



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Gilmar Batista Santos

**Análises de metodologias de CQ em IMRT de mama, com a técnica de
IMRT Flash, no sistema de planejamento *PROWESS*[®]**

Rio de Janeiro

2018

Gilmar Batista Santos

Análises de metodologias de CQ em IMRT de mama, com a técnica de IMRT Flash, no sistema de planejamento *PROWESS*[®]

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Peres da Silva

Coorientador: Prof. Dr. Antônio Augusto de Freitas Peregrino

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

S237 Santos, Gilmar Batista.
Análises de metodologias de CQ em *IMRT* de mama, com a técnica de *IMRT Flash*, no sistema de planejamento *PROWESS*[®] / Gilmar Batista Santos. – 2018.
63 f.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Peres da Silva
Coorientador: Prof. Dr. Antônio Augusto de Freitas Peregrino

Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós-Graduação em Física Médica.

1. Radioterapia – Teses. 2. Radio terapia de intensidade modulada. 3. Radioterapia – Controle de qualidade – Teses. 4. Mamas – Câncer - Teses. I. Silva, . Leonardo Peres da. II. Peregrino, Antônio Augusto de Freitas. III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. IV. Título.

CDU 615.849

Bibliotecária: Thais Ferreira Vieira - CRB7/ 5302

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Gilmar Batista Santos

Análises de metodologias de CQ em IMRT de mama, com a técnica de IMRT Flash, no sistema de planejamento *PROWESS*[®]

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Aprovada em 14 de junho de 2018.

Coorientador: Prof. Dr. Antônio Augusto de Freitas Peregrino

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Leonardo Peres da Silva (Orientador)

Instituto Nacional de Câncer

Prof. Dr. José Guilherme Pereira Peixoto

Comissão Nacional de Energia Nuclear

Prof. Dr. Luiz Antônio Ribeiro da Rosa

Comissão Nacional de Energia Nuclear

Rio de Janeiro

2018

DEDICATÓRIA

Á minha amada Gedalva Bispo, por todo amor, paciência, encorajamento e por estar sempre presente, mesmo no meu afastamento.

AGRADECIMENTOS

Ao Criador e meu Anjo da Guarda por terem me dado saúde e força para superar as dificuldades e terem me protegido dos perigos do mundo durante todos esses anos no mestrado.

À minha família, **meus pais** Joao e Josefa que investiram na minha educação, aos **meus irmãos**, Alexsandra, Flavia, Marcio, pela torcida e apoio incondicional e principalmente a João Filho e minha cunhada, Tatiane, que me incentivaram, acompanharam e me ajudaram no meu mestrado, **a minha noiva** Gedalva Bispo pelo companheirismo e por segurar minha mão nos momentos de angústias, o meu muito obrigado.

Ao meu orientador DSc Leonardo Peres, pela ideia do trabalho e suporte no pouco tempo que lhe coube, pelas suas correções e incentivos.

À **SES**, em nome de Conceição, minha querida professora; **HUSE**, direção e administração, em nome do Dr^a Lícia, no qual tenho respeito e admiração, ao **Setor da oncologia**, em nome das minhas amigas Meire Jane, Ana Paula e Paloma pelo apoio e torcida; ao **Setor da radioterapia: Enfermagem da Radioterapia** em nome de meus amigos Marylanda Rosanara e Jailton e **Técnicos** em nome de Marcia e Inês (Atualmente Física médica) pelo apoio e torcida o meu muito obrigado; **Aos Físicos**, Katiucia Santana, Walter, Matheus pelas suas correções e torcida; **Administrativo** em nome de meus amigos Soraia, Fátima, Guilherme, Jarlene, Sylvania pelo apoio e torcida o meu muito obrigado.

CEPON, Setor de Radioterapia-SC em nome do Físico José Gilmar pelo acolhimento e incentivo nesta carreira, o meu muito obrigado.

Fundação do câncer, em nome dos professores Alfonso e Erica pelas orientações e motivações durante o mestrado.

Aos amigos de mestrado pelos ensinamentos e ajuda sempre que era necessário.

HNMD, direção e administração em nome de Dr^a Lisa no qual tenho respeito e admiração no jeito de ser; **A Enfermagem da Radioterapia** em nome de Vera, Rodrigo e demais e

aos técnicos do serviço em nome de Arrieta, Amanda, Tais e demais pelo apoio nas minhas pesquisas, **a secretaria** em nome de Eliana sempre solícita, **aos Físicos**: Tenentes Porto e Paula pela ajuda no estágio e o acolhimento que permitiram conhece-los melhor; A Penha, sinônimo de tranquilidade, que tenho muito carinho, admiração e pelas valiosas discussões , finalmente, A Laura pela troca de conhecimento e espiritualidade, o meu muito obrigado à vocês por mim estender a mão no momento mais difícil de minha vida.

LNRG, Setor de Radioterapia-RN em nome do Físico Ricardo Reis pelas dicas e ensino em pouco tempo que passei neste serviço, o meu muito obrigado.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, e em especial aos amigos de convivência, Eder (o Peruano) pelas valiosas discussões e Shubert pelas horas de parceria; a minha querida professora de inglês e amiga Raísa Fernandes pelas suas correções e incentivos diante minhas dificuldades; minha amiga Rosely Fernandes pela ajuda incondicional e previsões que se concretizaram. o meu muito obrigado

“Insanos é fazer sempre as mesmas coisas e esperar resultados diferentes”

Albert Einstein

RESUMO

SANTOS, Gilmar Batista. **Análises de metodologias de CQ em IMRT de mama, com a técnica de IMRT *Flash*, no sistema de planejamento PROWESS®**. 2018, 63 f. Dissertação (Mestrado em Física Médica) - Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2018.

O câncer de mama é o tipo mais frequente entre as mulheres e a radioterapia está indicada na maioria das vezes. Desta forma, os serviços de radioterapia que tem sistema de planejamento PROWESS® pode usar a técnica de IMRT Flash que é uma maneira pratica de planejar mama com Radioterapia por Intensidade Modulada (IMRT). Contudo, para liberar esse planejamento para tratamento é necessário medir a distribuição de dose e compará-la com a do sistema computadorizado de planejamento (Controle da Qualidade (CQ)). Esse método requer tempo de máquina. A técnica de IMRT flash modula apenas uma pequena parte da dose (aproximadamente 30%) e a maior parte é entregue com campo conformacional (70%). Sendo assim, é possível desenvolver outras técnicas, mais simples de liberar o tratamento, como: o cálculo manual de Unidade monitora (UM) e estabelecer um valor médio de UM. Portanto, o objetivo deste estudo é propor duas novas metodologias de controle de qualidade, além da tradicional medida da distribuição de dose com dispositivo planar: o cálculo manual para 70% da dose, com uma precisão de $\pm 5\%$ entre a dose planejada e a administrada no PTV, e a comparação com o valor médio de UM, utilizando um limite de confiança de 01 desvio padrão. Além disso, este estudo viabilizou a criação de um critério Gama e percentual de aprovação para liberação da comparação entre as distribuições de dose medidas, com dispositivo planar 2D, e o Sistema de planejamento. Este estudo foi realizado em um serviço de radioterapia localizado no Rio de Janeiro por meio de 34 planejamentos de mama que correspondem a 204 campos de tratamento. Em conclusão, a metodologia que utiliza um valor médio de Unidades Monitoras foi eficaz para verificação da técnica de IMRT Flash, pois foi validada com 29 casos de planejamento e se combinada com o cálculo manual, estabeleceu uma barreira eficaz e rápida de análise do planejamento. A última metodologia, que corresponde ao critério Gama, foi importante para ajudar o serviço de radioterapia a estabelecer, nos casos de mama, um critério Gama.

Palavras chave: Radioterapia por Intensidade Modulada (IMRT). Técnica de IMRT Flash, Controle da qualidade de IMRT. Planejamento de mama.

ABSTRACT

SANTOS, Gilmar Batista. **Analyzes of QC methodologies in breast IMRT with the IMRT Flash technique in the PROWESS® planning system.** 2018, 63f. Thesis (Master in Medical physics) -Institute of Biology Roberto Alcântara Gomes, University of the State of Rio de Janeiro, 2018.

