máximo possível das estruturas vizinhas.

No artigo, os autores abordam os principais dispositivos de imagem guiada. Eles falam também sobre controle de qualidade, e dentro da abordagem do controle de qualidade eles relatam sobre funcionalidade, precisão do posicionamento, precisão do isocentro, uniformidade etc. (FURNARI, Laura; FAIRBANKS, Leandro, 2019, p.3-9).

# Capítulo 3

## Fundamentos teóricos

### 3.1 Radioterapia

Iniciou se no final do século XIX em 1895, por *Wilhelm Conrad Roentgen*, no laboratório do Instituto de Física da Universidade Julius Maximilians de Wuzburg, na Bavária, ele fazia alguns experimentos no laboratório, utilizando raios catódicos e o filme fotográfico, ele percebeu que quando ele colocou a mão de sua esposa no desenvolvimento desse experimento era possível ver os ossos da mão, e que a pele e a parte muscular da mão ficavam praticamente transparente (JÚNIOR, c2021). Essa descoberta de Roentgen gerou muita curiosidade, fazendo que os estudiosos daquela época buscassem aprofundar nesse assunto, foi aí que surgiu a hipótese de Henri Poincaré segundo Peduzzi (2005, p.122) “Como em um tubo de raios catódicos os raios de Roentgen se originam a partir da fosforescência produzida pela incidência dos raios catódicos no vidro do tubo, Poincaré conjectura se não estariam esses dois fenômenos estreitamente relacionados, em qualquer situação”.

Depois dessa hipótese vários cientistas tiveram de alguma forma, uma contribuição para a descoberta e surgimento da radioterapia, mas foi em 1904 que Marie Curie relata em sua tese de doutorado como aconteceu o surgimento da radioterapia, conforme:

Ela aplicava uma cápsula contendo o elemento rádio sobre a pele do seu marido, que produzia uma ferida que necessitava de um mês para sarar. Após o experimento da Marie Curie, quase que imediatamente foi reconhecida a possibilidade de utilizar o rádio para destruir câncer, neoplasias malignas (GUIMARÃES, 2011, p.25).

O surgimento da radioterapia de contato remota da década de 30 no século XX, tendo grande impacto na sociedade à época para diagnosticar e tratar doenças oncológicas. Já a braquiterapia, um tipo de “radioterapia interna”, um tratamento local apenas para uma parte específica do corpo, também chamada de Curiethérapie na França, possui raízes mais antigas,

remontando ao final do século XIX. Pioneiros como Marie Curie e seu marido Pierre Curie desempenharam um papel crucial na pesquisa e aplicação inicial da radioterapia, já que a radioterapia é utilizada em 50% dos pacientes com câncer, tratamento utilizando os aceleradores lineares (GÉRARD et al., 2020).

A radioterapia é uma técnica que utiliza radiação ionizante para o tratamento de células cancerígenas. Radiação ionizante são aquelas que têm energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, como por exemplo, os raios X, raio gama, partícula beta, partículas alfas etc. No Brasil o tratamento radioterápico teve início em 1901, com a utilização de um aparelho de raios X. Em meados da década de 50, foram instaladas as primeiras unidades de cobalto 60 em hospitais do Rio de Janeiro e em São Paulo (CASTO, 2002).

Tanto Filho (1987) como Podgorsak (1957) falam que a radioterapia é a modalidade de tratamento que entrega uma quantidade controlada de radiação ionizante numa região limitada do corpo do paciente, esta quantidade (dose) é aplicada fracionada. Tanto Castro (2002) como Okuno *et al* (1982) falam como ela se divide em teleterapia e braquiterapia, sendo que na primeira a fonte de radiação é colocada a muitos centímetros de distância da região a ser tratada, e na segunda a fonte de radiação está em contato com o tecido a ser tratado ou até mesmo implantado nele. Na teleterapia pode-se utilizar radiação gama, cobalto (Co60) ou radiação X (acelerador linear).

A radiações podem ser classificadas em dois tipos: não ionizante (não interagem com a matéria) e ionizante (interagem direto e indiretamente com a matéria). A radiação ionizante direta se dá através da interação entre as partículas de carga elétrica (Lei de Coulomb) e os elétrons orbitais de átomos de energia média. A radiação ionizante indireta ocorre de duas maneiras, sendo que a primeira está relacionada com partículas elétricas emitindo fótons, elétrons, nêutrons, pósitrons, prótons e íons pesados. Porém a segunda ocorre a partir da interação Coulombiana com as partículas de energia média com os elétrons de orbitais dos átomos. A radiação ionizante direta ou indireta pode ser usada no tratamento de enfermidades. Na medicina ela é utilizada na radioterapia, na medicina nuclear e no radiodiagnóstico (PODGORSAK, 1957).

Na radioterapia é importante que se tenham doses altas de radiação ionizante indireta, considerando conseqüentemente a sua interação com a matéria, sendo que os efeitos produzidos por esta interação da radiação, permitem analisar a quantidade e as características das radiações detectadas, para que a caracterização dosimétrica da radiação incidente em um volume a ser

tratado, seja mais eficiente, mantendo as doses nos tecidos vizinhos em valores tão baixo quanto possível.

Tanto Filho (1957) como Tauhata *et al* (2003) falam como a radiação pode induzir mudanças significativas nos tecidos normais e os danos não podem e não devem atingir o estágio impossível de recuperação funcional e morfológica do tecido. No processo radioterápico se encontra a radioterapia curativa (cura total a doença); remissiva (redução tumoral); profilática (trata a doença em fase subclínica); paliativa (remissão de sintomas) e ablativa (suprimir a função de um órgão).

### 3.2 Sistema IGRT

As novas tecnologias de desenvolvimento de radioterapia por IGRT proporcionaram um impacto profundo nesta área e na sociedade. No contexto clínico, a megavoltagem planar (VM) e a quilovoltagem (Kv), bem como a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) facilitaram na tomada de decisão que fosse possível um tratamento preciso proporcionando qualidade de vida aos indivíduos que necessitam deste tipo de tecnologia radioterápica. No uso da tecnologia IGRT para correspondência de imagens, desafios podem ser encontrados. Estas incluem alterações no tamanho do tumor causando variações anatômicas e na pressão de tempo nas máquinas de tratamento. Isso também significa tomada de decisão mais rápida e uso eficiente de ferramentas de verificação para minimizar o tempo de decisão do IGRT e também obter uma correspondência precisa (CHAMUNYONGA *et al.*, 2020).

A Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) desempenha um papel fundamental no tratamento do câncer, oferecendo uma abordagem mais precisa e personalizada. A importância da IGRT reside em vários benefícios que contribuem para a eficácia e segurança do tratamento. A IGRT visa imagens frequentes na sala de tratamento durante um curso de radioterapia, com decisões tomadas com base nessas informações. O conceito não é novo, mas desenvolvimentos recentes e clínicos implementações do IGRT melhoraram drasticamente a qualidade da radioterapia e ampliaram suas possibilidades, bem como suas Indicações. Em geral, as soluções de IGRT podem ser classificadas em imagem plana, volumétrica usando radiação ionizante (kV e TC baseada em VM) ou não ou técnicas não radiográficas. Felizmente, a maior vantagem das soluções volumétricas de IGRT é a capacidade de visualizar os tecidos moles antes do tratamento e definir a relação espacial entre alvo e órgãos de risco (VERELLEN *et al.*, 2008).

A imagem radioterápica guiada (IGRT) traz uma melhor precisão ao tratamento de radioterapia, pois as doses são entregues com maior segurança, para que o tumor esteja sempre

dentro da área de irradiação, pois pode acontecer mudanças de posição, que pode acontecer devido aos movimentos de respiração, e pelas mudanças de colocação do paciente no dia a dia (ONCOGUIA, 2014).

O IGRT além de ter como enfoque principal a localização e contorno dos locais para tratamento, ele também é usado no posicionamento do paciente. Tendo como primeira referência na utilização de imagem (MARTINS, 2017, p.3). Conforme:

O posicionamento do paciente tem sido, historicamente, com base nas marcas de alinhamento em radiação pelo isocentro mecânica (Van Dyk, 1999). Este posicionamento é verificado com a ajuda de imagens obtidas com a mesma radiação emitida pela unidade de processamento, portais de imagens de raios-x megavoltagem (X-ray MV) (MARTINS, 2017, p.3).

Existem tratamentos como tomografia, ultrassom e raio x, que são tratamentos realizados antes da radioterapia, que também são guiados por imagens. Para acontecer os ajustes necessários, precisa ter uma imagem para se comparar com a realizada durante o processo de planejamento, o que acaba trazendo uma maior precisão em todo tratamento, fazendo com que atinja o mínimo possível a vizinhança sadia do local a ser tratado (ONCOGUIA, 2014).

Tanto Oncoguia (2014) como Martins (2017) falam que é de extrema importância a utilização de imagem guiada, para que a entrega de dose seja precisa, pois com elas se faz possível saber se houve alguma irregularidade, e se o volume do alvo foi alterado, o que acaba gerando um novo planejamento para melhor atender o tratamento. Por isso é necessário diminuir o máximo possível o desvio ao decorrer do tratamento, pois existem incertezas, essas incertezas são basicamente a diferença entre o tratamento planejado e o tratamento realizado, então ter que ser reduzido ao máximo esse desvio.

À medida que os sistemas de radioterapia guiada por imagem (IGRT) se tornam o padrão clínico de tratamento para muitos locais de tratamento de muitos pacientes, existe uma necessidade de um alto padrão de garantia de qualidade de imagem que essencial para garantir uma melhor garantia de qualidade de imagem, localização e identificação de regiões de interesse, particularmente volumes tumorais. Sendo assim, o sistema guiado por imagem, quando comparado às técnicas não guiadas por imagem, oferece maior precisão de distribuição volumétrica de dose, permitindo a visualização intra e interfractionária, identificação do volume-alvo e do potencial de redução margens de PTV (volume alvo de planejamento) específicas de cada paciente (STANLEY *et al.*, 2018).

Em resumo, a Radioterapia Guiada por Imagem é uma ferramenta crucial que eleva a precisão e a eficácia da radioterapia, melhorando a qualidade do tratamento e a qualidade de vida dos pacientes ao reduzir a exposição de tecidos saudáveis à radiação.

### 3.3 Sistema iViewGT™

O EPID ele é desenvolvido para a verificação do posicionamento do paciente. Ele possui várias vantagens, como alta resolução espacial, rápida aquisição de imagem e formato de imagem (SILVA, 2013).

Geralmente, sistemas como o iView GT podem estar associados a tecnologias de imagem, guiamento durante o tratamento, ou outras funcionalidades específicas relacionadas ao planejamento e administração da radioterapia. Essa conceitualização pode envolver detalhes sobre como o sistema integra-se ao processo de tratamento, otimiza a precisão na administração de doses de radiação, ou oferece recursos avançados para adaptar o tratamento às condições específicas de cada paciente. Técnicas complexas exigem grande precisão, é assim que ocorre com os aceleradores lineares. O iView GT sendo um dispositivo eletrônico de verificação de imagem, apresenta uma matriz de silício amorfo como material detector, no qual as imagens planares são obtidas por feixes de megavoltagem. O iViewGT oferece imagens planas MV em 2D em uma fração de segundo, o que faz possível a correção on-line da posição do paciente. Quando combinado com o software Elekta AutoCAL e o software OmniPro™ -I'mRT da Scanditronix-Wellhöffer, também é uma ferramenta poderosa para garantia de qualidade IMRT (ELEKTA, c2021).

O sistema iViewGT™ traz abordagem avançada na administração de tratamentos de radioterapia, caracterizada pela utilização de técnicas de imagem em tempo real para monitorar e guiar o posicionamento preciso do feixe de radiação durante as sessões de tratamento. Essa técnica é essencial para melhorar a precisão do direcionamento da radiação ao tumor, minimizando ao mesmo tempo a exposição dos tecidos circundantes saudáveis. Esta técnica emprega imagens para maximizar a precisão durante todo o processo de entrega do tratamento. Este processo pode incluir delineamento do tecido alvo e normal, radiação parto e adaptação de terapia anatômica e biológica e mudanças posicionais ao longo do tempo em pacientes individuais (LUH *et al.*, 2020).

Atráves do sistema iViewGT™, é possível obter: excelente espaço livre e campo de visão superior; dose de paciente baixa, tão pequena quanto 1 UM; aprimoramento e registro on-line e off-

line das imagens; imagens online para verificação do posicionamento do paciente; revisão off-line e aprovação de imagens; pronto para rede incluindo DICOM RT e AutoDICOM, com fácil conectividade com a rede MOSAIQ™; garantia de qualidade IMRT, incluindo verificação MLC (ELEKTA, c2021).

### 3.4 Phantom

O termo phantom é usado para descrever um material que imita o tecido humano de interesse nas propriedades de espalhamento e absorção da radiação na radioterapia. Genericamente podemos ter dois tipos de phantomas: os que reproduzem razoavelmente as propriedades do tecido, mas reduz a complexidade da anatomia humana, tendo uma forma cúbica ou cilíndrica contendo no seu interior água para reproduzir as condições de espalhamento do corpo humano. O outro phantom é o antropomórfico que simula tanto a anatomia humana quanto as propriedades de interação (FILHO, 1987).

O Phantom consiste em uma técnica para melhorar a precisão da administração da radiação e é, atualmente, uma ferramenta indispensável para o posicionamento do paciente e verificação da localização do alvo. Vários estudos comprovam que os fantasmas consistem na otimização do protocolo de aquisição de imagens (PALLOTTA *et al.*, 2012). Os phantoms desempenham um papel crucial na radioterapia, sendo simuladores de tecidos ou estruturas anatômicas que replicam as condições encontradas no corpo humano. A importância desses phantoms reside na validação e garantia de qualidade dos sistemas de tratamento de radioterapia. Eles são utilizados para testar e calibrar equipamentos, como máquinas de radioterapia e sistemas de planejamento, assegurando que as doses de radiação planejadas sejam administradas com precisão aos pacientes. Além disso, os phantoms são fundamentais para avaliar a conformidade com os padrões de segurança e eficácia estabelecidos pelas autoridades regulatórias. A capacidade de simular condições clínicas específicas permite a realização de testes de desempenho e verificações de qualidade, garantindo a segurança do paciente e a eficácia do tratamento. Assim, os phantoms desempenham um papel vital na qualidade e segurança dos procedimentos de radioterapia, contribuindo para a entrega precisa e confiável das doses terapêuticas.

Os simuladores matemáticos de corpo humano são utilizados para cálculos de dose equivalente nos órgãos e tecidos, são de dois tipos: os phantomas geométricos e os baseados em elementos de volume conhecidos como voxels. O phantom geométrico é uma

representação tridimensional do corpo humano através de expressões matemáticas, cada região é representada por equações quadráticas e tem composição e densidade homogênea. O *phantoma voxels*, é representado por elementos de volume em forma de paralelepípedo iguais. Esse *phantoma* pode ser produzido por imagens digitais advindas de Ressonância Magnética ou de Tomografia Computadorizada (CASTRO, 2002).

A medicina nuclear é um ramo da medicina que utiliza pequenas quantidades de materiais radioativos, chamados radiofármacos, para diagnosticar e tratar diversas condições médicas, definida como a especialidade clínica e laboratorial responsável pela utilização de radiofármacos com finalidade de estabelecer um diagnóstico-terapêutico. No diagnóstico, imagens funcionais são obtidas através da detecção da radiação emitida pelos radiofármacos, permitindo avaliar a função e a anatomia dos órgãos e tecidos. Em terapias, doses controladas de radiação são administradas para tratar condições como câncer ou doenças da tireoide. A medicina nuclear desempenha um papel vital na medicina moderna, proporcionando informações valiosas sobre o funcionamento interno do corpo, contribuindo para diagnósticos mais precisos e estratégias terapêuticas mais direcionadas. Os objetos simuladores antropomórficos, também conhecidos como *Anthropomorphic phantoms*, são amplamente utilizados na medicina nuclear, como uma maneira de simular os órgãos humanos para investigar a interação com um determinado fármaco radioativo (SILVA *et al.*, 2022).

### 3.5 Isoline

Isolines são linhas que conectam pontos de igual valor em um mapa, representando a distribuição espacial de uma determinada variável. Essas linhas são usadas em cartografia e geografia para visualizar padrões e variações em dados geográficos. Os profissionais de radioterapia usam curvas de isodose para representar as diferentes doses de radiação administradas a diferentes partes do corpo. Essas curvas indicam regiões que recebem doses semelhantes de radiação, garantindo que as regiões-alvo recebam a dose terapêutica necessária, enquanto se minimiza a exposição de tecidos saudáveis circundantes. Através dos radiopacos colocado no isoline é possível a visualização da imagem, pois os radiopacos bloqueiam a passagem de radiações, como raios X. “Marcadores radiopacos implantados servem como guias de referência para a localização, quando é feita a comparação com as imagens da tomografia de simulação. Há, porém, uma diferença entre essas imagens” (FURNARI: FAIRBANKS, 2019). Durante o planejamento da radioterapia, os profissionais de saúde usam imagens radiográficas ou tomografias computadorizadas para visualizar a anatomia do paciente e identificar a

localização do tumor e dos tecidos circundantes. A presença de materiais radiopacos, como próteses metálicas ou implantes, pode influenciar a distribuição da dose de radiação e é levada em consideração para otimizar o tratamento e minimizar os efeitos nos tecidos normais.