Breast cancer is the most common cancer in women and radiotherapy is usually the recommended treatment. Thus, radiotherapy services with PROWESS® planning system can use the IMRT Flash technique, which is a practical way of planning breast treatment with Intensity-modulation Radiation therapy (IMRT). Nevertheless, in order to release this planning for treatment, it is necessary to measure the dose distribution and to compare it with that of the computerized planning system (Quality Control (QC)). This method requires machine time. The IMRT flash technique modulates only a small portion of the dose (approximately 30%) and most of it is delivered with a conformational field (70%). Thus, it is possible to develop other techniques, simpler to release the treatment, such as: the manual calculation of Monitor Unit (MU). and establish an average value of MU. Therefore, the objective of this study is to propose two new quality control methodologies, in addition to the traditional measurement of the dose distribution with planar device: the manual calculation for 70% of the dose, with an accuracy of $\pm 5\%$ between the planned dose and the one administered in PTV, and the comparison with the mean value of MU, using a confidence limit of 01 standard deviation. In addition, this study enabled the creation of a Gama criterion and percentage of approval to release the comparison between the measured dose distributions, with 2D planar device, and the Planning System. This study was done in a radiotherapy service in Rio de Janeiro and it was tested in 34 planning cases that correspond to 204 treatment fields. To conclude, the methodology which uses an average value of MU was efficacious in verifying the IMRT Flash technique, as it was validated with 29 planning cases. Furthermore, when combined with manual calculation, it established a quick and efficient barrier of planning analysis. The last methodology, which corresponds to the Gamma criterion, was important to help the radiotherapy service to establish, in breast cases, a Gamma criterion.

Keywords: Intensity Modulation Radiation Therapy(IMRT). IMRT Flash technique. Quality Control of IMRT. Breast planning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Valores da incidência, mortalidade e prevalência	17
Figura 2 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer mais incidentes estimados para 2018 por sexo	18
Figura 3 - O Fator Espalhamento do Colimador	244
Figura 4 – Esquema da dose absorvida e kerma como funções de profundidade	286
Figura 5 - Representação geométrica da distribuição de dose. Erro! Indicador não definido.	8
Figura 6 - <i>BEV</i> do campo da tangente interna e externa da mama direita.....	300
Figura 7 - <i>BEV</i> do campo da tangente interna e externa da mama e FSC	311
Quadro 1 - Valores iniciais de ângulos utilizados na angulação do gantry.....	322
Figura 8 - Região de interesse (ROI).....	322
Figura 9 - Visão dos 3 feixes com IMRT usada para gerar a distribuição de dose final.....	344
Figura 10 - Ilustração de uma medida do DLL com a régua virtual	37
Figura 11 - Corte coronal para visualizar o ponto de análise na curva de prescrição	38
Figura 12 - Corte transversal medida do FOA	388
Figura 13 - Componentes do sistema: <i>Array Interface</i> e a matriz <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i> da PTW	39
Figura 14 - O esquema mostra o Arranjo do <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i>	40
Figura 15 - O cruzamento dos fiduciais no <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i>	411
Figura 16 - Distribuição de dose planar planejada da TGINT e TGEXT no dispositivo planar	42
Figura 17 - Arranjo do <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i> montado no AL	43
Figura 18 - Modelo 0: matriz <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i> mostrando campo aberto 10 x 10 cm ² .	44
Figura 19 - Modelo 1: matriz <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i> mostrando campo 10 x 10 cm ² hemibloqueado para -X ₁	44
Figura 20 - Modelo 2: matriz <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i> mostrando campo 10 x 10 cm ² hemibloqueado -X ₁ e Y ₂	45
Figura 21 - Visão do Main Screen do campo aberto sem irradiar.....	46
Figura 22 - Visão do Main Screen após irradiação com 106.3 UM para o modelo 1	46
Figura 23 - Visão do Main Screen após irradiação com 106.3 UM para o modelo 2	47
Tabela 1 - Valores das leituras da câmara 14 no <i>2D-ARRAY Seven29[®]</i>	488

Figura 24 - Software VeriSoft® utilizado na análise Gama.....	49
Quadro 2 - Valores das UM com os respectivo PTV para o grupo G1	511
Quadro 3 - Valores das UM com os respectivo PTV para o Grupo G2	522
Figura 25 - Diagrama de Caixa.....	533
Quadro 4 - Valores das UM com os respectivo PTV das pacientes acima de 300 UM	533
Quadro 5 - Valores das UM com os respectivo PTV das pact. com prescrição 2,5 Gy/dia ...	544
Tabela 2 - Os dados do cálculo manual com seus respectivos desvios	555
Figura 26 - Resultado do desvio do cálculo manual dos 34 dos planos de tratamentos.....	566
Tabela 3 - Valores da análise Gama para TGINT e TGEXT	577
Figura 27 - Gráfico da porcentagem de aprovação 3% 3mm do índice Gama versus os planos de tratamentos de câncer de mama	588
Figura 28 - Gráfico da porcentagem de aprovação 4% 4mm do índice Gama versus os planos de tratamentos de câncer de mama	599

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D-CRT	<i>Conformal Radiotherapy</i> 3D convencional
BEV	Beam's Eye View (visão do olho do feixe)
BP	Box Plot (Diagrama de caixa)
CCCS	Collapsed Cone Convolution Superposition
CI	Câmara de Ionização
CPE	<i>Chaged Particles Equilibrium</i> (Equilíbrio das Partículas Carregadas)
CQ	Controle da Qualidade
CT	Computed Tomography (tomografia computadorizada)
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> (Volume Clínico Alvo)
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine
DTA	<i>Distance To Agreement</i>
DVH	Dose-Volume Histogram (Histograma Dose Volume)
FM	Físico Médico
FOA	Fator <i>Off-Axis</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> (Volume Tumoral Visível)
ICRU 83	<i>International Commission on Radiation Units And Measurements</i> 83 (Comissão Internacional de Unidades e Medidas 83)
IMRT	Intensity Modulation Radiation Therapy (Radioterapia com Intensidade Modulada)
MLC	Multileaf Collimator (colimador de múltiplas lâminas)
OAR	Organ At Risk (órgãos de risco)
PDD	<i>Percentage Deph Dose</i> (Porcentual de Dose Profunda)
PSF	Peak Scatter Factor
PTV	<i>Plannig Target Volume</i> (Volume de Planejamento do Alvo)
ROI	Region of Interest (região de interesse)
Sc	collimator Scatter Factor (Fator Espalhamento do Colimador)
Sp	Phanton Scatter Factor (Fator Espalhamento do Fantoma)
SSD	Source Surface Distance (distância fonte superfície)
SAD	Source Axis Distance (distância fonte isocentro)
TMR	Tissue-Maximum Ratio (Razão Tecido Máximo)

TPR	Tissue Phantom Ratio(Razão Tecido-Fantoma)
TPS	Treatment Planning System (Sistema computadorizado de planejamento do tratamento)
UM	Unidade Monitora

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
σ	Desvio padrão
*	Multiplicação
cm	Centímetro
cm ²	Centímetros quadrados
cm ³	Centímetros cúbicos
δ	Desvio

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	15
1.	OBJETIVOS	16
1.1	Objetivo geral	16
1.2	Objetivos específicos	16
2.	REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1	Epidemiologia do câncer	17
2.2	Técnicas de tratamento	18
2.3	Planejamento de mama	211
2.3.1	<u>Field in Field</u>	211
2.3.2	<u>Flash</u>	211
2.3.3	<u>IMRT</u>	2
	22	
2.4	Cálculo manual para verificação de UM para tratamento sem IMRT	222
2.5	CQ para um plano de tratamento específico com IMRT	266
3	METODOLOGIA	29
3.1	Planejamento com a técnica de IMRT Flash	29
3.2	Metodologia proposta para ordem de grandeza do valor médio de UM versus volume de PTV	35
3.3	Metodologia proposta para cálculo manual da técnica de IMRT Flash	359
3.4	Metodologia do CQ para os planos de tratamento com <i>2D-ARRAY Seven29</i>[®]	39
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	50
	CONCLUSÕES	60
	REFERÊNCIAS	611

INTRODUÇÃO

A ocorrência do câncer de mama tem aumentado nas últimas décadas, acredita-se que esteja diretamente ligada a fatores ambientais, envelhecimento populacional e aumento de tempo de vida. No Brasil, segundo os registros de câncer do INCA, em 2018 estimou-se em 59.700 casos novos de câncer de mama, ocupando 2º lugar na incidência geral e 1º lugar quando considerado só o sexo feminino [1].

Diante dessa crescente realidade, a utilização de novas técnicas de radioterapia que possam ser utilizadas neoadjuvante ou adjuvante no tratamento de câncer de mama tem sido objeto de interesse em estudos da área. Assim, a técnica de IMRT Flash é uma excelente alternativa para o tratamento do câncer de mama uma vez que utiliza a combinação de duas técnicas de tratamento, que consistem em: 30% do campo aberto, realizada com Radioterapia com Intensidade Modulada do Feixe (IMRT, do inglês *Intensity Modulated Therapy*) utilizando dois segmentos; e 70% do campo aberto, com a técnica 3D convencional (3D-CRT, do inglês *3D Conformal Radiotherapy*).

Considerando que o formato da mama é irregular em DLL (Distância Latero-Lateral), a técnica de IMRT Flash surge como alternativa ao uso de filtro em cunha, se aproximando da técnica *Field-in-Field* que não utiliza planejamento inverso e, portanto, não precisa medir a distribuição de dose como processo de controle da qualidade do tratamento, bastando apenas o cálculo manual. Uma questão a ser avaliada é se a técnica de IMRT Flash precisa ou não da realização do controle da qualidade (CQ).

Com o intuito de resolver essa questão, este trabalho descreve essa técnica de tratamento e sua importância, e propõe duas novas metodologias de controle da qualidade de verificação de planejamento com a técnica de IMRT Flash, utilizando o cálculo manual apenas para os 70%, como é realizado atualmente, e estabelecendo uma quantidade média de unidades monitoras como referência para tratamentos com e sem mama presente.

Sendo assim, este estudo vai estabelecer um valor médio de Unidade Monitora (UM) \pm Desvio Padrão (σ) correspondente ao volume do PTV da mama e plastrão para verificar se a UM do planejamento está correto, institucionalizar uma abordagem de conferência de cálculos manuais elaborados pelos físicos médicos deste hospital, bem como estabelecer o critério Gama de aprovação para análise das medidas utilizando o dispositivo *2D-ARRAY Seven29*[®].

1. OBJETIVOS

1.1 Objetivo geral

Propor duas novas metodologias para o controle da qualidade nos planejamentos de mama com a técnica de IMRT Flash.

1.2 Objetivos específicos

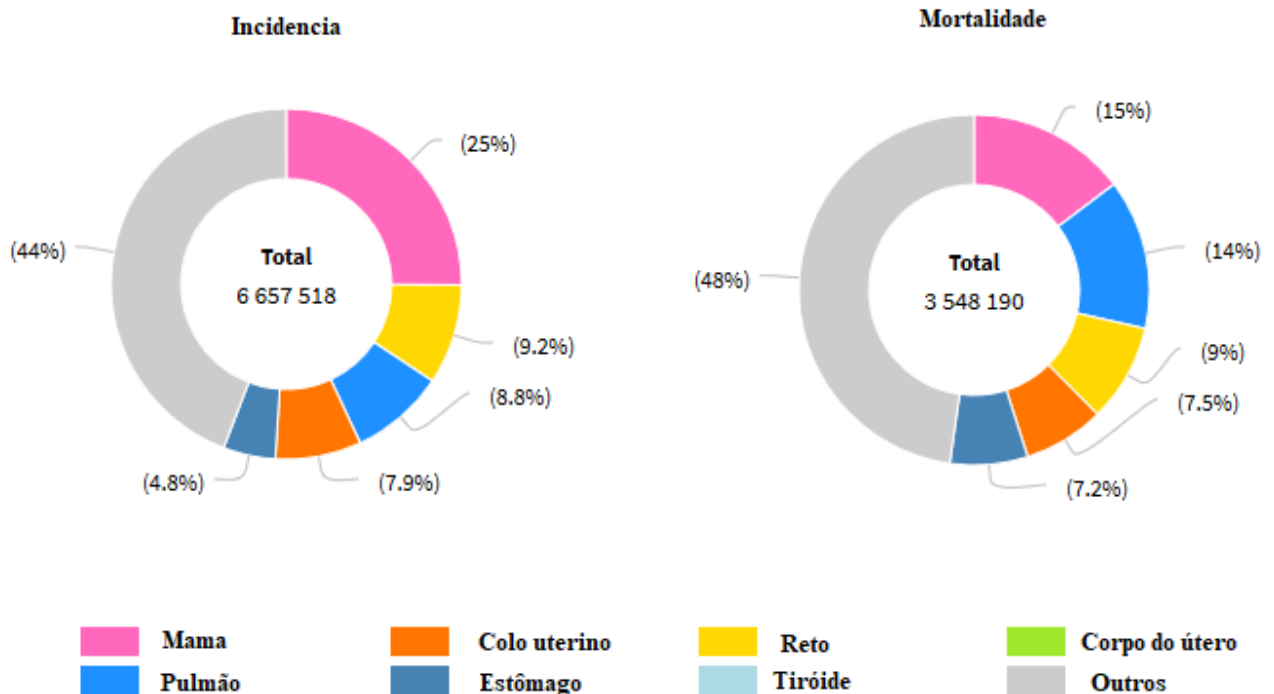
- a) Desenvolver duas novas metodologias de controle da qualidade, cálculo manual e o valor médio de UM, para a técnica de IMRT Flash no sistema de planejamento do tratamento *PROWESS*[®] que podem substituir a utilização do dispositivo 2D planar.
- b) Propor o critério Gama para análise das medidas utilizando o dispositivo 2D planar para a técnica de IMRT Flash no sistema de planejamento do tratamento *PROWESS*[®].
- c) Propor para os demais hospitais com sistema computadorizado de planejamento do tratamento *PROWESS*[®], uma maneira mais prática de planejar mama com IMRT em relação a técnica *Field-in-Field*.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Epidemiologia do câncer

As doenças neoplásicas representam um importante problema de saúde pública em todo mundo. A incidência do câncer da mama tem aumentado nas últimas décadas e tem valores diferentes em várias partes do mundo [2]. Assim, segundo o registro do IARC (International Agency For Research on Cancer) 2012 [3] o câncer de mama está em segundo lugar de incidência geral no mundo e o primeiro lugar de incidência com 25%, mortalidade com 15% e prevalência com 36% entre as mulheres, conforme figura 1.


Figura 1 - Valores da incidência e mortalidade



Fonte: adaptada IARC, 2012.

No Brasil, segundo o registro de câncer do INCA, a incidência estimada 2018 é 59.700 casos novos de câncer de mama (figura 2), com um risco estimado de 56,33 casos a cada 100 mil mulheres [1]. Desta forma, ocupando o segundo lugar na incidência geral e o primeiro lugar entre as mulheres. No estado do Rio de Janeiro, são estimados 8.050 casos novos de câncer de mama, correspondendo a 13,48% de todos os casos no Brasil [1]. Um estudo relatou que 239.160 pacientes precisaram de radioterapia no sistema público de saúde destes 111.432 não tiveram acesso em 2016 [4]. Assim, devido ao grande número de casos que representa significativo planejamento de radioterapia, tornar-se necessário uma técnica eficiente e rápida.