### 3.6 Erros e incertezas nas medições

Os processos de medição em radioterapia enfrentam desafios inerentes relacionados a erros e incertezas que podem afetar a entrega precisa da dose de radiação. Erros sistemáticos, como calibrações inadequadas de equipamentos ou variações no posicionamento do paciente, podem resultar em doses incorretas. A incerteza nas medidas também pode ser influenciada por fatores como a heterogeneidade tecidual, que dificulta a previsão exata da absorção de radiação pelos tecidos. Além disso, as limitações nas técnicas de imagem utilizadas para o planejamento do tratamento e monitoramento podem contribuir para incertezas na localização precisa do tumor. Estratégias de mitigação, como a implementação rigorosa de protocolos de controle de qualidade, verificações regulares dos equipamentos e avanços contínuos em tecnologias de imagem e dosimetria, são essenciais para minimizar esses erros e incertezas, garantindo a segurança e eficácia dos tratamentos de radioterapia. A análise de incertezas permite identificar erros já mencionados na literatura e são usadas para quantificar erros no cálculo das doses, como acontece nas medidas em *vivo*, por exemplo na radioterapia intraoperatória. As principais incertezas em radioterapia intraoperatória estão relacionadas com a variação da distância à fonte de luz e as flutuações a longo prazo das respostas produzidas pelo digitalizador (SANTOS, 2017).

Quando se fala de medições, instantaneamente cria uma relação com a exatidão e precisão, o que caracteriza maior destreza nas medições. A exatidão está inteiramente ligada à quanto o resultado se aproxima do valor verdadeiro, já a precisão está inteiramente ligada a quanto os valores se repetem, no decorrer das medidas (CABRAL, 2004).

Para evitar grandes erros de dose e reduzir incertezas em tratamentos radioterapêuticos, é fundamental seguir práticas rigorosas de controle de qualidade e implementar diretrizes específicas. Calibrações precisas e regulares dos equipamentos, como aceleradores lineares e sistemas de dosimetria, são essenciais. Verificações frequentes dos sistemas de posicionamento do paciente e correções imediatas de qualquer desalinhamento são críticas para garantir a entrega precisa da radiação ao alvo desejado. A utilização de técnicas avançadas de imagem,

como imagens cone-beam CT, durante o planejamento e tratamento, permite uma melhor visualização do tumor em tempo real, minimizando erros relacionados à anatomia do paciente. Além disso, a adesão estrita a protocolos padronizados de tratamento, a revisão regular dos planos de tratamento e a participação em programas de garantia de qualidade externos contribuem significativamente para a redução de erros e incertezas. A formação contínua da equipe médica, físicos médicos e técnicos em radioterapia é crucial para manter padrões elevados de segurança e precisão na administração das doses terapêuticas, assegurando assim resultados eficazes e seguros para os pacientes. Cada um desses procedimentos está sujeito a um certo grau de incerteza relacionado a falhas humanas, que resultam, de maneira geral, em pequenos erros. Estas falhas, no entanto, podem também causar sérios acidentes. Para corrigir o grau de incerteza e erros, as ordenações especializadas recomendam minuciosos programas de garantia da qualidade. Em todo território brasileiro os diversos programas ampliam suas exigências, e a maioria dos serviços de radioterapia vem-se orientando neste sentido, tanto na verificação dos cálculos de dose em pacientes, bem como em relação aos equipamentos de radiação e dosimetria (SOUZA; MONTI; SIBATA, 2001).

Porém em medições existem erros, esses erros são classificados em: erros grosseiros, erros sistemáticos e erros aleatórios. Mas quando se fala em valor esperado e valor verdadeiro, que é o intuito do trabalho, se trabalha com erro absoluto que é o valor medido menos o valor verdadeiro (CABRAL, 2004).

A implementação de protocolos de qualidade desempenha um papel fundamental na prevenção de erros na radioterapia. Um protocolo robusto abrange diversos aspectos do tratamento, começando com a calibração regular dos equipamentos, como aceleradores lineares e sistemas de dosimetria, para garantir a precisão na entrega da dose planejada. Verificações frequentes do posicionamento do paciente, utilizando sistemas de imagem avançados ajudam a evitar erros relacionados à localização do tumor. A utilização de planos de tratamento padronizados, revisados regularmente, e a participação em programas de garantia de qualidade externos são práticas essenciais. Protocolos detalhados para a verificação e documentação de cada etapa do processo, desde o planejamento até a administração da radiação, são cruciais. A formação contínua da equipe médica, físicos médicos e técnicos em radioterapia assegura a aderência rigorosa aos protocolos e promove uma cultura de segurança, minimizando assim a ocorrência de erros e garantindo a qualidade e eficácia dos tratamentos radioterapêuticos. É fato que a radioterapia é um serviço complexo que envolve tecnologia, altas doses de radiação e um número considerável de profissionais, na maioria das vezes e, principalmente no Brasil, há uma

subnotificação dos erros e incertezas para relatar os incidentes ocorridos no processo de radioterapia e, os que são divulgados, tiveram repercussão devido à imprensa. Segundo a literatura, houveram somente quatro casos relatados no Brasil para a Comissão Nacional de Energia Nuclear entre os anos 2011 até 2014 (HENDGES, 2019).

Os erros no desempenho das máquinas de radioterapia podem ter implicações significativas no processo de tratamento, impactando a precisão na entrega da dose de radiação planejada. Calibrações inadequadas ou falhas nos sistemas de dosimetria podem resultar em doses incorretas administradas aos pacientes, comprometendo a eficácia do tratamento. Problemas mecânicos ou eletrônicos nos aceleradores lineares, que são dispositivos fundamentais na radioterapia, podem levar a desalinhamentos e variações na distribuição da radiação. Falhas nos sistemas de posicionamento do paciente ou nas técnicas de imagem utilizadas para localizar o tumor podem resultar em erros de alinhamento, afetando a precisão do tratamento. Além disso, a má qualidade das imagens utilizadas no planejamento pode introduzir incertezas na determinação da geometria do alvo. Erros no software de planejamento ou na interpretação das imagens também representam riscos, podendo resultar em planos de tratamento inadequados. Portanto, a manutenção rigorosa, testes regulares, calibrações precisas e protocolos de controle de qualidade são cruciais para mitigar esses erros e assegurar a segurança e eficácia dos procedimentos de radioterapia. Logo, é perceptível que o desempenho das máquinas pode ser afetado por funcionamento defeituoso; quebra mecânica; acidentes físicos; falha de componentes; troca de componentes importantes; e alterações graduais causadas pelo envelhecimento, assim, percebe-se que a ausência do controle de qualidade corrobora para a ampliação do quadro deletério de erros e incertezas em radioterapia e suas medições (FURNARI, 2009).

As incertezas nas medições no processo de radioterapia são inerentes e exigem considerações cuidadosas para garantir a precisão na administração das doses terapêuticas. Várias fontes contribuem para essas incertezas e estão relacionadas com a falta de segurança e precisão na administração do tratamento de Radioterapia. O tema tem sido discutido e investigado a partir dos anos 80. A primeira tentativa de obter fórmulas para margens precisas foram introduzidas por Bel na década de 90 e, mais tarde descritas nos relatórios da Internacional Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU). A precisão na administração de dose na radioterapia é de extrema importância e envolve a entrega exata da quantidade planejada de radiação ao tumor, minimizando ao máximo a exposição dos tecidos circundantes. Essa precisão é alcançada através de calibrações precisas dos equipamentos,

como aceleradores lineares e câmaras de ionização, garantindo que a dose prescrita seja administrada de maneira consistente mitigando as bases de incertezas ( MOURA, 2017).

A incerteza existe pelo simples fato de se tratar de medidas, por mais que as medidas tenham cunho mais preciso possível, pois a depender do instrumento que for utilizado para medições pode existir instabilidades, desgastes, própria imprecisão do próprio objeto, erros de leituras das escalas, modo de uso incorreto do equipamento.

$$M_A = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad 1$$

$$D_p = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - M_A)^2}{n}} \quad 2$$

Na equação 1 se trata da média aritmética, onde cada x representa uma medida e o n a quantidade de termos, já na equação 2 se trata do desvio padrão, cada x representa uma medida, o  $M_A$  representa a média aritmética, e o n a quantidade de termos. Essas foram as duas equações que melhor se encaixa, para saber o quanto as medidas reais diferenciaram das medidas iniciais.

# Capítulo 4

## Material e Métodos

O trabalho foi desenvolvido no centro de Radioterapia do hospital SAMUR (Serviço de Assistência Médica e Urgência), localizado na cidade de Vitória da Conquista, Ba, utilizando o sistema iViewGT™ do acelerador linear SynergyÒ da ElektaÒ, phantom Las Vegas e o Isoline.



*Figura 1 - Sala de radioterapia*

O primeiro passo foi o de conhecer o centro de radioterapia do hospital Samur, para isso precisaria de uma disponibilidade tanto do hospital, como da física médica, pois se trata de um lugar que sempre há pacientes esperando pelo tratamento. Foi organizado um dia para que pudesse conhecer o centro de radioterapia e foi apresentado todo o espaço e explicado superficialmente como tudo funciona relativos às ações radioterápicas, conhecendo médicos, funcionários, equipamentos etc. Após o fim dessa visita nasceu a ideia deste trabalho, que se

trataria de uma espécie de testes de qualidade.

## 4.1 Esquema de todo o desenvolvimento deste trabalho

Nessa seção será relatada toda a preparação e desenvolvimento, a partir dos equipamentos utilizados. O fluxograma abaixo (figura 2) mostra a sequência da realização do trabalho.

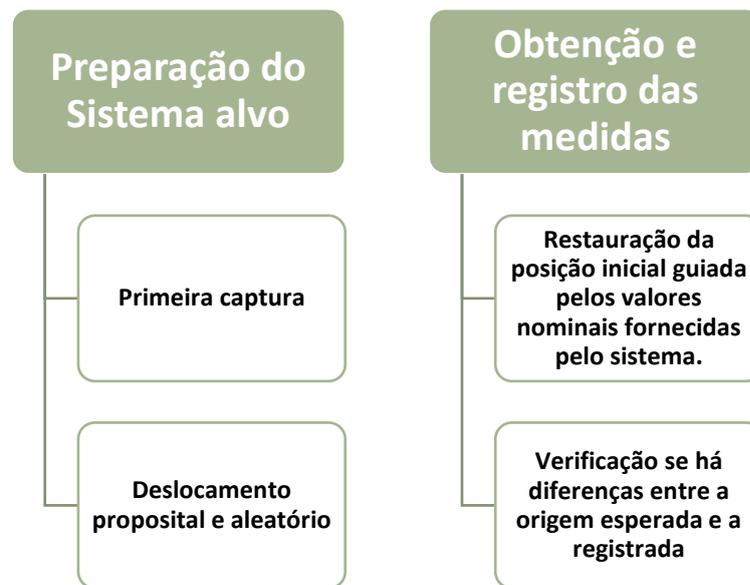


Figura 2 - Fluxograma com a sequência de realização do trabalho

### 4.1.1 Apresentação do phantom Las Vegas

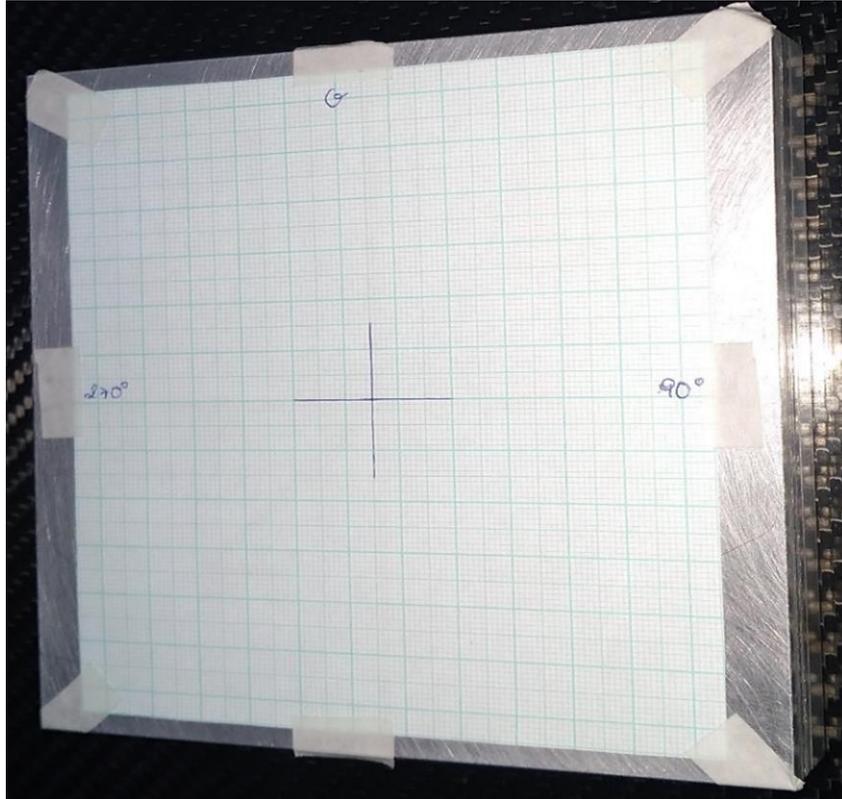
Na figura 3 é possível observar que phantom possui orifícios que são distinguíveis em capturas de chapas bombardeadas por raio-x. Esses orifícios por sua vez servem para a medição visual e digital no sistema iViewGT™ com escala métrica e ferramenta de aplicação de seguimentos com o comprimento calculado em tempo real.



*Figura 3 - Phantom*

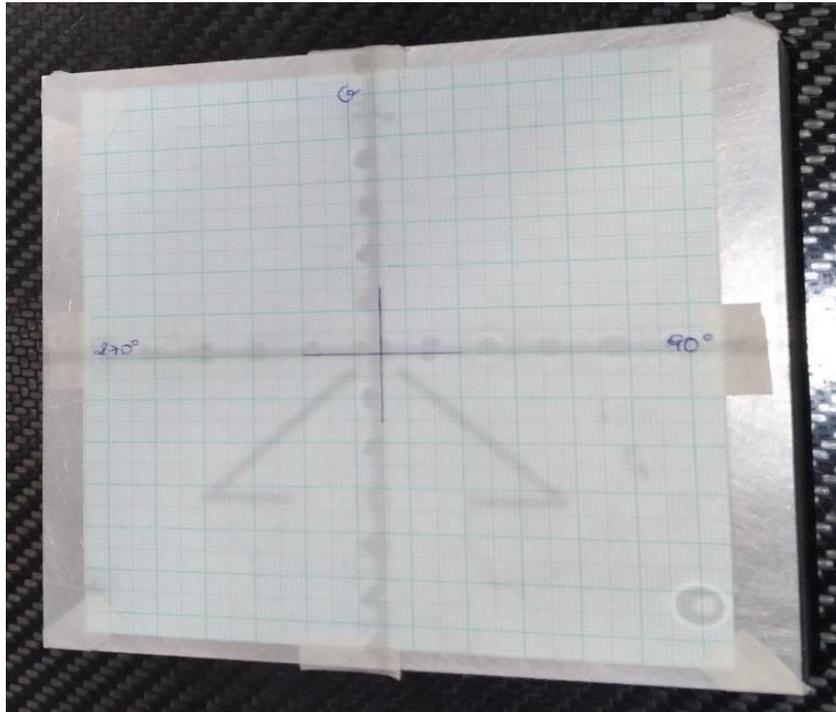
#### 4.1.1.1 Preparação do phantom Las Vegas

A preparação do conjunto alvo consiste em anexar ao phantom um papel milimetrado, sendo possível analisar na figura 4. Foi necessário traçar uma cruz com uma caneta e com auxílio de uma régua na origem do papel, para servir de marcação e referência nas coletas de medidas.



*Figura 4 - Papel milimetrado, anexado ao phantom*

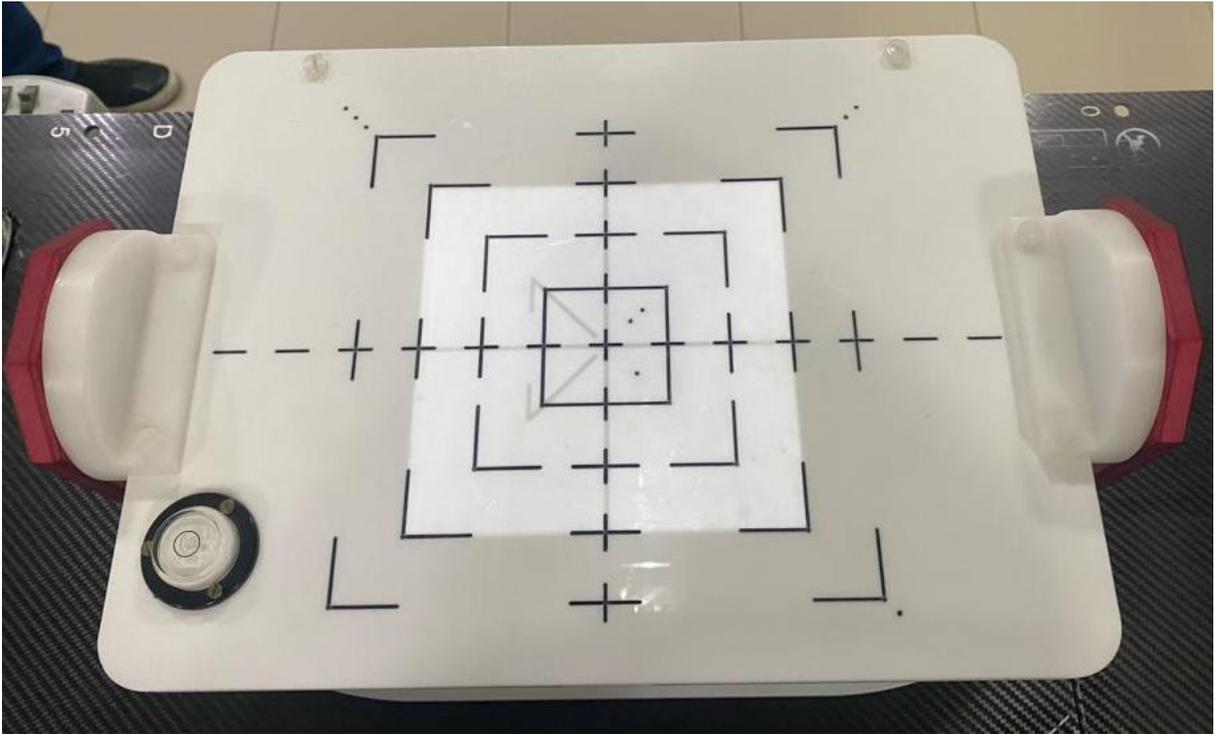
Usando os feixes luminosos do colimador para centralizar com cruz feita no papel milimetrado e para a fácil restauração das configurações iniciais após a execução de cada medida, como na figura 5.