Figura 2 - Distribuição proporcional dos dez tipos de câncer feminino mais incidentes estimados para 2018

	Localização primária	Casos	%
Mulheres 	Mama Feminina	59.700	29,5%
	Cólon e Reto	18.980	9,4%
	Colo do Útero	16.370	8,1%
	Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.530	6,2%
	Glândula Tireoide	8.040	4,0%
	Estômago	7.750	3,8%
	Corpo do Útero	6.600	3,3%
	Ovário	6.150	3,0%
	Sistema Nervoso Central	5.510	2,7%
	Leucemias	4.860	2,4%

Fonte: adaptada INCA, 2018

2.2 Técnicas de tratamento

A radioterapia tem como objetivo entregar uma alta dose de radiação ao tecido tumoral poupando as estruturas normais, com intuito de produzir morte celular em um nível de probabilidade suficientemente alto para controlar o câncer. Proporcionando uma melhora na qualidade de vida e um aumento da sobrevida, a um custo razoável. Desta forma, quanto mais

preciso a localização do tumor e dos órgãos de risco, mais eficaz será o tratamento [5]. Atualmente as principais técnicas utilizadas são:

Radioterapia convencional ou bidimensional(2D) que é realizado a partir de imagens planares e, desta forma, visualiza-se pontos de referência ósseas para determinar o arranjo do campo. Somente é possível determinar a distribuição de dose em um plano e calcular em um ponto [6].

Radioterapia conformacional ou tridimensional que é realizado a partir de imagens tomográficas e permitem uma melhor definição anatômica. Deste modo, permitindo delimitar o volume- alvo do tratamento e os órgãos de risco [6] [7].Atualmente, o uso da ressonância magnética em virtude do excelente contraste dos tecidos moles está sendo incorporado no planejamento de tratamento radioterápico contemporâneo [8].

De acordo com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas 83 (ICRU 83 do inglês *International Commission on Radiation Units And Measurements 83*) fundado em 1952, que tem como objetivo o desenvolvimento de recomendações internacionalmente aceitáveis, sobre feixe de fótons com intensidade modulada (2010) os volumes são: Volume Tumoral Visível (GTV, do inglês *Gross Tumor Volume*) é definido extensão visível do crescimento tumoral; o Volume Clínico Alvo (CTV, do inglês *Clinical Target Volume*) que inclui o GTV mais uma área delimitada clinicamente como extensão de doença não visível por imagem ; o Volume de Planejamento do Alvo (PTV, do inglês *Plannig Target Volume*) que devem ser determinados as incertezas geométricas como movimentação do órgão ou incerteza de posição e, finalmente os órgãos de risco (OAR, do inglês *Organ At Risk*) [9].

As modificações nas características do feixe primário incluem a utilização de acessório, como filtro em cunha e/ou fração de contribuição de dose absorvida diferentes para cada campo de tratamento [10].Os acessórios da 3D-CRT como filtros físicos ou virtuais são empregados para compensar a diferença de espessura ao longo da mama [11].Vários estudos mostraram que as características relevantes dessa técnica são baixas doses espalhadas na mama contralateral quando utilizado filtros dinâmicos ou virtuais. O uso de filtros físicos na ausência de filtros dinâmico aumenta a dose na mama contralateral [12].

Radioterapia com intensidade Modulada do Feixe acrescenta um refinamento ao 3D-CRT. Em virtude de uma variação na intensidade da dose dentro de um mesmo campo de tratamento que é entregue ao paciente com o objetivo de melhorar a composição da distribuição de dose. Envolve uma composição mais complexa de campos, os quais são segmentados (no caso do IMRT *Step and Shoot* utilizado neste trabalho) através de algoritmos de otimização inversa, chamado planejamento inverso clássico. O ajuste da proporção dos pesos do campo até

obter o resultado desejado, chamado de planejamento *Forward*. A modulação da intensidade da dose pode ser realizada pela movimentação das lâminas dos colimadores (IMRT *Sliding Window* [6] [13]. Atualmente, para modulação da fluência é utilizado colimador de múltiplas lâminas (MLC do inglês *Multileaf Collimator*) [14]

A modulação do feixe na IMRT é feita através da configuração dinâmica ou estática de cada lâmina do MLC. A técnica de IMRT com o colimador dinâmico (DMLC, do inglês *Dynamic Multileaf Collimator*) é chamada de *Sliding Window*, desta forma as lâminas do MLC movem-se independentemente enquanto o feixe está ligado [15] [16]. A técnica de IMRT com colimadores estáticos (SMLC, do inglês *Static Multileaf Collimator*) é chamada de *step and shoot*, sendo assim, o feixe de radiação é desligado enquanto as lâminas se conformam para a próxima etapa na obtenção da modulação desejada [17] [13].

Mihai, A. et al [18] compararam a técnica *Forward* e o IMRT de mama no grupo de 30 pacientes e mostraram que na primeira técnica de planejamento houve melhoria da distribuição de dose na mama no plano central e mais eficiência na redução dos pontos quentes na dobra inframamária e mamilo, enquanto a técnica do planejamento inverso reduziu pontos quentes na extremidade axilar. Embora essas diferenças fossem estatisticamente significativas, seus valores absolutos foram pequenos e improváveis de produzir diferença clínica estatísticas. Essa tecnologia (IMRT) também produz maior conformidade de dose no alvo e maior proteção dos órgãos de risco [19]

Em 2011, PURDIE, T. G. et al [20] avaliaram que a maior vantagem do planejamento IMRT de mama realizado com 158 pacientes, com indicação de radioterapia adjuvante na mama foi tempo, sendo em média 7 min a menos do que o IMRT *Forward*. Os planos automáticos foram considerados clinicamente aceitáveis em 99% dos casos e superior ao padrão em 87% dos casos.

Essas inovações permitiram entregar uma maior dose no tumor, que resulta em um maior controle tumoral, assim como, também, a redução de doses nos tecidos saudáveis. Sendo assim a vantagem de usar a técnica IMRT é proporcionar uma melhor homogeneidade da dose na mama dentro do volume alvo e redução da dose no pulmão ipsilateral, coração e mama contralateral [21].

O tratamento com prótons tem sido investigado como outro método para reduzir a toxicidade principalmente na radioterapia parcial da mama e a radioterapia da parede torácica [22]. No entanto não devemos nos esquecer de que a maior parte das instituições de radioterapia no Brasil opera com aceleradores lineares com energia nominal 6 MeV e/ou 10 MeV e não tem protonterapia no país.

A escolha da técnica de tratamento é um passo importante, pois a depender da técnica há vantagens como reduzir os valores de dose para que não ultrapasse a tolerância do pulmão ipsilateral e do coração no caso do planejamento da mama esquerda e, também, desvantagens como o aumento das unidades monitoras que pode ter risco de indução de segunda neoplasia primária, por exemplo na mama contralateral [23].

2.3 Planejamento de mama

2.3.1 Field in Field

A técnica *Field -in- Field* ajudar a melhorar a cobertura do alvo e a homogeneidade da dose, através da utilização de subcampos são criados com base nos campos tangentes interno e externo abertos para bloquear pontos quentes e essa técnica da Radioterapia conformacional diminui a dose de 3 a 5%. [24]. Essa técnica usa-se os pesos e o bloqueio parcial do campo (principalmente as regiões quentes) com contribuições diferentes com intuito de uma distribuição de dose mais homogênea possível devido a heterogeneidade na região do tórax e as irregularidades da mama, através do uso de subcampos [5]

2.3.2 Flash

É uma técnica única do usuário *PROWESS*[®] que tem que selecionar uma área de interesse que corresponde ao campo aberto, sem modulação, chamada de ROI (ROI do inglês *Region of Interest*), útil para o planejamento de mama. Desta forma, um segmento do feixe é exatamente a forma definida pelo ROI, consiste em 70% do peso deste campo com a técnica 3D convencional e 30% com a técnica IMRT. Este planejamento será descrito no item 3.1 e chamado técnica de IMRT Flash [25].

2.3.3 IMRT

Esta técnica envolve todas etapas da radioterapia 3D, mas há uma variação na intensidade da dose dentro de um mesmo campo de tratamento que pode ser realizada pela movimentação das lâminas. Esta técnica utiliza 100% do planejamento inverso que consiste no físico médico estipular limites de dose e atribuir pesos ou punições. Desta forma, o sistema atinge valores definidos no processo de otimização [6].

2.4 Cálculo manual para verificação de UM para tratamento sem IMRT

O parâmetro, relacionado a dose do acelerador linear, Unidade Monitora (UM), a ser administrada ao paciente, após o planejamento de radioterapia precisa ser conferido através de cálculos manuais, utilizando parâmetros físicos do feixe e do acelerador linear a ser utilizado. Por via de regra, esses dados são determinados e inseridos no sistema durante o comissionamento do equipamento e conferidos com frequência recomendada em protocolos internacionais [26].

Assim, a conferência manual dos cálculos para o planejamento 3D deve ser independente dos algoritmos de cálculo utilizados pelo sistema computadorizado de planejamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*). Desta forma, utiliza-se tabelas de dados de PDD, fator de rendimento e razão PSF (*Peak Scatter Factor*) gerados no comissionamento. É sugerido que a unidade monitora calculada pelo sistema de planejamento esteja em consonância de 2 % com os cálculos empregados [26]. Mas segundo o TRS 398 a exigência de precisão de 2 % é muito rigorosa, assim uma precisão de $\pm 5\%$ poderia ser usada e ser interpretada como uma tolerância do desvio entre a dose planejada e a dose administrada ao PTV [27]. Segundo Kung e colaboradores [28] para o IMRT, a verificação da dose pelo sistema de planejamento não é exequível sem que haja um modelo detalhado das propriedades do feixe. Por isso, no caso da técnica de IMRT Flash o cálculo manual será feito apenas para 70% da dose que corresponde ao 3D.

Existem infinitas formas de tamanho de campo, mas as tabelas dosimétricas medidas estão em campos quadrados. Sendo assim, qualquer campo retangular de área $a*b$ pode ser convertido num campo quadrado através da razão entre a área (A) em cm^2 e o perímetro (P) em

cm. O valor do lado campo quadrado equivalente (a_{eq}) em cm e corresponde a equação 3, obtido pela relação da equação 1 e 2 [29].

$$\frac{A}{P} = \frac{a * b}{2(a + b)} \quad (1)$$

Se $a=b$, então:

$$\frac{a * b}{2(a + b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}} \quad (2)$$

Assim,

$$a_{eq} = \frac{2 * a * b}{(a + b)} \quad (3)$$

Porcentagem de Dose Profunda (PDD do inglês *Percentage Depth Dose*) é uma grandeza medida com *arranjo* em distância fonte superfície (SSD do inglês *Source Surface Distance*) fixa igual a 100 cm para AL e 80 cm para telecobalterapia. O PDD é definido como a razão entre a dose absorvida em uma profundidade (D_d) pela dose na profundidade de máximo (D_{do}) conforme equação 4. O PDD tem dependência com a energia de radiação, tamanho do campo, distância fonte-superfície e profundidade. Enquanto a Razão Tecido Máximo (TMR do inglês *Tissue-Maximum Ratio*) é um caso particular da Razão Tecido-Fantoma (TPR do inglês *Tissue Phantom Ratio*) e pode ser definido como a razão da taxa de dose a um dado ponto em um objeto simulador pela taxa de dose distância fonte isocentro (SAD do inglês *Source Axis Distance*) e a uma profundidade de referência de dose máxima. [29]

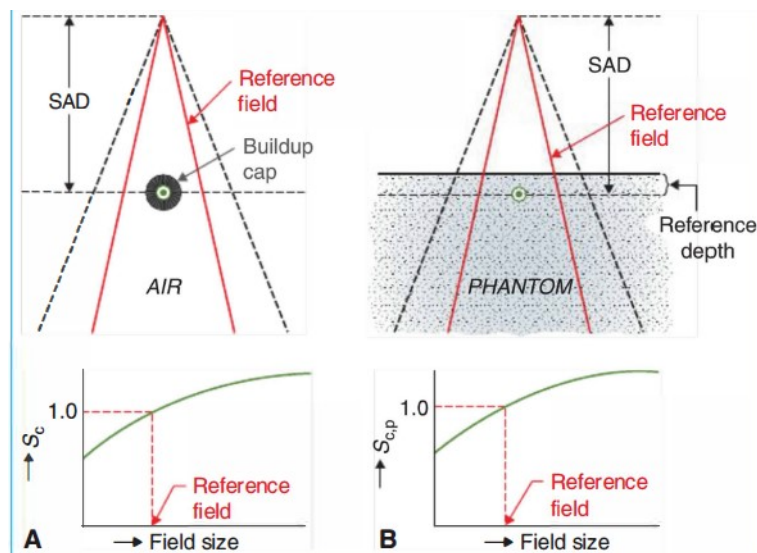
$$PDD = \frac{D_d}{D_{do}} * 100\% \quad (4)$$

O Fator Espalhamento do Colimador (S_C do inglês *Collimator Scatter Factor* ou *In-Air Output Ratio*) leva em conta a o aumento da radiação espalhada no feixe de tratamento devido a abertura dos colimadores, desta forma, quando o campo aumenta, o output aumenta devido ao aumento de espalhamento no colimador, o qual é adicionado ao feixe primário. Assim sendo, o S_C é definido como a dose no ar num dado ponto e o tamanho de campo pela dose no mesmo ponto do campo de referência $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Ele é medido no ar com a capa de *buildup*, na distância foco isocentro (figura 3) [29]

O Fator Espalhamento do Fantoma (S_P do inglês *Phanton Scatter Factor*) leva em conta a mudança no espalhamento da radiação originada no fantoma, na profundidade de referência, quando o tamanho de campo varia no fantoma. Desta forma, O S_P é definido pela razão da dose na profundidade de referência máxima para um tamanho de campo, pela dose na mesma profundidade do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com a mesma abertura de colimador, conforme equação 5 e figura 3 [29].

$$S_P(r) = \frac{S_{CP}(r)}{S_C(r)} \quad (5)$$

Figura 3 - O Fator Espalhamento do Colimador



Fonte: KHAN e GIBBONS,2014

Peak Scatter Factor (PSF) é uma relação entre uma medida da dose realizada no ar (com a capa de *buildup*) e uma medida na água na mesma distância da fonte. Ele representa a contribuição da radiação espalhada no paciente. Esta variável é útil no cálculo da UM para campos bloqueados [29].

O Fator *Off-Axis (FOA)* corrige a taxa de dose devido a distância do centro do PTV em relação ao eixo central, visto que quando temos um ponto de prescrição fora do eixo central deve-se usar um fator de correção já que todos os fatores de cálculos foram medidos no eixo central. O FOA é definido como sendo a divisão da dose em um ponto fora do eixo central pela dose no eixo central do feixe na mesma profundidade do fantoma [29].

Existe uma relação entre TMR e PDD, conforme equação 6, que permite não manter a necessidade de distância fonte superfície constante, como ocorre na Porcentagem de Dose Profunda, desta forma obtêm-se razões de porcentagem com isocentro nas profundidades em relação ao tecido [29]

$$TMR(d, r_d) = \left(\frac{P_{(d,r,f)}}{100} \right) \left(\frac{f+d}{f+t_0} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_{t_0})}{S_p(r_d)} \right) \quad 6$$

Onde,

P=PDD;

d=profundidade;

r=tamanho de campo na superfície;

f=SSD

Os serviços de radioterapia variam em suas técnicas (SSD e SAD) e práticas de calibração. O formalismo para o cálculo de fótons das Unidade Monitoras(UM) usando PDD, neste trabalho, corresponde equação geral 7. Essa equação abrange a maioria das situações clínicas que envolvem cálculos UM, segundo o TG 71 [30]

$$UM = \frac{D * 100\%}{D_o * S_c(r_c) * S_p(r_{d_0}) * PDD_N(d, r, SSD) * WF(d, r_d, x) * TF * OAR(d, x) * \left(\frac{SSD_0 + d_0}{SSD + d_0} \right)^2} \quad (7)$$

onde

TF= Fator bandeja (do inglês Tray Fator)

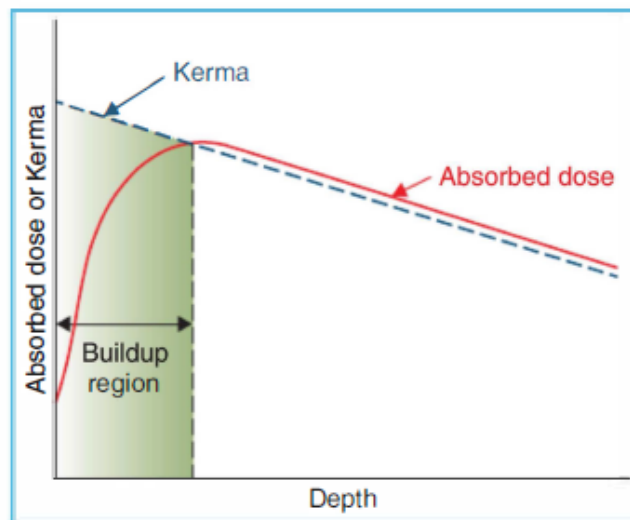
WF(d, r_d, x)= Fator filtro (do inglês Wedge Fator)

2.5 CQ para um plano de tratamento específico com IMRT

O controle de qualidade de IMRT deve ser feito para cada fase do tratamento individualmente e para cada plano de tratamento. Assim, os planejamentos são testados diretamente pela execução dos campos de tratamento em objetos simuladores como detectores planares, filmes e outros. Desta forma, verifica-se o MLC do acelerador linear é eficiente para reproduzir as fluências geradas no sistema de planejamento [31].