*Figura 5 - Feixes luminosos, centralizado com a origem*

#### 4.1.2 Apresentação do Isoline

O isoline é essencial para o planejamento e administração do tratamento. Isolines são empregadas para representar linhas de igual dose de radiação, permitindo uma visualização clara da distribuição espacial da dose de radiação ao redor do tumor, como mostra a figura 6.



*Figura 6 - Isoline*

#### 4.1.2.1 Preparação do Isoline

A figura 7 mostra a preparação do conjunto alvo, a preparação consiste em fixar o isoline a maca e centralizar o fecho luminoso do colimador com o isoline. No colimador utilizamos a grade para personalizar o feixe de radiação durante a radioterapia, garantindo uma maior precisão.



*Figura 7 – Isoline centralizado ao feixe luminoso do colimador*

### 4.1.3 Preparativos para as capturas

Depois de todo preparo do material a ser utilizado, é realizado os preparativos para a primeira captura. Com o Phantom e o isoline já centralizado é importante saber a posição da lateral e longitude no monitor. Com isso se faz necessário sempre que for fazer a captura através do sistema iViewGT™, o técnico se retira da sala de radioterapia por causa da radiação ionizante. A captura é feita para garantir se o phantom está centralizado por meio de visualização gerada por raios-x. Com esta garantia é possível saber o quanto o phantom foi ou será deslocado em uma segunda captura se esse for o intuito.

Através do deslocamento proposital torna-se possível obter as medidas com auxílio das ferramentas fornecidas pelo sistema iViewGT™, após a segunda captura. As variações também são observadas pelo monitor do Elekta que aparentemente estão calibradas com o sistema digital do software, depois de fazer os deslocamentos aleatórios, e fazer a segunda captura, aparecerá no sistema iViewGT™ as duas imagens, e através do sistema é possível saber o

deslocamento que foi feito da primeira captura para a segunda. São feitas as anotações das medidas do monitor do Elekta e do comprimento do seguimento de reta desenhado em tela entre o ponto inicial e final, usando como referência os orifícios contidos no phantom Las Vegas no sistema iViewGT™.

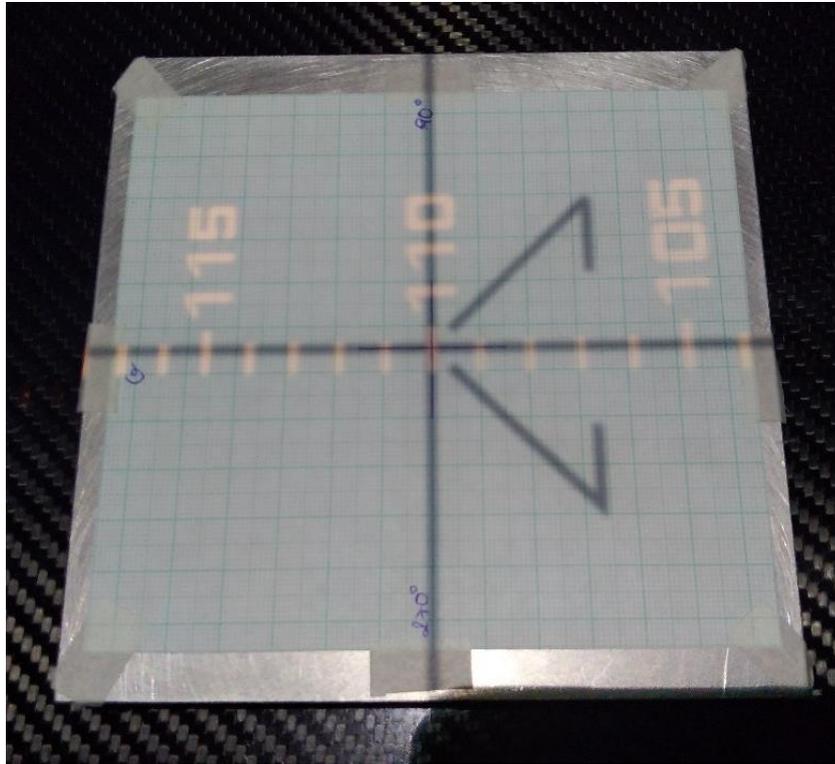
Com o deslocamento da maca, foi obtido a grandeza física do deslocamento através de suas coordenadas (longitude e lateral). Nesse passo o objetivo é desfazer o deslocamento supervisionado pelas coordenadas de localização do monitor do sistema Elekta, guiado pelos valores do deslocamento identificado no sistema iViewGT™, trazendo para os valores iniciais, que seria o esperado. Com o retorno da posição inicial guiados pelos valores atualizados em tempo real pelo monitor do sistema Elekta, é esperado para um sistema de monitoramento eletrônico, digital e com interface visual da localização (ou posicionamento) da maca que ela esteja na posição inicial, porém não é o que realmente acontece: Se houver qualquer imprecisão ou vícios nos sensores de movimentos/ localização, do qual é a proposta desse trabalho: a verificação se há ou não essas irregularidades. Nessa etapa do procedimento é possível verificar a existência dessas irregularidades, caso seja positivo para essa imprecisão, analisar o quão é essa distorção nas medidas desse sistema cuja posição da maca é assistida.

## 4.2 Realização das medidas

Com a decisão de realizar esse trabalho, o próximo passo era a de encontrar alguns dias disponíveis para a realização das medidas do primeiro teste, o que seria feito com um Phantom. Foi decidido que seria em dias que o hospital estivesse sem pacientes, e que a física médica do hospital também estivesse disponível. Chegado o primeiro dia de realização dos procedimentos, a física médica apresentou vários tipos de phantoms e informou que a escolha ideal para a proposta deste trabalho seria o phantom similar ao Las Vegas. Após a escolha do phantom, foi decidido utilizar o papel milimetrado para conseguir marcar de alguma forma a origem do dispositivo. Vale salientar que o papel milimetrado torna invisível na captura de imagem do sistema iViewGT™. Depois de prender o papel milimetrado no dispositivo, foi feita uma cruz na origem para quando fosse utilizar os feixes luminosos do colimador como referência.

Como pode ver na figura 8, é possível observar que os feixes luminosos do colimador estão centralizados com a cruz feita no phantom, também é notável a marcação em forma de sombra de números no meio está o valor 110, esse valor equivale a altura escolhida para fixar a maca, esse valor não vai constar nos cálculos, pois como foi mantido fixo é considerado constante. Foram feitas algumas medições no primeiro dia, porém não vão constar

no trabalho, pois foi uma espécie de ensaio, uma forma de simpatizar com que seria feito no próximo encontro, pois o tempo disponibilizado nesse dia foi muito curto.



*Figura 8 - Altura fixada*

A dificuldade agora seria encontrar um novo dia para as reais medições, e não poderia ser mais no sábado, pois precisaria da ajuda de uma funcionária para fazer pelo menos o filme de uma captura depois do deslocamento aleatório, e outro filme depois que houvesse a correção nas medidas nominais. O dia escolhido foi a sexta-feira, toda sexta após os atendimentos com pacientes, até consegui medidas suficientes. O problema é que aquele dia tinha muitos pacientes, por isso só poderia começar a realização das medidas depois das 19 horas e 30 minutos, quando já não teria mais paciente e o centro de radioterapia ficaria vazio.

Como o phantom já estava preparado do encontro anterior, foi possível partir da parte em que centraliza o phantom com feixes luminosos do colimador. Depois de centralizar o phantom o próximo passo é olhar posição que se encontra a lateral e longitude.

Na figura 9 é possível ver o monitor que faz parte da sala de radioterapia, após anotar os valores de longitude e lateral que se encontra, é necessário sair da sala de radioterapia e apertar o botão que fecha sala, por causa da radiação ionizante do raio-x, e ir direto para sala que fica o painel de controle com sistema iViewGT™, chegando na sala é necessário ativar o

botão que dispara o processo de captura da primeira imagem do primeiro conjunto de medidas.

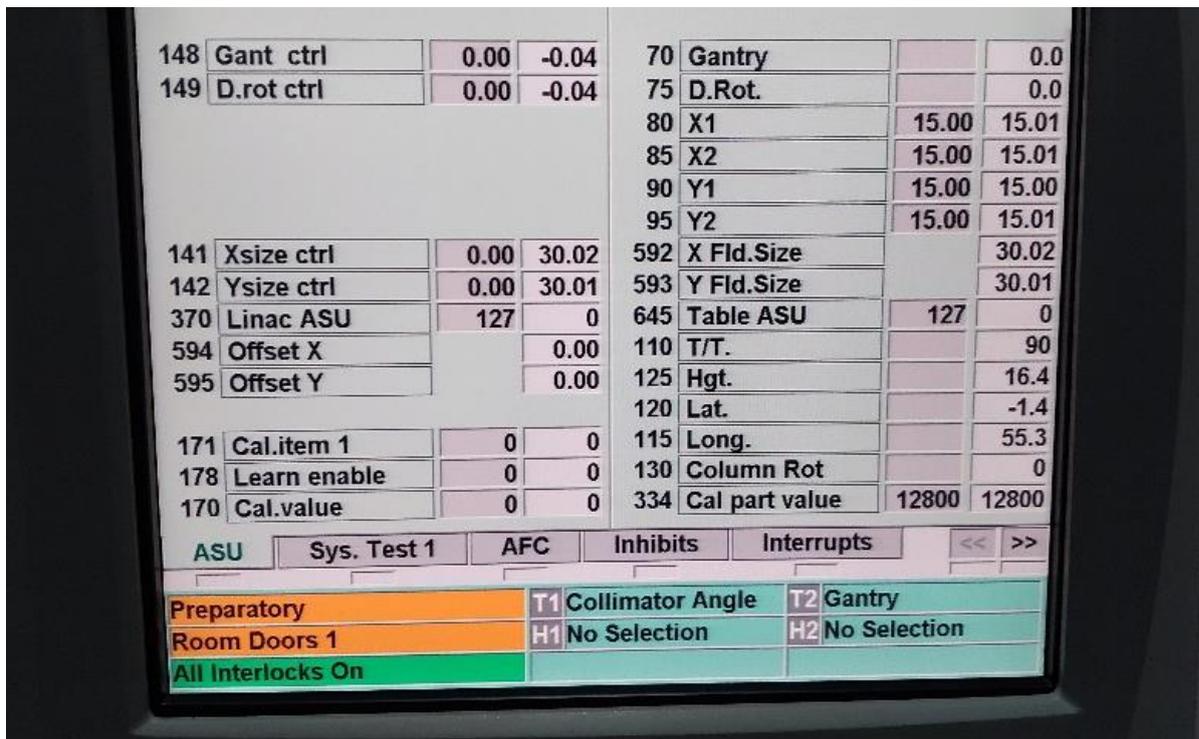


Figura 9 - Monitor do acelerador linear Elekta

Depois da imagem capturada é o momento de retornar à sala de radioterapia e fazer o deslocamento aleatório na maca, fazendo com que o phantom passe a não está mais alinhado ao colimador, depois anotar novamente a posição da latitude e longitude, sair da sala de radioterapia e ir novamente para sala e ativar o botão que dispara o processo de captura de imagem no sistema iViewGT™, tornando assim a segunda imagem do primeiro conjunto de medidas.

Observando a figura 10 é possível analisar que na primeira imagem o phantom está centralizado com os eixos dos visores do sistema iViewGT™, já na segunda imagem depois do deslocamento aleatório, os eixos dos visores não estão mais centralizados. Foi usado como referência os orifícios contidos no phantom no sistema iViewGT™ e através do comprimento do seguimento de reta desenhado em tela entre o ponto inicial e final de cor lilás, foi possível obter o deslocamento na lateral e longitude.

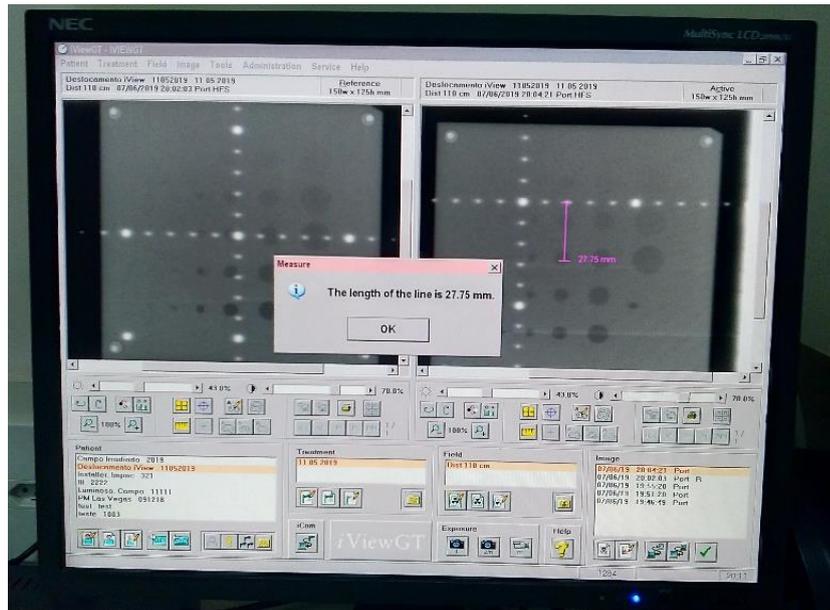
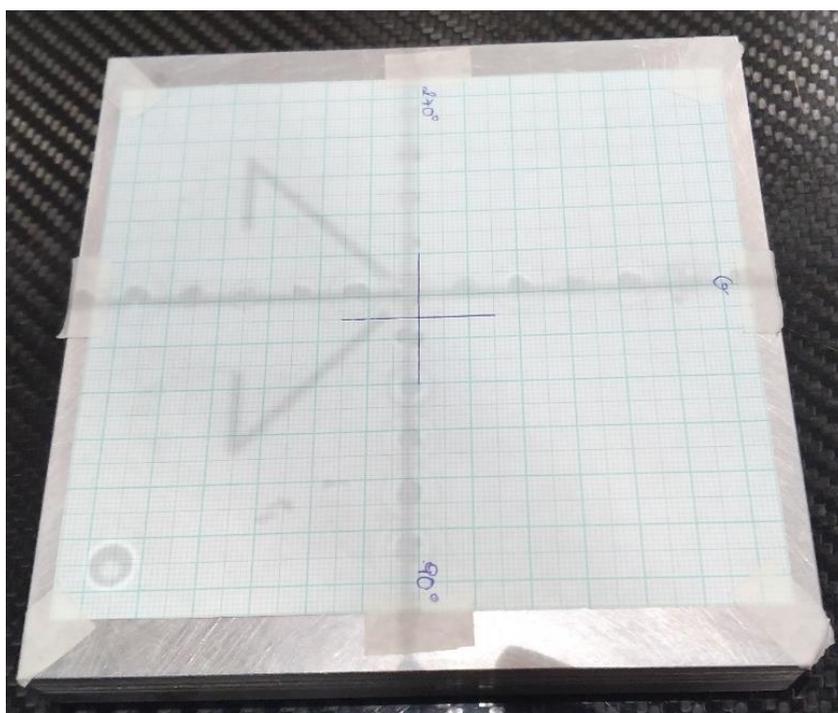


Figura 10 - Tela do sistema iViewGT™

Com os valores do deslocamento da lateral e da longitude é necessário retornar a sala de radioterapia e de acordo com os dados fazer o deslocamento no sentido inverso, o acaba mostrando que a posição final da lateral e longitude, são iguais ao da posição inicial, o que mostra que os deslocamentos finais não sofrem variações.

O que traz um questionamento na figura 11, é que mesmo a maca retornando ao seu lugar de origem, mostrando que as medidas nominais não sofrem variação, o phantom não está mais alinhada ao colimador, o que na teoria seria para se encontrar alinhado, isso mostra que as medidas reais sofrem variação, que nesse caso chamamos erro, mas se trata de medidas, sempre tem as imprecisões.



*Figura 11 - Origem transladada*

Passados alguns meses foi informado que Física médica que ajudou na realização das medidas do primeiro teste não fazia mais parte do hospital SAMUR, com isso foi marcado algumas reuniões com o novo Físico médico, e uma delas surgiu a ideia da realização de um novo teste de qualidade. O processo é semelhante com o do primeiro teste, porém ao invés de usar o Phantom las vesgas, utilizou-se o isoline.