No processo de CQ dosimétrico é utilizado, como opções, arranjo de câmara de ionização ou diodos e também, filmes radiocrômicos [32], mas neste estudo foi utilizado 729 câmaras de ionização. O arranjo experimental, geralmente, utiliza-se 5 cm de água sólida para ter profundidade de *buildup*, figura 4, que é uma região onde não se tem equilíbrio eletrônico de partículas carregadas (CPE, do inglês *Chaged Particles Equilibrium*). [29]

Figura 4 Esquemática da dose absorvida e kerma como funções de profundidade.



Fonte: KHAN e GIBBONS,2014

Então para técnicas avançadas com IMRT em razão da complexidade dos diversos campos e distintos subcampos é necessário um controle de qualidade mais apurado para comparar as distribuições de dose medidas com as planejadas. Para tal, utiliza-se o critério Gama.

Para compreender como funciona o critério, são revisadas algumas definições preliminares. O primeiro a diferença de dose ou ΔD que compara os valores de doses entre dois pontos de maneira relativa e absoluta. O segundo DTA (do inglês, *Distance To Agreement*) ou Δd que seria a distância entre dois pontos com a mesma dose. Estes critérios utilizados separados apresentam vantagem e desvantagens dependendo se a região de estudo apresenta alto ou baixo gradiente. Em regiões de altos gradientes, o conceito de DTA é usada para determinar a aceitabilidade do cálculo de dose, enquanto regiões de baixo gradiente, as doses são comparadas diretamente com a tolerância relacionada na diferença de dose calculada e medida [33]

Contudo, uma boa ideia proposta pelo Low et al [34] foi a função quadrática de diferença de dose e DTA. O valor da função Gama ou índice Gama é uma avaliação de quanto perto a distribuição calculada corresponde com a distribuição medida em um determinado ponto. O índice Gama é definido em geral pela equação, onde r é a distância radical entre o pixel no plano de tratamento e o medido; r_m é a posição do voxel de dose medida e r_c a posição de dose calculada. As doses absorvidas são representadas por $D(r_m)$ e $D(r_c)$ nos respectivos locais r_m e r_c , com pode ser observado na equação 8, 9 e 10.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (8)$$

Onde,

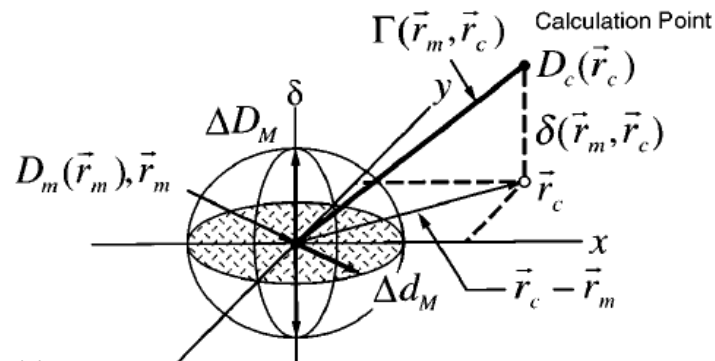
$$r(r_m, r_c) = [r_m - r_c] \quad (9)$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad (10)$$

Em razão de o conjunto de valores de r é determinado para todos os pontos r_c , o mínimo pode ser encontrado e concedido ao resultado do índice γ , no ponto r_m . Assim, os critérios de sucesso ou falha correspondem $\gamma \leq 1$ e $\gamma > 1$, respectivamente. A figura 5 mostra um elipsoide centrado em r_m com eixo de menor comprimento em ΔD_M e maior comprimento Δd_M em que $\gamma \leq 1$. Desta forma, se o ponto se enquadra no critério da Elipse é aprovado. Assim, a tolerância da função Gama, pode ser, por exemplo 3%/3mm, sendo considerado aprovado caso haja um

ponto avaliado cuja a diferença de dose e DTA seja suficientemente pequeno tal que satisfaça $\gamma \leq 1$ com o critério supracitado [34]

Figura 5 - Representação geométrica da distribuição de dose



Nota: Elipsoide com eixo de maior comprimento Δd_M e menor comprimento ΔD_M
 Fonte: Adaptado LOW, D. A. et al,1998

Os fatores de influência na porcentagem de aprovação são a normalização, o limiar, ordem e outros. A normalização global considera uma dose representativa da matriz de referência como 100%, enquanto a normalização local se tem uma correspondência entre os valores das matrizes para cada voxel, fazendo a análise se torna mais sensível nas regiões de dose baixa. O limiar (threshold) corresponde ao valor limiar abaixo do qual os resultados da função não são ponderados no histograma ou calculados. Em geral, não é o mesmo comparar uma matriz y como referência com uma matriz x, do que a matriz x seja de referência e Y a avaliada, mesmo que as duas tenham a mesma resolução. [34]

3 METODOLOGIA

Foi realizado um estudo de controle de qualidade em trinta e quatro planos de tratamento, mulheres submetidas ao tratamento de câncer de mama, com 2 Gy/dia em um serviço de radioterapia. Este estudo ocorreu dentro de um hospital no estado do Rio de Janeiro entre janeiro e outubro de 2017 e a metodologia 1 foi testada com 30 planejamentos de mama de janeiro a fevereiro de 2018. Os equipamentos e materiais para obtenção dos dados apresentados nesse trabalho pertencem a essa instituição.

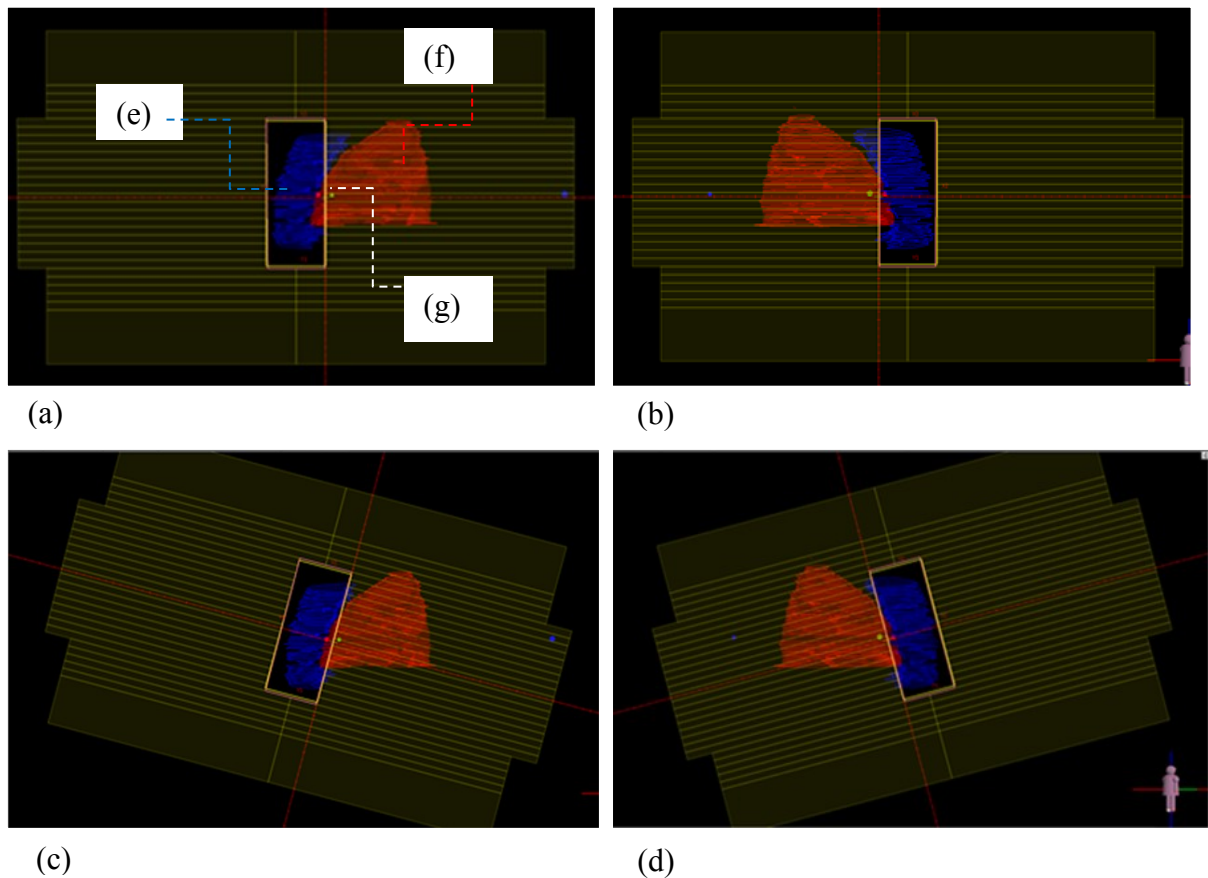
Os planejamentos do tratamento e os cálculos das unidades monitoras foram efetuados pelo TPS *PROWESS*[®] e algoritmo CCCS (Collapsed Cone Convolution Superposition). Três metodologias diferentes e independentes serão mostradas para liberação do planejamento: ordem de grandeza do número de UM versus volume de PTV; cálculo manual da técnica de IMRT Flash e, finalmente, CQ para os planos de tratamento com *2D-ARRAY Seven29*[®].

3.1 Planejamento com a técnica de IMRT Flash

A técnica usada para tratamento de mama nesta instituição é o IMRT do tipo *Step-and-Shoot*. O passo mais importante no planejamento de câncer de mama é a colocação do isocentro, que pode variar quando a área do campo de tratamento é mama exclusiva ou mama com fossa supraclavicular (FSC).

Na situação em que a mama é exclusiva, coloca-se o isocentro na borda e no meio do campo e pode pegar de 2 a 2,5 cm de pulmão. Não há deslocamento longitudinal e o giro do colimador é realizado na visão do olho do feixe (BEV, do inglês *Beam's Eye View*) até achar um ângulo que tangencie toda a mama conforme figura 6. Isto facilita a proteção do pulmão e coração quando se planeja mama esquerda.

Figura 6 - BEV do campo da tangente interna e externa da mama direita



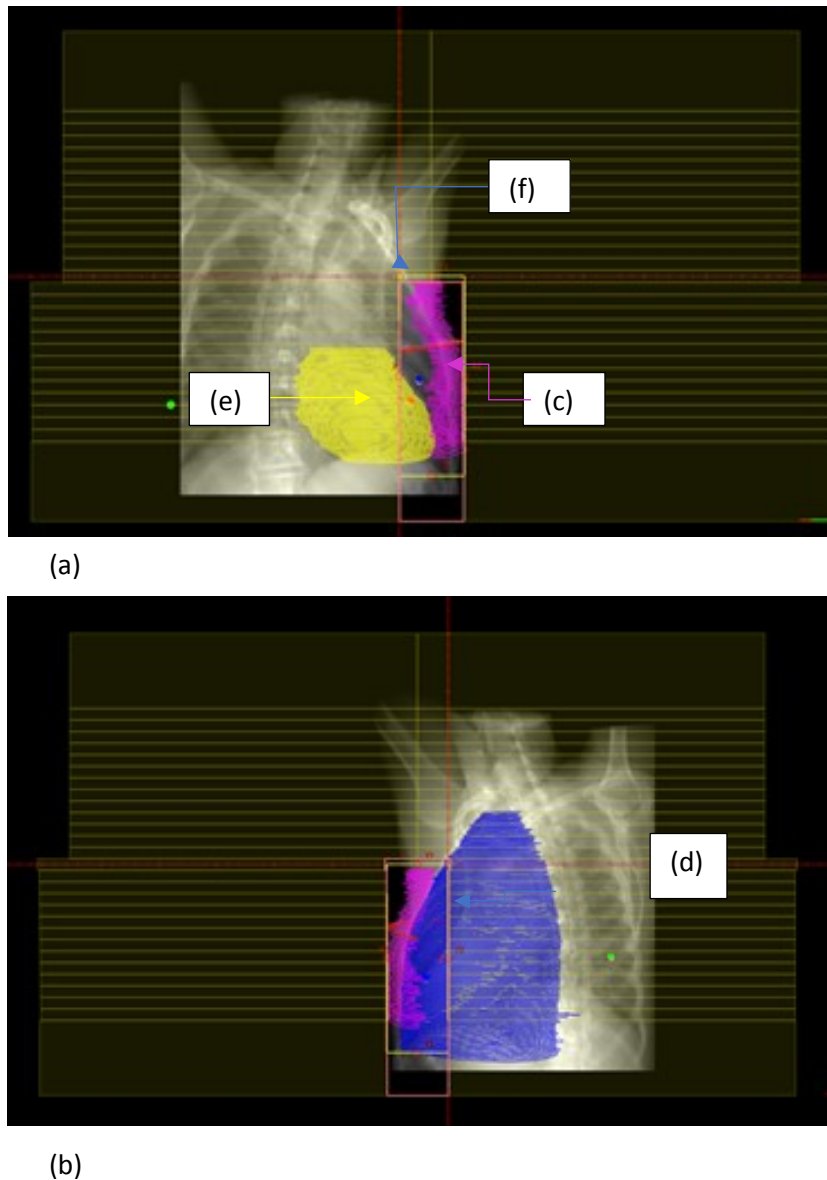
Legenda:(a) – tamanho de campo TI colimador a 0° ; (b) – tamanho de campo TE colimador a 0° ; (c) – tamanho de campo TI colimador a 345° ; (d) – tamanho de campo TE colimador a 15° ; (e) – Mama em azul (f) – pulmão em vermelho; (g) – isocentro

Nota: posição do isocentro no tratamento de câncer de mama direita exclusiva no BEV

Fonte: O autor,2018

A técnica de tratamento para mama e FSC utiliza-se o mesmo isocentro para ambos, ou seja, monoisocentro. Deste modo, o isocentro de tratamento é posicionado no corte que fica entre o início da FSC e o fim do PTV no sentido longitudinal ao gantry. Por conseguinte, os campos da mama e da FSC terão um colimador a 0° e hemibloqueado (*half-beam*) para Y_2 , conforme figura 7. Caso contrário, um alto gradiente de dose será notado nessa região. É válido observar que não faz parte do escopo desta dissertação comentar detalhes do planejamento dos campos da FSC.

Figura 7 - BEV do campo da tangente interna e externa da mama e FSC



Legenda: (a) – tamanho de campo TGINT; (b) – tamanho de campo TGEXT; (c) –Mama; (d) - pulmão; (e) – coração; F – isocentro

Nota: Posição do isocentro de tratamento de câncer de mama esquerda e FSC no BEV

Fonte: O autor,2018

Na sequência, angula-se o *gantry* de acordo com o quadro1 apenas como parâmetro inicial para planejamento da mama esquerda ou direita. O propósito é evitar a mama contralateral e diminuir ao máximo o volume do pulmão ipsilateral dentro do campo de visão do feixe, bem como deve-se utilizar uma margem de 2,5 cm no sentido da respiração para evitar que o PTV se encontre na região de penumbra. Para tais fins, utiliza-se a ferramenta do TPS visão do

campo na tangente interna e externa conforme figura 5. Ao final, insere-se no TPS a prescrição 50 Gy em 25 frações, um feixe de energia nominal 6 MeV e o algoritmo de cálculo CCCS.