Desta forma, com o novo teste decidido iniciou-se as novas medidas. Para a realização deste novo teste, o físico médico solicitou a ajuda de três técnicos em radiologia: O primeiro colaborou na movimentação da maca e os outros dois ficaram na sala de radiologia facilitando na captura de imagem.

Na figura 12, foi determinado uma altura fixa 100 cm na maca, foi a que melhor se alinhou ao campo de visão.

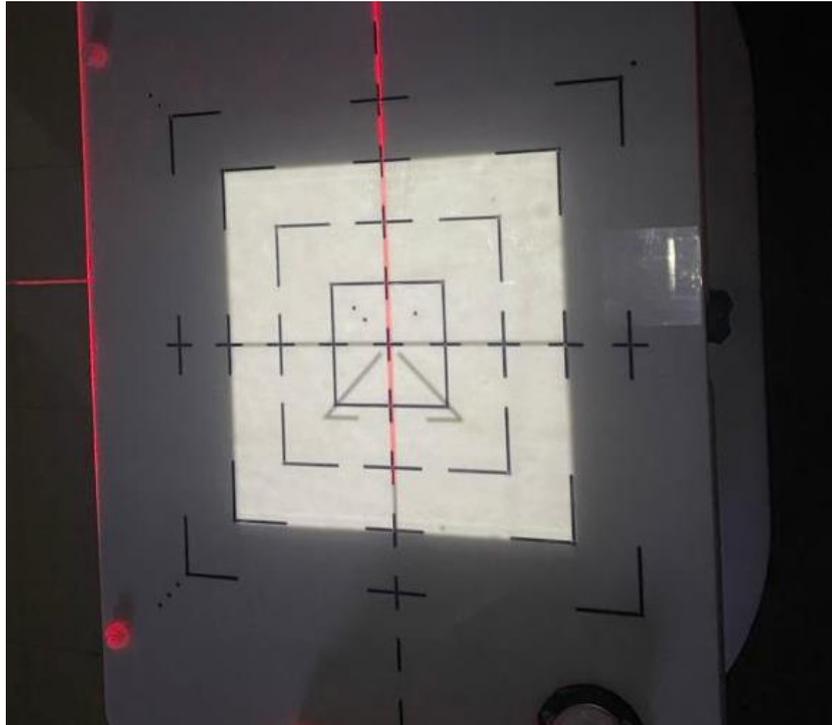


Figura 12 – Isoline com feixe luminoso centralizado

Na figura 13, os valores tomados como iniciais para as capturas, onde a lateral mede 0 cm e longitude mede 61,7 cm.

2456 - UTILEKTA			
148	Gant ctrl	0.00	0.14
149	D.rot ctrl	0.00	0.00
141	Xsize ctrl	0.00	15.01
142	Ysize ctrl	0.00	14.96
370	Linac ASU	127	0
594	Offset X		-0.02
595	Offset Y		-0.02
171	Cal.item 1	0	0
178	Learn enable	0	0
170	Cal.value	0	0
70	Gantry		0.1
75	D.Rot.		0.0
80	X1	7.50	7.48
85	X2	7.50	7.53
90	Y1	7.50	7.46
95	Y2	7.50	7.50
592	X Fld.Size		15.01
593	Y Fld.Size		14.96
645	Table ASU	127	0
110	T/T.		0
125	Hgt.		21.3
120	Lat.		0.0
115	Long.		61.7
130	Column Rot		0
334	Cal part value	0	0

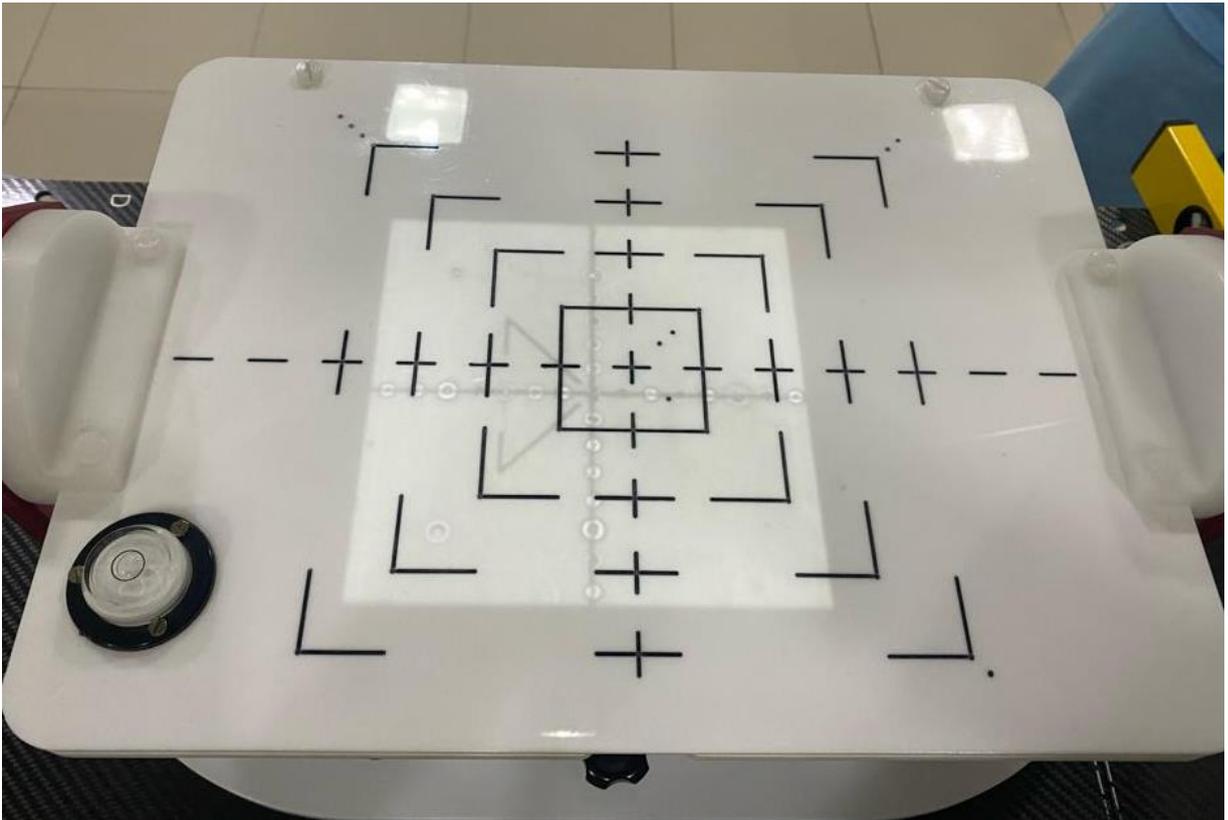
  

ASU	Sys. Test 1	AFC	Inhibits	Interrupts	<<	>>
Preparatory	T1 Height	T2 Gantry				
Room Doors 1	H1 No Selection	H2 No Selection				
All Interlocks On						

Figura 13 - Monitor com valores da lateral e longitude

Com os valores iniciais estabelecidos, foi iniciado o processo da realização dessas medidas, saindo da sala de radioterapia para primeira captura de imagem, essa primeira captura

corresponde ao isoline centralizado com feixe luminoso do colimador, depois que aconteceu essa captura é necessário a volta a sala de radioterapia para fazer o deslocamento aleatório, feito esse deslocamento aleatório, saindo novamente da sala de radioterapia para fazer a segunda captura, captura essa que corresponde ao isoline deslocado. Na figura 14 é possível observar como ficou descentralizado o isoline com o feixe do colimador.



*Figura 14 - Isoline descentralizado após o deslocamento aleatório*

A figura 15 mostra como ficou os valores da lateral e da longitude após o primeiro deslocamento aleatório, esses valores permitem também a obtenção das medidas dos deslocamentos aleatórios reais, permitindo a comparação com as medidas obtidas pelo sistema iViewGT™. As figuras abaixo representam as capturas de imagem após cada deslocamento aleatório.

148	Gant ctrl	0.00	0.14
149	D.rot ctrl	0.00	0.21
141	Xsize ctrl	0.00	15.01
142	Ysize ctrl	0.00	14.96
370	Linac ASU	127	0
594	Offset X		-0.02
595	Offset Y		-0.02
171	Cal.item 1	0	0
178	Learn enable	0	0
170	Cal.value	0	0
70	Gantry		0.1
75	D.Rot.		0.2
80	X1	7.50	7.48
85	X2	7.50	7.53
90	Y1	7.50	7.46
95	Y2	7.50	7.50
592	X Fld.Size		15.01
593	Y Fld.Size		14.96
645	Table ASU	127	0
110	T/T.		0
125	Hgt.		21.2
120	Lat.		-1.2
115	Long.		63.0
130	Column Rot		0
334	Cal part value	0	0

ASU	Sys. Test 1	AFC	Inhibits	Interrupts	<<	>>
Terminated OK	T1 Height	T2 Gantry				
D1 Sg. end	H1 No Selection	H2 No Selection				
All Interlocks On						

Figura 15 - Monitor da sala de radioterapia após o primeiro deslocamento aleatório

As figuras dispostas entre 16 a 23 são imagens do sistema iViewGT™, do lado esquerdo das imagens representam a captura com isoline centralizado, já do lado direito das imagens representam a captura após os deslocamentos aleatórios, em algumas imagens eram os valores dos deslocamento aleatórios da lateral e em outras da longitude, era possível medi através do seguimento de reta desenhado em tela entre o ponto inicial e final, de cor lilás e usando como referência os pontinhos branco na imagem, que é chamado de radiopaco.

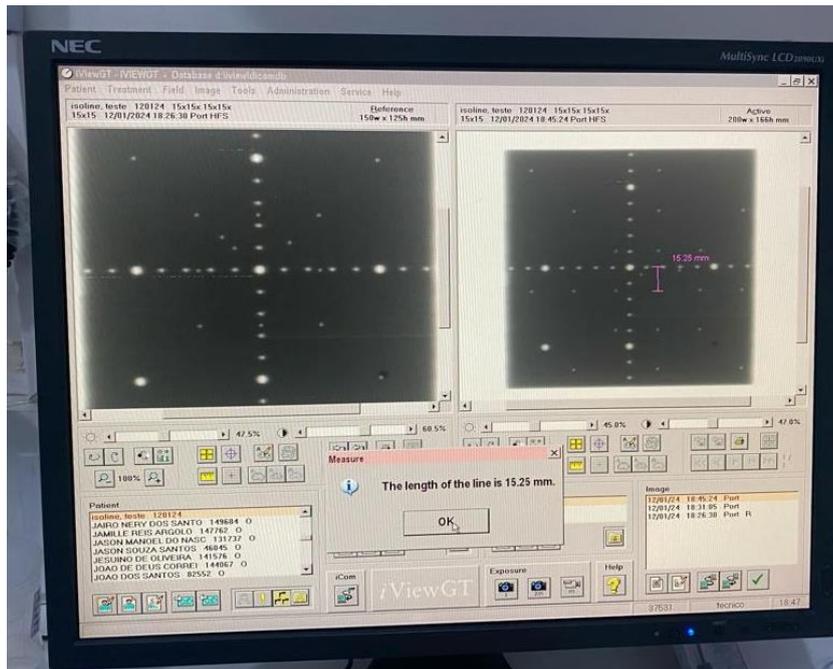


Figura 16 - Captura da variação aleatória da segunda medida de longitude

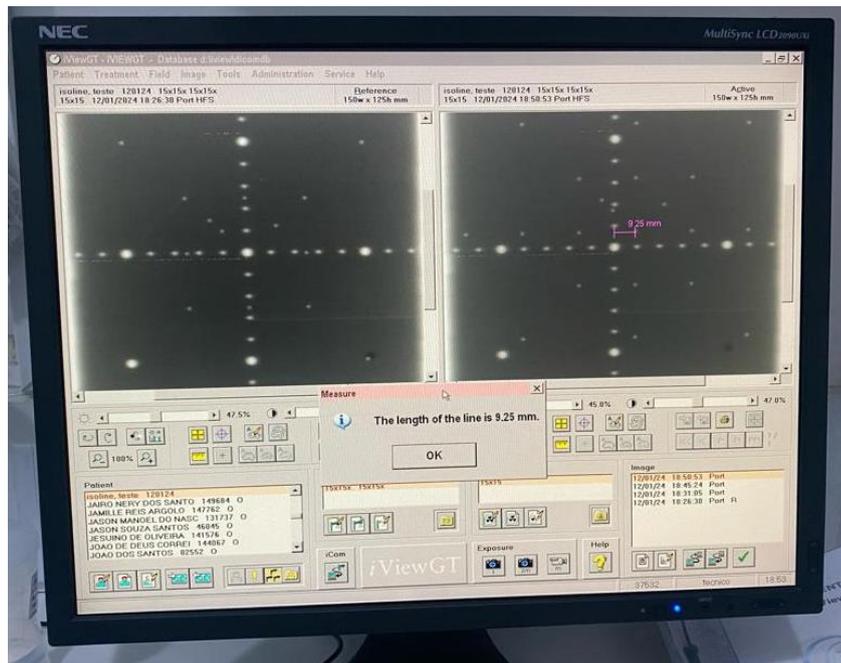


Figura 17 - Captura da variação aleatória da terceira medida da lateral

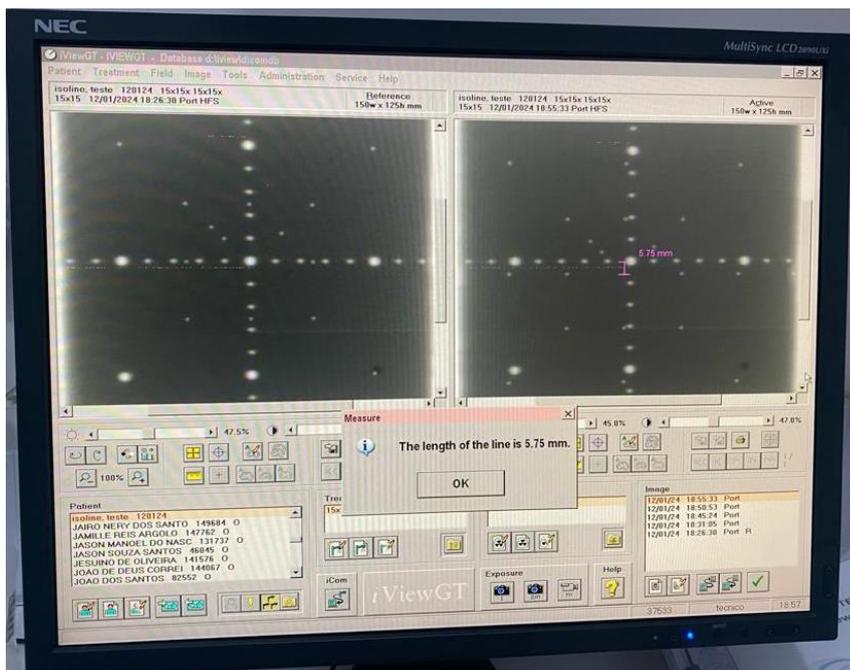


Figura 18 - Captura da variação aleatória da quarta medida de lateral

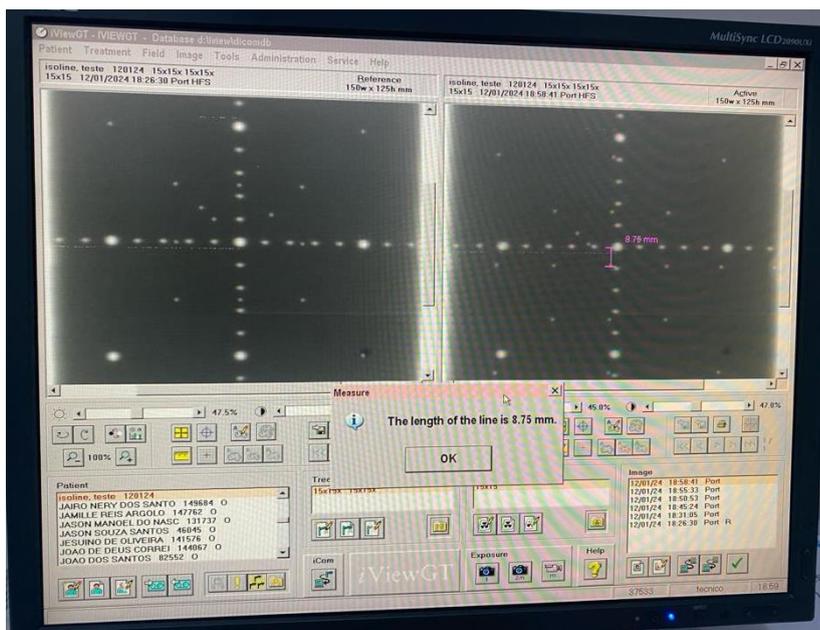


Figura 19 - Captura da variação aleatória da quinta medida de longitude

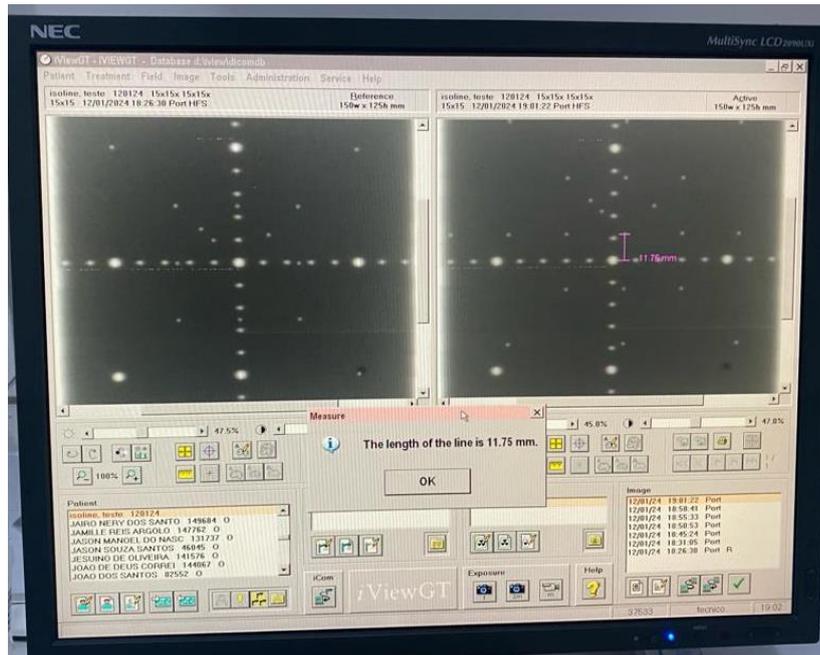


Figura 20 - Captura da variação aleatória da sexta medida de longitude

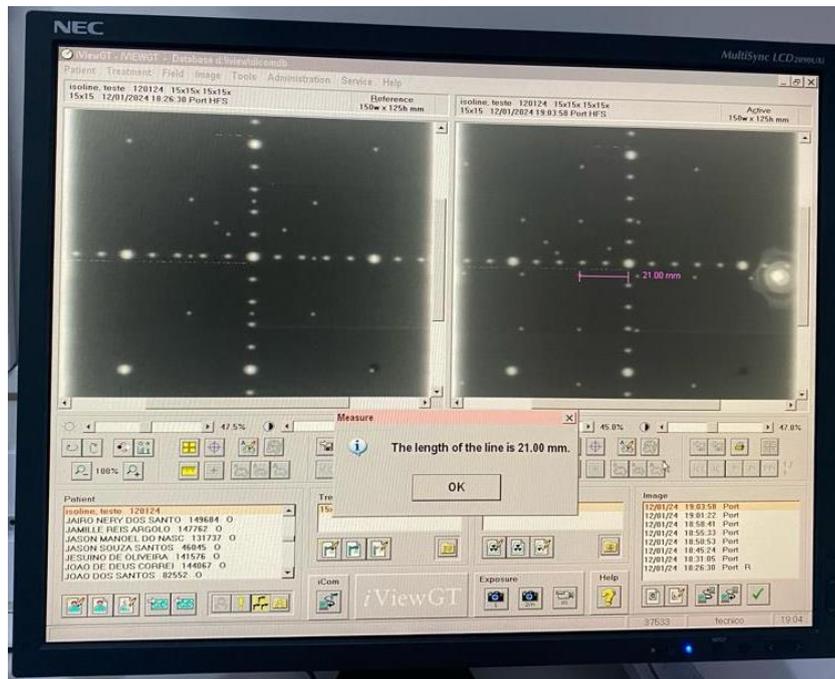


Figura 21 - Captura da variação aleatória da sétima medida de lateral

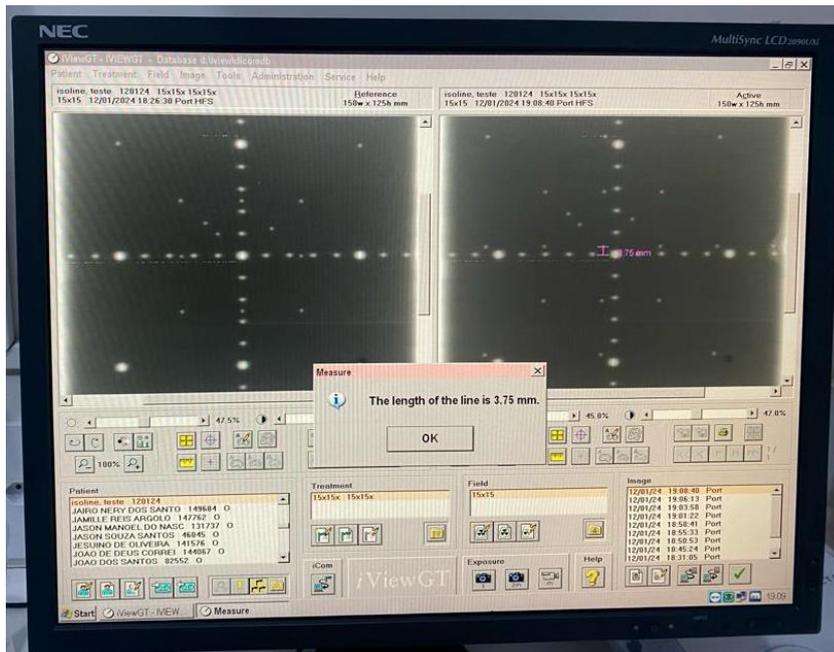


Figura 22 - Captura da variação aleatória da nona medida de longitude

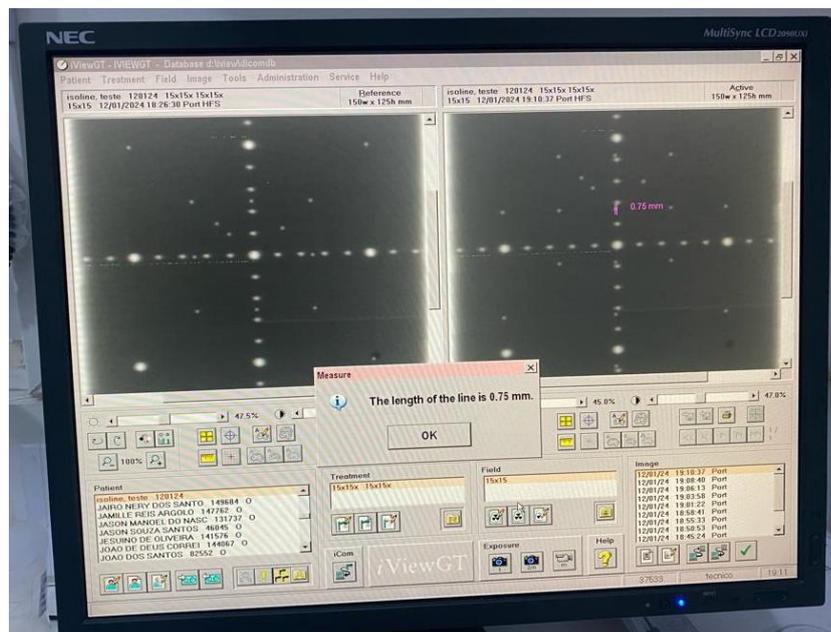
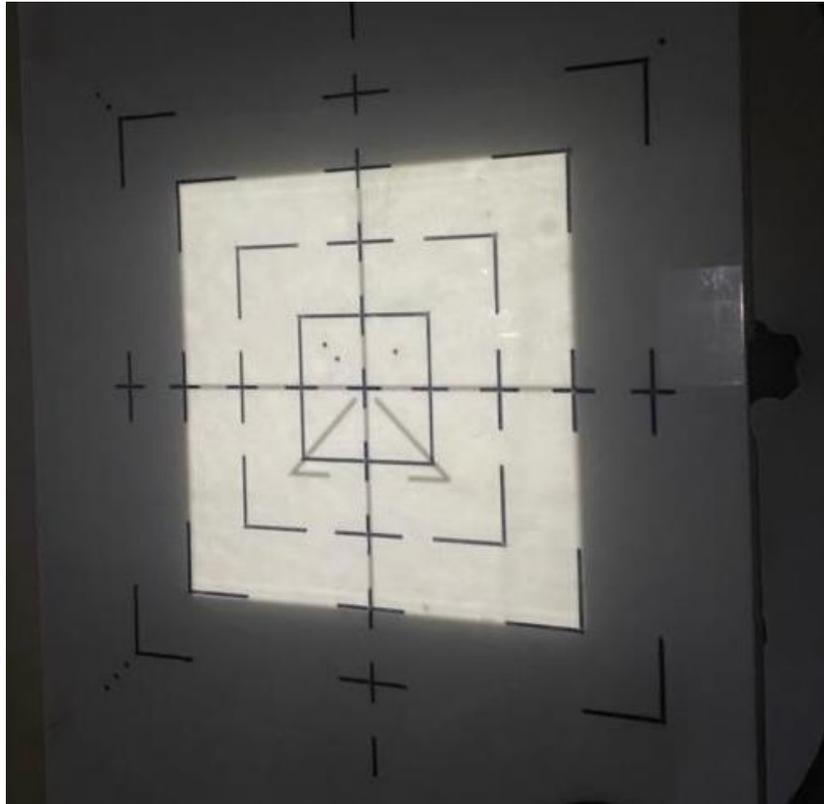


Figura 23 - Captura da variação aleatória da décima medida de lateral

Com essas medidas do deslocamento aleatório se fez necessário a retomada a sala de radioterapia e com esses dados fazer o deslocamento no sentido contrário, depois de fazer esse deslocamento contrário foi possível analisar que a posição final da lateral e longitude, são as mesmas da posição inicial, mostrando que as medidas nominais não sofrem variação.

De acordo a imagem 24, é possível evidenciar que após a correção do deslocamento, o feixe do colimador voltou a ficar centralizado no isoline, mostrando a que as medidas não sofreram variação.



*Figura 24 - Isoline após a correção do deslocamento*

Esse processo todo descrito, pode ser chamado de conjunto de medidas, e ele foi repetido dez vezes para cada teste, totalizando vinte conjuntos de medidas.

# Capítulo 5

## Resultados e Discussões

Nesta sessão será relatado a prática do que foi abordado na metodologia, sabendo que a realização vai muito além das expectativas, com isso será possível obter e discutir resultados, mesmo se não for o esperado.

Nas tabelas 4 e 5 todas as medidas são em centímetros, o  $x_0$  e o  $y_0$  representam a longitude e lateral,  $\Delta x_A$  e  $\Delta y_A$  representam o deslocamento aleatório,  $x_A$  e o  $y_A$  representam a longitude e lateral depois do deslocamento aleatório,  $\Delta x_R$  e  $\Delta y_R$  representam restauração a ser feita,  $x_F$  e o  $y_F$  representam os valores da longitude e lateral depois da restauração,  $\Delta x$  e  $\Delta y$  representam a variação da longitude e lateral.

*Tabela 4 - Tabela de medições nominais do primeiro teste*

$X_0$	$Y_0$	$\Delta X_A$	$\Delta Y_A$	$X_A$	$Y_A$	$\Delta X_R$	$\Delta Y_R$	$X_F$	$Y_F$	$\Delta X$	$\Delta Y$
61,1	2,4	2,7	-2,3	63,8	0,1	-2,7	2,3	61,1	2,4	0	0
66,4	2,8	-2,1	-2,5	64,3	0,3	2,1	2,5	66,4	2,8	0	0
66,7	-2,7	-2,3	2,1	64,4	-0,3	2,3	-2,1	66,7	-2,7	0	0
70	-0,1	2,3	-0,6	72,3	-0,7	-2,3	0,6	70	-0,1	0	0
70,4	0,5	2,3	3,1	72,7	3,6	-2,3	-3,1	70,4	0,5	0	0
69,4	0,4	-3,7	2,9	65,7	3,3	3,7	-2,9	69,4	0,4	0	0

70,1	0,8	-0,5	-0,4	69,6	0,4	0,5	0,4	70,1	0,8	0	0
73,5	3,9	-3,6	-3,1	69,9	0,8	3,6	3,1	73,5	3,9	0	0
70,4	1,5	-0,9	-1,0	69,5	0,5	0,9	1,0	70,4	1,5	0	0
64,1	-0,6	0,6	-0,1	64,7	-0,7	-0,6	0,1	64,1	-0,6	0	0

*Tabela 5 - Tabela de medições nominais do segundo teste*

$X_0$	$Y_0$	$\Delta X_A$	$\Delta Y_A$	$X_A$	$Y_A$	$\Delta X_R$	$\Delta Y_R$	$X_F$	$Y_F$	$\Delta X$	$\Delta Y$
61,7	0,0	1,37	-1,2	63,0	-1,2	-1,3	1,2	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,52	1,68	60,2	1,7	-1,5	-1,68	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,6	0,9	62,3	0,9	-0,6	-0,9	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,57	-0,3	61,1	-0,3	-0,5	0,3	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,87	-0,3	62,9	-0,3	-0,8	0,3	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,17	0,5	61,1	0,5	-1,1	-0,5	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,6	-2,1	59,6	-2,1	-0,6	2,1	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	-2,1	1,6	62,0	1,6	2,1	-1,6	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,37	-0,6	63,4	-0,6	-0,3	0,6	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,67	-0,1	64,7	-0,1	-1,6	0,1	61,7	0,0	0	0

Na tabela 6 o  $O_x$  e o  $O_y$  representam a origem do phantom, determinada pela cruz no centro do papel milimetrado, o  $O_{xt}$  e o  $O_{yt}$  representam a origem transladada, e  $\Delta x$  e  $\Delta y$  representam a variação do x e y.

*Tabela 6 - Tabela de medições reais do primeiro*

$O_x$ (mm)	$O_y$ (mm)	$O_{xt}$ (mm)	$O_{yt}$ (mm)	$\Delta_x$ (mm)	$\Delta_y$ (mm)
0	0	6	4	6	4
0	0	3	2	3	2
0	0	4	2	4	2
0	0	3	1	3	1
0	0	5	2	5	2
0	0	4	1	4	1
0	0	3	1	3	1
0	0	6	3	6	3
0	0	5	3	5	3
0	0	4	2	4	2

Não foi necessário fazer uma tabela de medidas reais para o segundo teste, pois a precisão foi de praticamente 100%, não era possível a olho nu fazer essas medidas.

Foram realizadas quatro contas com as medidas reais, usando duas equações: a média aritmética e o desvio padrão (vide eq1 e eq2)

É possível observar na tabela 7 que para média aritmética de x e o valor de desvio padrão x, temos  $4,3 \text{ mm} \pm 1,1 \text{ mm}$  e para média aritmética de y e o valor de desvio padrão y, temos  $2,1 \text{ mm} \pm 0,94 \text{ mm}$ .

*Tabela 7- Resultados das médias aritmético e desvio padrão*

$M_{Ax}$ mm	$M_{Ay}$ mm	$D_{Px}$ mm	$D_{Py}$ mm
4,3	2,1	1,1	0,94

Observando de grosso modo os resultados obtidos, percebem-se uma não isotropia, além

do óbvio valor não nulo, isso nos leva a questionar a confiabilidade das medições nominais do primeiro teste, visto que os resultados não conferem com as medições reais.

Os resultados obtidos no segundo teste foram extremamente satisfatórios, visto que precisão das medidas estão praticamente exatas.

Nos trabalhos citados na revisão bibliográfica, assim como esse trabalho, todos os trabalhos citados tratam de um tipo de garantia de qualidade. Mas existem algumas diferenças, que serão citadas abaixo.

O trabalho JACOB, Katia. et al (2008), é focado para valores de doses distribuídos para todos os campos de radiação. O de SILVA, Ricardo Goulart da (2013), é desenvolvido em cima de vários testes de qualidade, para entender o comportamento do acelerador, desde o alinhamento do EPDI a dosimetria de arcos. O de MATTOS, F. R. DE; FURNARI, L (2017), é baseado em testes com foco na geometria, na qualidade da imagem, no sistema de operação e na segurança. O de FURNARI, Laura; FAIRBANKS, Leandro R (2019), são feitas avaliações qualitativas e quantitativas, no uso do EPID para a realização de um CQ em um sistema de MLC (Colimador de múltiplas lâminas). Todos esses trabalhos citados apresentaram excelentes resultados. Agora se tratando desse trabalho, o foco dele é na localização e posicionamento, mostrado pelas medidas nominais e reais.

# Capítulo 6

## Conclusão

Este trabalho teve como intenção a avaliação das medidas nominais e reais de localização, apresentadas pelo sistema iViewGT™, no centro de radioterapia do hospital SAMUR, tendo os resultados alcançados, pois se trata de medidas, e é sabido que medidas possuem imprecisões, pois envolve dispositivos mecânicos e eletrônicos que por sua vez pode possuir suas próprias falhas, falha de manuseio, e a não absoluta acuracidade dos sentidos humanos, mostrando que tudo tem mesmo que mínimo, uma espécie de imprecisão.

No primeiro teste foi encontrado algumas imprecisões, já no segundo teste essas imprecisões praticamente não foram encontradas. Dá para ser considerado que como houve um intervalo de tempo entre o primeiro e segundo teste, o centro de radiologia deve ter passado por processos de dosimetria. O uso do dosímetro possibilita uma avaliação da eficiência, o que seria uma justificativa para essa melhora na precisão.

Os resultados obtidos não comprometem de forma alguma o sistema iViewGT™, uma vez que sua precisão de localização do alvo é por meio de imagens, obtidas por raios-x e não pelos valores métricos do posicionamento da maca assistida eletronicamente.

### 6.1 Perspectivas Futuras

Para trabalhos futuros sugere a realização de novos testes de qualidade, esses novos testes podem ser realizados utilizando outros objetos, como um outro tipo de Phantom, ou algum dispositivo que permite a visualização da imagem pelo sistema iViewGT™.

# Referências Bibliográficas

CABRAL, Paulo. **Erros e Incertezas nas Medições**. Porto, ISEP, 2004.

CASTRO, Robson Costa de. **Calculo de Dose Equivalente em Órgãos de Pacientes devido Fotonêutons Gerados em Aceleradores Lineares Clínicos**; Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2002.

CHAMUNYONGA C, RUTLEDGE P, CALDWELL PJ, BURBERY J, HARGRAVE C. The Application of the Virtual Environment for Radiotherapy Training to Strengthen IGRT Education. *J Med Imaging Radiat Sci*. 2020 Jun;51(2):207-213. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32220573/>>. Acesso em: 12 nov. 2023.

DISPOSITIVO DE IMAGEM iViewGT™. **Elekta**. Disponível em: <<https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/imaging/iviewgt>>. Acesso em: 28 de junho de 2023.

FILHO, Eugenio Del Vigna; **Temas Físicos**. Protocolo de Calibração. IAEA, TRS#277. (1987).

FURNARI, Laura. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009; 3(1): 77-90. Disponível em: <<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/37>>. Acesso em: 18 de novembro de 2023.

FURNARI, Laura; FAIRBANKS, Leandro R. **Radioterapia guiada por imagem**: técnicas e controle de qualidade. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2019;13(1):99-108. Disponível em: <<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/507/v13n1p99>>. Acesso em: 14 de janeiro de 2024.

GÉRARD JP, DEJEAN C, MONTAGNE L, BENEZERY K, DOYEN J, HANNOUN LEVI JM. A brief history of contact X-ray brachytherapy 50 kVp. *Cancer Radiother*. 2020 Jun;24(3):222-225. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32171676/>>. Acesso em: 12 nov. 2023.

GUIMARÃES, Nilmara Almeida; **Avaliação metrológica do tamanho de campo irradiado por aceleradores lineares**; Dissertação de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2011.

HENDGES, Maria Beatriz. **Revisão integrativa sobre acidentes e incidentes envolvendo pacientes na radioterapia**. Trabalho de conclusão de curso, Instituto Federal de Educação, Ciências e Tecnologia de Santa Catarina, 2019.

JACOB, Katia. et al; **Controlo da qualidade dosimétrico no serviço de radioterapia do Hospital CUF Descobertas (HCD): importância do controlo da qualidade do sector da física e resultados da auditoria ESTRO-EQUAL.** Acta Radiol Port. 2008;XX(80):21-9.

JÚNIOR, Joab Silas da Silva. "O que são os raios X?"; *Brasil Escola*. Disponível em: <https://brasilestola.uol.com.br/o-que-e/fisica/o-que-sao-os-raios-x.htm>. Acesso em 26 de junho de 2023.

LUH JY, ALBUQUERQUE KV, CHENG C, ERMOIAN RP, NABAVIZADEH N, PARSAI H, ROESKE JC, WEISS SE, WYNN RB, YU Y, ROSENTHAL SA, HARTFORD A. ACR-ASTRO Practice Parameter for Image-guided Radiation Therapy (IGRT). *Am J Clin Oncol*. 2020 Jul;43(7):459-468. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32452841/>>. Acesso em: 16 dez. 2023.

MARTINS, Isabel Ortega; **Puesta en marcha de un sistema de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)**; Dissertação de Mestrado, Universidad Nacional de Educación a Distância, 2017.

MATTOS, F. R. DE; FURNARI, L. Implementação de um Controle de Qualidade de DMLC utilizando um EPID (Portal Dosimetry). **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 11, n. 1, p. 21-27, 16 out. 2017.

MOURA, Felipe Cidade de. **Análise de erro em radioterapia: Impacto dos protocolos de verificação na variabilidade e margem de tratamento.** Trabalho de conclusão de curso, Instituto Politécnico de Lisboa, 2017.

OKUNO, Emico; Caldas, Iberê I; Chow, Cecil. **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**; Ed.Harpe e Row do Brasil, São Paulo. 1982.

PALLOTTA S, MARRAZZO L, CEROTI M, SILLI P, BUCCIOLINI M. A phantom evaluation of Sentinel<sup>TM</sup>, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. *Med Phys*. 2012 Feb;39(2):706-12. Disponível em:< <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22320780/> >. Acesso em: 15 dez. 2023

PEDUZZI, L. O. Q. **Do átomo grego ao átomo de Bohr.** Florianópolis: Departamento de Física/UFSC, 2005.

PODGORSAK, E.B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**; IAEA. New York, 1957. Radioterapia Guiada por imagem (IGRT). **Instituto Oncoguia**, 2014. Disponível em: <<http://www.oncoguia.org.br/conteudo/radioterapia-guiada-por-imagem-igrt/5396/710/>>. Acesso em: 15 de setembro de 2023.

SANTOS, Joana Safira Neves dos. **Quantificação de incertezas e comparação de metodologias para medidas in vivo em Radioterapia Intra-Operatória.** Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, 2017.

SILVA, Késsio Jhonys Pereira et al. "Phantom de pescoço-tireóide para uso em medicina nuclear: revisão de patentes". *Research, Society and Development*, v. 11, n. 12, e207111234489, 2022. Disponível em:<

[https://www.oasisbr.ibict.br/vufind/Record/UNIFEI\\_42792010fa93eba75d38a738049d246e](https://www.oasisbr.ibict.br/vufind/Record/UNIFEI_42792010fa93eba75d38a738049d246e)  
>. Acesso em: 12 out. 2023.

SILVA, Ricardo Goulart da. **Desenvolvimento de um programa de controle da qualidade para a tecnologia VMAT**. 2013. 99 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

SOUZA, Cleber Nogueira de; MONTI, Carlos Roberto; SIBATA, Cláudio Hissao. “Recomendações para se evitar grandes erros de dose em tratamentos radioterapêuticos”. *Radiol Bras* 2001; 34 (1):29-37. Disponível em:<  
<https://www.scielo.br/j/rb/a/9HhgVXhRBrJP6pGV4CRhhBz/>>. Acesso em: 07 nov. 2023.

STANLEY DN, RASMUSSEN K, KIRBY N, PAPANIKOLAOU N, GUTIÉRREZ AN. An evaluation of the stability of image quality parameters of Elekta X-ray volume imager and iViewGT imaging systems. *J Appl Clin Med Phys*. 2018 May;19(3):64-70. Disponível em:<  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29520938/>>. Acesso em: 16 dez. 2023.

TUAHATA, Luiz. *et al*; **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5º ed. Rio de Janeiro. IRD/CNEN. 2003.

VERELLEN D, DE RIDDER M, TOURNEL K, DUCHATEAU M, REYNDERS T, GEVAERT T, LINTHOUT N, STORME G. An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT. *Acta Oncol*. 2008;47(7):1271-8. Disponível em:<  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18618343/>>. Acesso em: 14 dez. 2023.

## **ANEXO**

# TESTE DE QUALIDADE NAS AVALIAÇÕES DAS MEDIDAS NOMINAIS E REAIS DA PRECISÃO DO POSICIONAMENTO, APRESENTADAS PELO SISTEMA IVIEWGT™

*SOUZA, Monique Prado<sup>1</sup>*

*LIMA, Inayá Corrêa Barbosa<sup>2</sup>*

## **Resumo:**

A radioterapia tem como o seu principal desafio atingir o volume tumoral provocando o menor dano possível aos tecidos sadios adjacentes. No planejamento radioterápico se faz necessário a obtenção de imagens radiográficas para checar a reprodução do posicionamento do paciente durante o tratamento, quando necessário, a correção desse posicionamento. Em sistemas modernos a aquisição dessas imagens é em formato digital. A utilização bem-sucedida desse sistema requer a implementação de um programa de controle da qualidade periódico e acurado. Neste estudo propomos desenvolver uma rotina de teste capaz de medir com precisão milimétrica o erro das medições dos deslocamentos geométricos introduzidos pelos sistemas automáticos, monitorados e visual obtidos pela comparação das imagens no sistema de verificação. Para o desenvolvimento dessa prática utilizamos o sistema iViewGT™ do acelerador linear Synergy da Elekta, phantom similar ao Las Vegas e o isoline. Os resultados evidenciaram as diferenças entre valores nominais e reais, sendo mais acentuada em uma das direções do plano.

**Palavras-chave:** IViewGT™; posicionamento; radioterapia

Data de submissão

Data de aprovação

---

<sup>1</sup> Graduado do curso de Física da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (2021), mestranda em Engenharia Nuclear da Universidade Federal do Rio de Janeiro, moniqueprado22@gmail.com

<sup>2</sup>

## **Introdução**

A radioterapia é uma área da Física Médica que lida com o uso das fontes de radiação para o tratamento do câncer e outras patologias. Nos procedimentos radioterápicos a correspondência entre a dose calculada e a dose recebida de radiação pelo paciente é de fundamental importância e a melhor forma de garantir uma real equivalência é mediante a comprovação experimental.

Na Física Médica é comum o uso destes objetos para simular fisicamente o paciente, no entanto a diversidade deste dispositivo é muito ampla dependendo da área de aplicação. No caso das técnicas médicas que utilizam radiação ionizante, é necessário reproduzir nesta importante ferramenta do físico médico, as propriedades físico-químicas que manifesta o tecido humano ao interagir com este tipo de radiação. Porém, os phantoms convencionais são de custo elevado, busca-se desta forma materiais alternativos que tenha um menor custo, possibilitando assim a confecção de simuladores de tecidos mais realísticos, podendo ser moldado de acordo a cada paciente.

Tão importante quanto a precisão da dose, é a correta precisão do posicionamento do paciente, atualmente o sistema de IGRT (Guiado por imagem radioterapia) mais utilizado é o EPID (Electronic portal imaging devices) que utiliza tecnologia de silício amorfo, o qual permite a aquisição de imagens radiográficas em formato digital. Por isso o sistema *iviewGT™*, traz um sistema de posicionamento por imagem e sistemas auxiliares de localização da maca, essa última parte não é o principal protocolo do posicionamento, por tanto não se exigirá da mesma uma maior acurácia do que da primeira parte, o que permite a verificação dessa precisão por este trabalho.

Neste trabalho foram definidas as expressões nominais e reais para tipos de medidas, pois se trata do que é planejada e do que realmente é efetivado. Quando se fala de nominal, é o mesmo que dizer que é pensado, propagado, almejado ou valor esperado. Já quando se fala de real, é o que realmente acontece, o que nem sempre pode ser de acordo com o esperado. Os valores exibidos pelo sistema de monitoramento do sistema Elekta (empresa especializada em soluções clínicas para o tratamento de câncer e danos cerebrais) serão considerados os valores nominais, e os valores obtidos diretamente pela comparação de imagens, serão considerados as medições reais.

## **Referencial teórico**

### **Radioterapia**

A descoberta dos raios X foi um marco na ciência e medicina, o raio X foi descoberto por Wilhelm Conrad Röntgen em 1895. Röntgen, um físico alemão, estava conduzindo experimentos com tubos de raios catódicos quando observou que um material fluorescente em sua mesa começou a emitir luz mesmo estando coberto por cartolina opaca. Ele deduziu que uma forma de radiação invisível estava penetrando a cartolina e fazendo com que o material fluorescente brilhasse. Röntgen continuou suas investigações e descobriu que essa radiação podia atravessar objetos opacos, incluindo tecidos humanos, deixando sombras detalhadas em placas fotográficas. Ele chamou essa nova forma de radiação de "raios X", em parte porque o termo "X" denota o desconhecido. A técnica de imagem por raios X transformou significativamente a prática médica, permitindo uma visão interna não invasiva do corpo humano e contribuindo para o desenvolvimento da radiologia como uma especialidade médica (LIMA; AFONSO; PIMENTEL, 2009).

O surgimento da radioterapia de contato remota da década de 30 no século XX, tendo grande impacto na sociedade à época para diagnosticar e tratar doenças oncológicas, já a braquiterapia, um tipo de “radioterapia interna”, um tratamento local apenas para uma parte específica do corpo, também chamada de Curiethérapie na França, possui raízes mais antigas, remontando ao final do século XIX. Pioneiros como Marie Curie e seu marido Pierre Curie desempenharam um papel crucial na pesquisa e aplicação inicial da radioterapia, já que a radioterapia é utilizada em 50% dos pacientes com câncer, tratamento utilizando os aceleradores lineares (GÉRARD et al., 2020).

Tanto Filho (1987) como Podgorsak (1957) falam que a radioterapia é a modalidade de tratamento que entrega uma quantidade controlada de radiação ionizante numa região limitada do corpo do paciente, esta quantidade (dose) é aplicada fracionada. Tanto Castro (2002) como Okuno *et al* (1982) fala como ela se divide em teleterapia e braquiterapia, sendo que na primeira a fonte de radiação é colocada a muitos centímetros de distância da região a ser tratada, e na segunda a fonte de radiação está em contato com o tecido a ser tratado ou até mesmo implantado nele. Na teleterapia pode-se utilizar radiação gama, cobalto ( $C^{60}$ ) ou radiação X (acelerado linear).

### **Sistema IGRT**

A Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) desempenha um papel fundamental no tratamento do câncer, oferecendo uma abordagem mais precisa e personalizada. A importância da IGRT reside em vários benefícios que contribuem para a eficácia e segurança do tratamento. A IGRT visa imagens frequentes na sala de tratamento durante um curso de radioterapia, com decisões tomadas com base nessas informações. O conceito não é novo, mas desenvolvimentos recentes e clínicas implementações do IGRT melhoraram drasticamente a qualidade da radioterapia e ampliaram suas possibilidades, bem como suas Indicações. Em geral, as soluções de IGRT podem ser classificadas em imagem plana, volumétrica usando radiação ionizante (kV e TC baseada em VM) ou não ou técnicas não radiográficas. Felizmente, a maior vantagem das soluções volumétricas de IGRT é a capacidade de visualizar os tecidos moles antes do tratamento e definir a relação espacial entre alvo e órgãos de risco (VERELLEN *et al.*, 2008).

O IGRT além de ter como enfoque principal a localização e contorno dos locais para tratamento, ele também é usado no posicionamento do paciente. Tendo como primeira referência na utilização de imagem (MARTINS, 2017, p.3). Conforme:

O posicionamento do paciente tem sido, historicamente, com base nas marcas de alinhamento em radiação pele isocentro mecânica (Van Dyk, 1999). Este posicionamento é verificado com a ajuda de imagens obtidas com a mesma radiação emitida pela unidade de processamento, portais de imagens de raios-x megavoltagem (X-ray MV) (MARTINS, 2017, p.3).

### **Sistema iViewGT™**

O sistema iViewGT™ traz abordagem avançada na administração de tratamentos de radioterapia, caracterizada pela utilização de técnicas de imagem em tempo real para monitorar e guiar o posicionamento preciso do feixe de radiação durante as sessões de tratamento. Essa técnica é essencial para melhorar a precisão do direcionamento da radiação ao tumor, minimizando ao mesmo tempo a exposição dos tecidos circundantes saudáveis. Esta técnica emprega imagens para maximizar a precisão durante todo o processo de entrega do tratamento. Este processo pode incluir delineamento do tecido alvo e normal, radiação parto e adaptação de terapia anatômica e biológica e mudanças posicionais ao longo do tempo em pacientes individuais (LUH *et al.*, 2020).

Atráves do sistema iViewGT™, é possível obter: excelente espaço livre e campo de visão superior; dose de paciente baixa, tão pequena quanto 1 UM; aprimoramento e registro on-line e off-line das imagens; imagens online para verificação do posicionamento do

paciente; revisão off-line e aprovação de imagens; pronto para rede incluindo DICOM RT e AutoDICOM, com fácil conectividade com a rede MOSAIQ™; garantia de qualidade IMRT, incluindo verificação MLC (ELEKTA, c2021).

### **Phantom**

O Phantom consiste em uma técnica para melhorar a precisão da administração da radiação e é, atualmente, uma ferramenta indispensável para o posicionamento do paciente e verificação da localização do alvo. Vários estudos comprovam que os fantasmas consistem na otimização do protocolo de aquisição de imagens (PALLOTTA *et al.*, 2012). Os phantoms desempenham um papel crucial na radioterapia, sendo simuladores de tecidos ou estruturas anatômicas que replicam as condições encontradas no corpo humano. A importância desses phantoms reside na validação e garantia de qualidade dos sistemas de tratamento de radioterapia. Eles são utilizados para testar e calibrar equipamentos, como máquinas de radioterapia e sistemas de planejamento, assegurando que as doses de radiação planejadas sejam administradas com precisão aos pacientes. Além disso, os phantoms são fundamentais para avaliar a conformidade com os padrões de segurança e eficácia estabelecidos pelas autoridades regulatórias. A capacidade de simular condições clínicas específicas permite a realização de testes de desempenho e verificações de qualidade, garantindo a segurança do paciente e a eficácia do tratamento. Assim, os phantoms desempenham um papel vital na qualidade e segurança dos procedimentos de radioterapia, contribuindo para a entrega precisa e confiável das doses terapêuticas.

### **Isoline**

Isolines são linhas que conectam pontos de igual valor em um mapa, representando a distribuição espacial de uma determinada variável. Essas linhas são usadas em cartografia e geografia para visualizar padrões e variações em dados geográficos. Os profissionais de radioterapia usam curvas de isodose para representar as diferentes doses de radiação administradas a diferentes partes do corpo. Essas curvas indicam regiões que recebem doses semelhantes de radiação, garantindo que as regiões-alvo recebam a dose terapêutica desejada, enquanto se minimiza a exposição de tecidos saudáveis circundantes. Através dos radiopacos colocado no isoline é possível a visualização da imagem, pois os radiopacos bloqueiam a passagem de radiações, como raios X. “Marcadores radiopacos implantados servem como guias de referência para a

localização, quando é feita a comparação com as imagens da tomografia de simulação. Há, porém, uma diferença entre essas imagens” (FURNARI; FAIRBANKS, 2019). Durante o planejamento da radioterapia, os profissionais de saúde usam imagens radiográficas ou tomografias computadorizadas para visualizar a anatomia do paciente e identificar a localização do tumor e dos tecidos circundantes. A presença de materiais radiopacos, como próteses metálicas ou implantes, pode influenciar a distribuição da dose de radiação e é levada em consideração para otimizar o tratamento e minimizar os efeitos nos tecidos normais.

### **Erros e incertezas nas medições**

Para evitar grandes erros de dose e reduzir incertezas em tratamentos radioterapêuticos, é fundamental seguir práticas rigorosas de controle de qualidade e implementar diretrizes específicas. Calibrações precisas e regulares dos equipamentos, como aceleradores lineares e sistemas de dosimetria, são essenciais. Verificações frequentes dos sistemas de posicionamento do paciente e correções imediatas de qualquer desalinhamento são críticas para garantir a entrega precisa da radiação ao alvo desejado. A utilização de técnicas avançadas de imagem, como imagens cone-beam CT, durante o planejamento e tratamento, permite uma melhor visualização do tumor em tempo real, minimizando erros relacionados à anatomia do paciente. Além disso, a adesão estrita a protocolos padronizados de tratamento, a revisão regular dos planos de tratamento e a participação em programas de garantia de qualidade externos contribuem significativamente para a redução de erros e incertezas. A formação contínua da equipe médica, físicos médicos e técnicos em radioterapia é crucial para manter padrões elevados de segurança e precisão na administração das doses terapêuticas, assegurando assim resultados eficazes e seguros para os pacientes. Cada um desses procedimentos está sujeito a um certo grau de incerteza relacionado a falhas humanas, que resultam, de maneira geral, em pequenos erros. Estas falhas, no entanto, podem também causar sérios acidentes. Para corrigir o grau de incerteza e erros, as ordenações especializadas recomendam minuciosos programas de garantia da qualidade. Em todo território brasileiro os diversos programas ampliam suas exigências, e a maioria dos serviços de radioterapia vem-se orientando neste sentido, tanto na verificação dos cálculos de dose em pacientes, bem como em relação aos equipamentos de radiação e dosimetria (SOUZA; MONTE; SIBATA, 2001).

A incerteza existe pelo simples fato de se tratar de medidas, por mais que as medidas tenham cunho mais preciso possível, pois a depender do instrumento que for utilizado para medições pode existir instabilidades, desgastes, própria imprecisão do próprio objeto, erros de leituras das escalas, modo de uso incorreto do equipamento.

$$M_A = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad 1$$

$$D_p = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - M_A)^2}{n}} \quad 2$$

Na equação 1 se trata da média aritmética, onde cada x representa uma medida e o n a quantidade de termos, já na equação 2 se trata do desvio padrão, cada x representa uma medida, o  $M_A$  representa a média aritmética, e o n a quantidade de termos. Essas foram as duas equações que melhor se encaixa, para saber o quanto as medidas reais diferenciaram das medidas iniciais.

### **Procedimentos Metodológicos da pesquisa**

O trabalho foi desenvolvido no centro de Radioterapia do hospital SAMUR (Serviço de Assistência Médica e Urgência), utilizando o sistema iViewGT™ do acelerador linear Synergy® da Elekta®, phantom Las Vegas e o Isoline. A sala de radioterapia representada na figura 1.

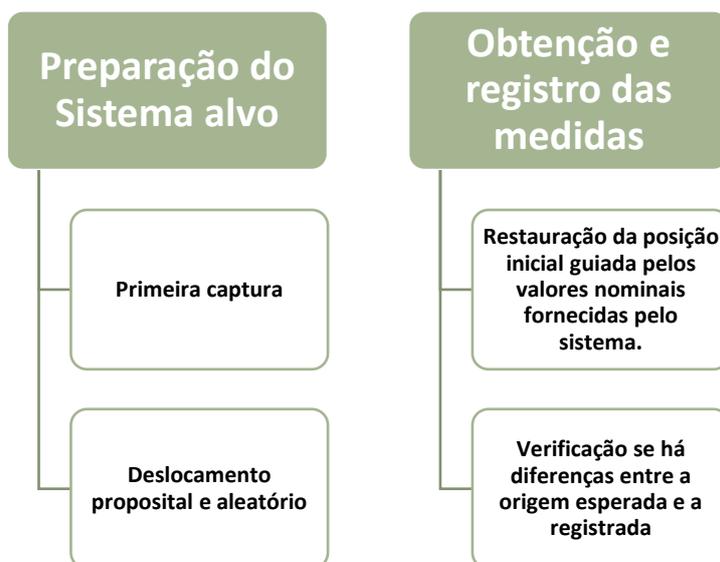
Figura 1 – Sala de radioterapia



Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Nessa seção será relatada toda a preparação e desenvolvimento, a partir dos equipamentos utilizados. O fluxograma abaixo (figura 2) mostra a sequência da realização do trabalho.

Figura 2 - Fluxograma com a sequência de realização do trabalho

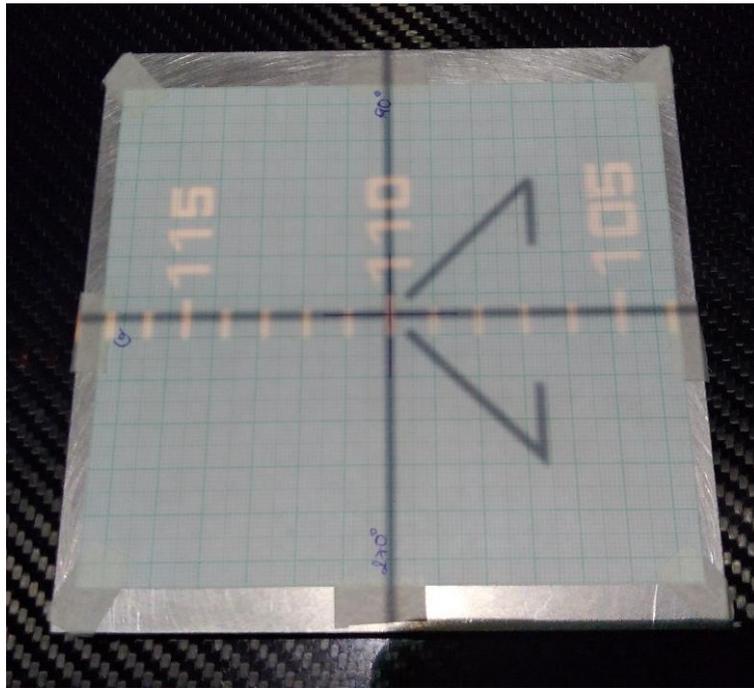


Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

O primeiro passo foi o de conhecer o centro de radioterapia do hospital Samur, para isso precisaria de uma disponibilidade tanto do hospital, como da física médica, pois se trata de um lugar que sempre há pacientes esperando pelo tratamento. Foi organizado um dia para que pudesse conhecer o centro de radioterapia e foi apresentado todo o espaço e explicado superficialmente como tudo funciona relativos às ações radioterápicas, conhecendo médicos, funcionários, equipamentos etc. Após o fim dessa visita nasceu a ideia deste trabalho, que se trataria de uma espécie de testes de qualidade.

Com a decisão de realizar esse trabalho, o próximo passo era a de encontrar alguns dias disponíveis para a realização das medidas do primeiro teste, o que seria feito com um Phantom, foi decidido que seria em dias que o hospital estivesse sem pacientes, e que a física médica do hospital também estivesse disponível. O primeiro dia escolhido foi em um sábado, chegado o primeiro dia de realização dos procedimentos, a física médica apresentou vários tipos de phantoms e informou que a escolha ideal para a proposta deste trabalho seria o phantom similar ao Las Vegas, após a escolha do phantom, foi decidido utilizar o papel milimetrado para conseguir marcar de alguma forma a origem do dispositivo, vale salientar que o papel milimetrado torna invisível na captura de imagem do sistema iViewGT<sup>TM</sup>, depois de prender o papel milimetrado no dispositivo, foi feita uma cruz na origem para quando fosse utilizar os feixes luminosos do colimador como referência, como na figura 3.

*Figura 3 - Altura fixada*

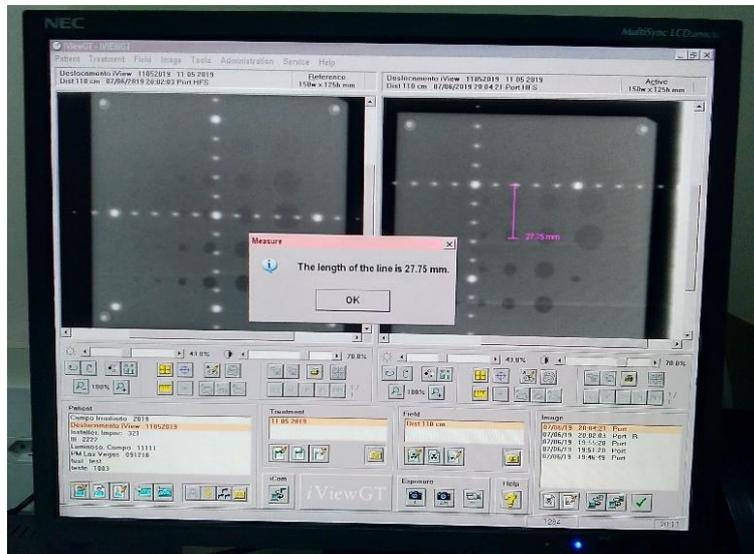


*Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.*

Depois da imagem capturada é o momento de retornar a sala de radioterapia e fazer o deslocamento aleatório na maca, fazendo com que o phantom passe a não está mais alinhado ao colimador, depois anotar novamente a posição da latitude e longitude, sair da sala de radioterapia e ir novamente para sala e ativar o botão que dispara o processo de captura de imagem no sistema iViewGT™, tornando assim a segunda imagem do primeiro conjunto de medidas.

Olhando a figura 4 é notável que na primeira imagem o phantom está centralizado com os eixos dos visores do sistema iViewGT™, e na segunda imagem depois do deslocamento aleatório, os eixos dos visores não estão mais centralizados, o comprimento do seguimento de reta desenhado em tela entre o ponto inicial e final, de cor lilás e usando como referência os orifícios contidos no phantom no sistema iViewGT™. É possível saber o quando esse phantom foi deslocado, munido desses valores de deslocamento é necessário retornar à sala de radioterapia e de acordo com os dados fazer o deslocamento no sentido inverso, o acaba mostrando que a posição final da lateral e longitude, são iguais ao da posição inicial, o que mostra que medidas nominais não sofrem variação.

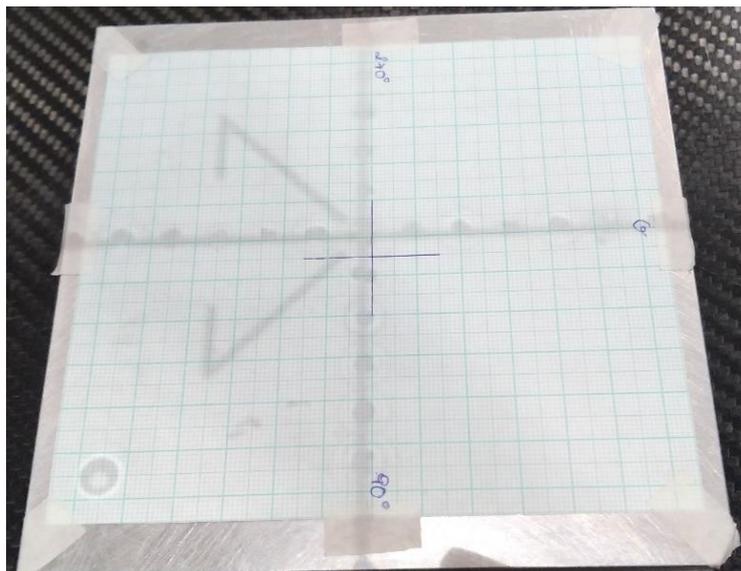
Figura 4 - Tela do sistema iViewGTTM



Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

O que traz um questionamento na figura 5, é que mesmo a maca retornando ao seu lugar de origem, mostrando que as medidas nominais não sofrem variação, o phantom não está mais alinhada ao colimador, o que na teoria seria para se encontrar alinhado, isso mostra que as medidas reais sofrem variação, que nesse caso chamamos erro, mas se trata de medidas, sempre tem as imprecisões.

Figura 5 - Origem transladada



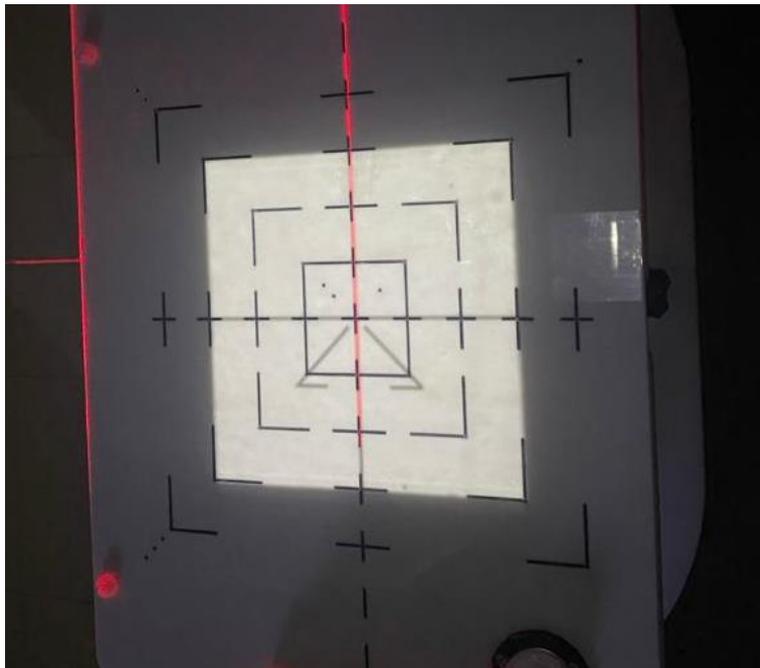
Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Foi realizado um novo teste de qualidade, processo é semelhante com o do primeiro teste, porém ao invés de usar o Phantom las vexas, utilizou-se o isoline.

Desta forma, com o novo teste decido iniciou-se as novas medidas. Para a realização deste novo teste, o físico médico solicitou a ajuda de três técnicos em radiologia: O primeiro colaborou na movimentação da maca e os outros dois ficaram na sala de radiologia facilitando na captura de imagem.

Na figura 6, foi determinado uma altura fixa 100 cm na maca, pois foi a altura que ficou alinhado no campo de visão.

*Figura 6 – Isoline com feixe luminoso centralizado*



*Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.*

Na figura 7, representa os valores tomados como iniciais para as capturas, onde a lateral mede 0 cm e longitude mede 61,7 cm.

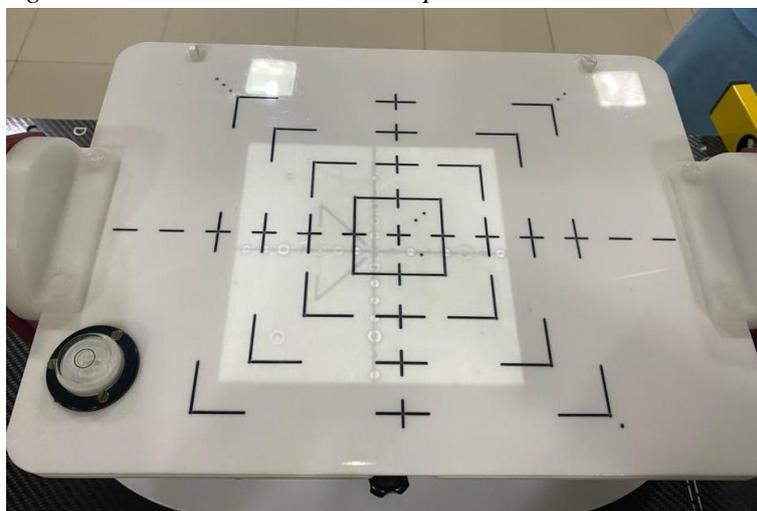
Figura 7 - monitor com valores da lateral e longitude

148	Gant ctrl	0.00	0.14	70	Gantry		0.1
149	D.rot ctrl	0.00	0.00	75	D.Rot.		0.0
				80	X1	7.50	7.48
				85	X2	7.50	7.53
				90	Y1	7.50	7.46
				95	Y2	7.50	7.50
141	Xsize ctrl	0.00	15.01	592	X Fld.Size		15.01
142	Ysize ctrl	0.00	14.96	593	Y Fld.Size		14.96
370	Linac ASU	127	0	645	Table ASU	127	0
594	Offset X		-0.02	110	T/T.		0
595	Offset Y		-0.02	125	Hgt.		21.3
				120	Lat.		0.0
171	Cal.item 1	0	0	115	Long.		61.7
178	Learn enable	0	0	130	Column Rot		0
170	Cal.value	0	0	334	Cal part value	0	0

Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

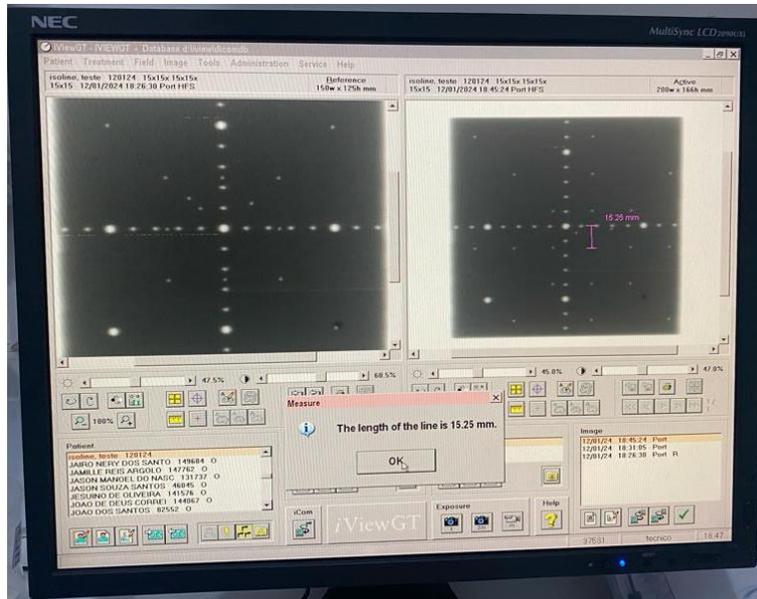
Com os valores iniciais decididos, foi iniciado o processo da realização dessas medidas, saindo da sala de radioterapia para primeira captura de imagem, essa primeira captura corresponde ao isoline centralizado com feixe luminosos do colimador, depois que aconteceu essa captura é necessário a volta a sala de radioterapia para fazer o deslocamento aleatório, feito esse deslocamento aleatório, saindo novamente da sala de radioterapia para fazer a segunda captura, captura essa que corresponde ao isoline deslocado. Na figura 8 é possível observar como ficou descentralizado o isoline com o feixe do colimador. Na figura abaixo é possível observar a primeira e segunda captura através do sistema iViewGT™

Figura 8 - isoline descentralizado após o deslocamento aleatório



Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

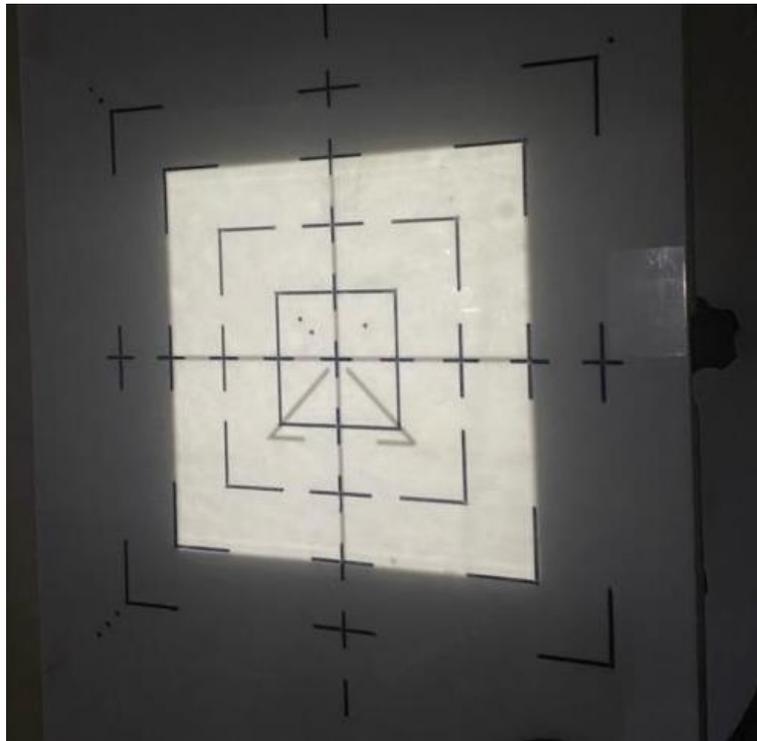
Figura 9 - Captura da variação aleatória da segunda medida de longitude



Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Na imagem 10 mostra que após a correção do deslocamento, o feixe do colimador voltou a ficar centralizado no isoline, mostrando a que as medidas não sofreram variação

Figura 10 - isolane após a correção do deslocamento



Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Esse processo todo descrito, pode ser chamado de conjunto de medidas, e ele foi repetido dez vezes para cada teste, totalizando vinte conjuntos de medidas.

## Resultados e discussões

Nesta sessão será relatado a prática do que foi abordado na metodologia, sabendo que a realização vai muito além das expectativas, com isso será possível obter resultados, mesmo se não for o esperado.

Nas tabelas 1 e 2 todas as medidas são em centímetros, o  $x_0$  e o  $y_0$  representam a longitude e lateral,  $\Delta x_A$  e  $\Delta y_A$  representam o deslocamento aleatório,  $x_A$  e o  $y_A$  representam a longitude e lateral depois do deslocamento aleatório,  $\Delta x_R$  e  $\Delta y_R$  representam restauração a ser feita,  $x_F$  e o  $y_F$  representam os valores da longitude e lateral depois da restauração,  $\Delta x$  e  $\Delta y$  representam a variação da longitude e lateral.

*Tabela 1 - Tabela de medições nominais do primeiro teste*

$X_0$	$Y_0$	$\Delta X_A$	$\Delta Y_A$	$X_A$	$Y_A$	$\Delta X_R$	$\Delta Y_R$	$X_F$	$Y_F$	$\Delta X$	$\Delta Y$
61,1	2,4	2,7	-2,3	63,8	0,1	-2,7	2,3	61,1	2,4	0	0
66,4	2,8	-2,1	-2,5	64,3	0,3	2,1	2,5	66,4	2,8	0	0
66,7	-2,7	-2,3	2,1	64,4	-0,3	2,3	-2,1	66,7	-2,7	0	0
70	-0,1	2,3	-0,6	72,3	-0,7	-2,3	0,6	70	-0,1	0	0
70,4	0,5	2,3	3,1	72,7	3,6	-2,3	-3,1	70,4	0,5	0	0
69,4	0,4	-3,7	2,9	65,7	3,3	3,7	-2,9	69,4	0,4	0	0
70,1	0,8	-0,5	-0,4	69,6	0,4	0,5	0,4	70,1	0,8	0	0
73,5	3,9	-3,6	-3,1	69,9	0,8	3,6	3,1	73,5	3,9	0	0
70,4	1,5	-0,9	-1,0	69,5	0,5	0,9	1,0	70,4	1,5	0	0

64,1	-0,6	0,6	-0,1	64,7	-0,7	-0,6	0,1	64,1	-0,6	0	0
------	------	-----	------	------	------	------	-----	------	------	---	---

Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Tabela 2 - Tabela de medições nominais do segundo teste

$X_0$	$Y_0$	$\Delta X_A$	$\Delta Y_A$	$X_A$	$Y_A$	$\Delta X_R$	$\Delta Y_R$	$X_F$	$y_F$	$\Delta x$	$\Delta y$
61,7	0,0	1,37	-1,2	63,0	-1,2	-1,3	1,2	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,52	1,68	60,2	1,7	-1,5	-1,68	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,6	0,9	62,3	0,9	-0,6	-0,9	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,57	-0,3	61,1	-0,3	-0,5	0,3	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,87	-0,3	62,9	-0,3	-0,8	0,3	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,17	0,5	61,1	0,5	-1,1	-0,5	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,6	-2,1	59,6	-2,1	-0,6	2,1	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	-2,1	1,6	62,0	1,6	2,1	-1,6	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	0,37	-0,6	63,4	-0,6	-0,3	0,6	61,7	0,0	0	0
61,7	0,0	1,67	-0,1	64,7	-0,1	-1,6	0,1	61,7	0,0	0	0

Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Na tabela 3 o  $O_x$  e o  $O_y$  representam a origem do phantom, determinada pela cruz no centro do papel milimetrado, o  $O_{xt}$  e o  $O_{yt}$  representam a origem transladada, e  $\Delta x$  e  $\Delta y$  representam a variação do x e y.

Tabela 3 - Tabela de medições reais do primeiro

$O_X$ (mm)	$O_Y$ (mm)	$O_{xt}$ (mm)	$O_{yt}$ (mm)	$\Delta_X$ (mm)	$\Delta_Y$ (mm)
0	0	6	4	6	4
0	0	3	2	3	2
0	0	4	2	4	2
0	0	3	1	3	1
0	0	5	2	5	2
0	0	4	1	4	1
0	0	3	1	3	1
0	0	6	3	6	3
0	0	5	3	5	3
0	0	4	2	4	2

Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Não se fez necessário fazer uma tabela de medidas reais para o segundo teste, pois a precisão foi de praticamente 100%, não era possível a olho nu fazer essas medidas.

Foram realizadas quatro contas com as medidas reais, usando duas equações: a média aritmética e o desvio padrão (vide eq1 e eq2)

É possível observar na tabela 4 que para média aritmética de x e o valor de desvio padrão x, temos  $4,3 \text{ mm} \pm 1,1 \text{ mm}$  e para média aritmética de y e o valor de desvio padrão y, temos  $2,1 \text{ mm} \pm 0,94 \text{ mm}$ .

Tabela 4 - Resultados das médias aritmético e desvio padrão

$M_{Ax}$ mm	$M_{Ay}$ mm	$D_{Px}$ mm	$D_{Py}$ mm
4,3	2,1	1,1	0,94

Fonte: SOUZA, Monique Prado. Pesquisa de campo, 2024.

Observando de grosso modo os resultados obtidos, percebem-se uma não isotropia, além do óbvio valor não nulo, isso nos leva a questionar a confiabilidade das medições nominais do primeiro teste, visto que os resultados não conferem com as medições reais.

Os resultados obtidos no segundo teste foram extremamente satisfatórios, visto

que precisão das medidas estão praticamente exatas.

## Conclusão

Este trabalho teve como intenção a avaliação das medidas nominais e reais de localização, apresentadas pelo sistema iViewGT™, no centro de radioterapia do hospital SAMUR, tendo os resultados alcançados, pois se trata de medidas, e é sabido que medidas possuem imprecisões, pois envolve dispositivos mecânicos e eletrônicos que por sua vez pode possuir suas próprias falhas, falha de manuseio, e a não absoluta acuracidade dos sentidos humanos, mostrando que tudo tem mesmo que mínimo, uma espécie de imprecisão.

No primeiro teste foi encontrado algumas imprecisões, já no segundo teste essas imprecisões praticamente não foram encontradas. Dá para ser considerado que como houve um intervalo de tempo entre o primeiro e segundo teste, o centro de radiologia deve ter passado por processos de dosimetria. O uso do dosímetro possibilita uma avaliação da eficiência, o que seria uma justificativa para essa melhora na precisão.

Os resultados obtidos não comprometem de forma alguma o sistema iViewGT™, uma vez que sua precisão de localização do alvo é por meio de imagens, obtidas por raios-x e não pelos valores métricos do posicionamento da maca assistida eletronicamente.

## Referências

- CABRAL, Paulo. **Erros e Incertezas nas Medições**. Porto, ISEP, 2004.
- CASTRO, Robson Costa de. **Calculo de Dose Equivalente em Órgãos de Pacientes devido Fotonêutons Gerados em Aceleradores Lineares Clínicos**; Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2002.
- CHAMUNYONGA C, RUTLEDGE P, CALDWELL PJ, BURBERY J, HARGRAVE C. The Application of the Virtual Environment for Radiotherapy Training to Strengthen IGRT Education. *J Med Imaging Radiat Sci*. 2020 Jun;51(2):207-213. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32220573/>>. Acesso em: 12 nov. 2023.
- DISPOSITIVO DE IMAGEM iViewGT™. **Elekta**. Disponível em: <<https://www. Elekta.com/radiotherapy/treatment-solutions/imaging/iviewgt>>. Acesso em: 28 de junho de 2023.
- FILHO, Eugenio Del Vigna; **Temas Físicos**. Protocolo de Calibração. IAEA, TRS#277. (1987).
- FURNARI, Laura. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física*

*Médica*. 2009; 3(1): 77-90. Disponível em:  
<<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/37>>. Acesso em: 18 de novembro de 2023.

FURNARI, Laura; FAIRBANKS, Leandro R. **Radioterapia guiada por imagem: técnicas e controle de qualidade**. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2019;13(1):99-108. Disponível em: <<https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/507/v13n1p99>>. Acesso em: 14 de janeiro de 2024.

GÉRARD JP, DEJEAN C, MONTAGNE L, BENEZERY K, DOYEN J, HANNOUN LEVI JM. A brief history of contact X-ray brachytherapy 50 kVp. *Cancer Radiother*. 2020 Jun;24(3):222-225. Disponível em:<<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32171676/>>. Acesso em: 12 nov. 2023.

GUIMARÃES, Nilmara Almeida; **Avaliação metrológica do tamanho de campo irradiado por aceleradores lineares**; Dissertação de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2011.

HENDGES, Maria Beatriz. **Revisão integrativa sobre acidentes e incidentes envolvendo pacientes na radioterapia**. Trabalho de conclusão de curso, Instituto Federal de Educação, Ciências e Tecnologia de Santa Catarina, 2019.

JACOB, Katia. et al; **Controlo da qualidade dosimétrico no serviço de radioterapia do Hospital CUF Descobertas (HCD): importância do controlo da qualidade do sector da física e resultados da auditoria ESTRO-EQUAL**. *Acta Radiol Port*. 2008;XX(80):21-9.

JÚNIOR, Joab Silas da Silva. "O que são os raios X?"; *Brasil Escola*. Disponível em: <https://brasilestela.uol.com.br/o-que-e/fisica/o-que-sao-os-raios-x.htm>. Acesso em 26 de junho de 2023.

LUH JY, ALBUQUERQUE KV, CHENG C, ERMOIAN RP, NABAVIZADEH N, PARSAI H, ROESKE JC, WEISS SE, WYNN RB, YU Y, ROSENTHAL SA, HARTFORD A. ACR-ASTRO Practice Parameter for Image-guided Radiation Therapy (IGRT). *Am J Clin Oncol*. 2020 Jul;43(7):459-468. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32452841/>>. Acesso em: 16 dez. 2023.

MARTINS, Isabel Ortega; **Puesta en marcha de un sistema de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)**; Dissertação de Mestrado, Universidad Nacional de Educación a Distancia, 2017.

MATTOS, F. R. DE; FURNARI, L. Implementação de um Controle de Qualidade de DMLC utilizando um EPID (Portal Dosimetry). **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 11, n. 1, p. 21-27, 16 out. 2017.

MOURA, Felipe Cidade de. **Análise de erro em radioterapia: Impacto dos protocolos de verificação na variabilidade e margem de tratamento**. Trabalho de conclusão de curso, Instituto Politécnico de Lisboa, 2017.

OKUNO, Emico; Caldas, Iberê I; Chow, Cecil. **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**; Ed.Harpe e Row do Brasil, São Paulo. 1982.

PALLOTTA S, MARRAZZO L, CEROTI M, SILLI P, BUCCIOLINI M. A phantom evaluation of Sentinel<sup>TM</sup>, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. *Med Phys*. 2012 Feb;39(2):706-12. Disponível em: < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22320780/> >. Acesso em: 15 dez. 2023

PEDUZZI, L. O. Q. **Do átomo grego ao átomo de Bohr**. Florianópolis: Departamento de Física/UFSC, 2005.

PODGORSAK, E.B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**; IAEA. New York, 1957. Radioterapia Guiada por imagem (IGRT). **Instituto Oncoguia**, 2014. Disponível em: <<http://www.oncoguia.org.br/conteudo/radioterapia-guiada-por-imagem-igrt/5396/710/>>. Acesso em: 15 de setembro de 2023.

SANTOS, Joana Safira Neves dos. **Quantificação de incertezas e comparação de metodologias para medidas in vivo em Radioterapia Intra-Operatória**. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, 2017.

SILVA, Késsio Jhonys Pereira et al. “Phantom de pescoço-tireóide para uso em medicina nuclear: revisão de patentes”. *Research, Society and Development*, v. 11, n. 12, e207111234489, 2022. Disponível em: <[https://www.oasisbr.ibict.br/vufind/Record/UNIFEI\\_42792010fa93eba75d38a738049d246e](https://www.oasisbr.ibict.br/vufind/Record/UNIFEI_42792010fa93eba75d38a738049d246e) >. Acesso em: 12 out. 2023.

SILVA, Ricardo Goulart da. **Desenvolvimento de um programa de controle da qualidade para a tecnologia VMAT**. 2013. 99 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

SOUZA, Cleber Nogueira de; MONTI, Carlos Roberto; SIBATA, Cláudio Hissao. “Recomendações para se evitar grandes erros de dose em tratamentos radioterapêuticos”. *Radiol Bras* 2001; 34 (1):29-37. Disponível em: <<https://www.scielo.br/j/rb/a/9HhgvXhRBrJP6pGV4CRhhBz/> >. Acesso em: 07 nov. 2023.

STANLEY DN, RASMUSSEN K, KIRBY N, PAPANIKOLAOU N, GUTIÉRREZ AN. An evaluation of the stability of image quality parameters of Elekta X-ray volume imager and iViewGT imaging systems. *J Appl Clin Med Phys*. 2018 May;19(3):64-70. Disponível em: < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29520938/> >. Acesso em: 16 dez. 2023.

TUAHATA, Luiz. *et al*; **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5º ed. Rio de Janeiro. IRD/CNEN. 2003.

VERELLEN D, DE RIDDER M, TOURNEL K, DUCHATEAU M, REYNDERS T, GEVAERT T, LINTHOUT N, STORME G. An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT. *Acta Oncol*. 2008;47(7):1271-8. Disponível em: < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18618343/> >. Acesso em: 14 dez. 2023.