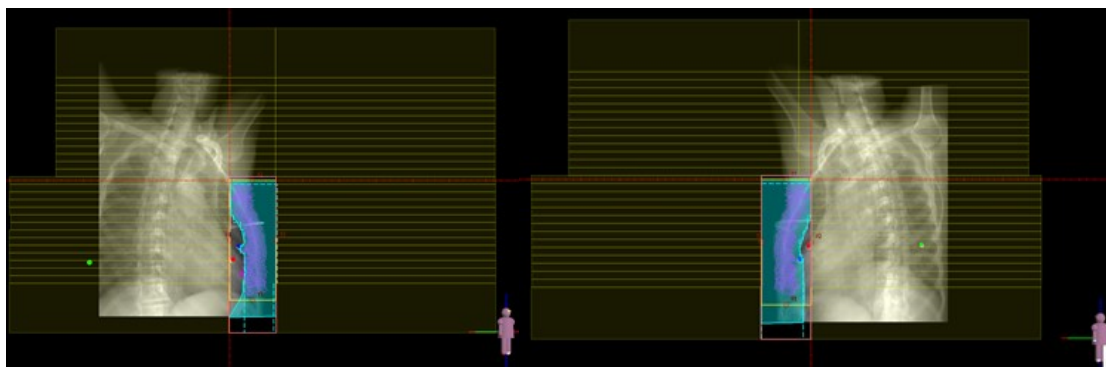
Quadro 1 - Valores iniciais de ângulos utilizados na angulação do gantry

Valores de Ângulos do gantry		
	TGINT	TGEXT
Mama D	55°	235°
Mama E	310°	130°

Fonte: O autor,2018

Por meio da etapa do planejamento inverso, a técnica de IMRT Flash será diferenciada da técnica *Field in Field*, uma vez que não é o Físico Médico que estabelece os subcampos. Para esse fim, procede-se da seguinte maneira: clica-se em técnica de IMRT Flash e em seguida seleciona a região de interesse (ROI do inglês Region of Interest) que vai ser utilizado cuidando para inserir a menor região do pulmão possível. Esta área selecionada corresponde a 70%, que é a fase do campo aberto, conforme figura 8. Na sequência, manda otimizar e somente 30% desta área será modulada.

Figura 8 - Região de interesse (ROI)



Nota: ROI define a forma do segmento aberto mama E e D

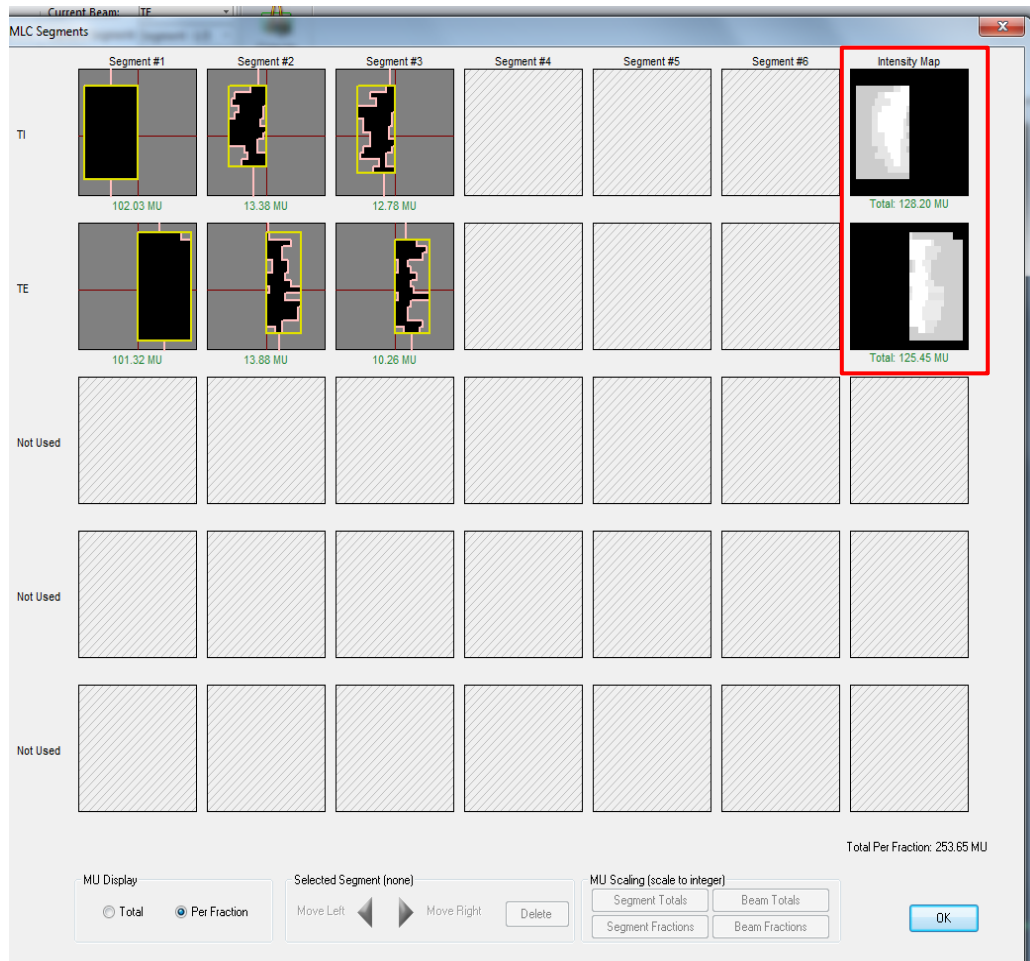
Fonte: O autor,2018

Durante a otimização de 30% para IMRT, primeiramente cria-se uma mama análise que corresponde a uma margem de 0,5cm abaixo do contorno da pele para evitar perda de *buildup* e seleciona como os órgãos de risco o pulmão e o coração. Na sequência, insere-se o número de três segmentos por feixe, mínimo de nove UM/fração e o mínimo segmento de área que geralmente coloca-se entre 5 cm² no caso de plastrão e 10 cm² no caso de mama presente.

Deste modo, para o alvo, seleciona-se a ferramenta *Below* e *Above* do *PROWESS*[®] que vai ajudar na cobertura mínima e máxima. Como se almeja 100% na cobertura para uma prescrição de 50 Gy, coloca-se 100% do volume em 51 Gy no *Below* e 0% do volume em 52 Gy no *Above* e prioridade no máximo 100%. Em geral, pode haver inserção de outros *Below* e *Above* que é baseado na experiência do Físico Médico quando constatar a necessidade de diminuir o gradiente ou melhorar a cobertura.

Para os órgãos críticos, seleciona-se a ferramenta *Above* que ajuda a não ultrapassar 30% do volume do pulmão, 20 Gy; 50% do volume do coração, 30 Gy com prioridade 80% cada órgão segundo o *QUANTEC*. Assim quando a distribuição de dose produzida pelo arranjo dos feixes for aceitável finaliza-se o planejamento. Usando a ferramenta *Display segments* do TPS *PROWESS*[®] vai aparecer no display um campo aberto e dois modulados com Unidade Monitora pequena para cada campo, conforme figura 9. Neste momento, pode-se aplicar a primeira metodologia como barreira do planejamento que será explicada no item 3.2.

Figura 9 - Visão dos 3 feixes com IMRT usada para gerar a distribuição de dose final



Nota: Os níveis de cinza dentro dos feixes representam o valor de intensidade, destacado em vermelho.
 Fonte: O autor, 2018.

Considerando os critérios definidos em documentos do *QUANTEC (Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic)*. Foram estabelecidos dois objetivos no histograma dose volume (DVH do inglês Dose-Volume Histogram) pelo menos 95% do PTV deve receber 95% da dose prescrita e a dose nos OAR (pulmão e coração) deve ser a mais baixa possível sem comprometer a irradiação do PTV.

3.2 Metodologia proposta para ordem de grandeza do valor médio de UM versus volume de PTV

Os volumes dos 34 PTV do planejamento de mama foram classificados em plastrão, grupo 1(G1), e mama, grupo 2 (G2) com as respectivas UM. Em seguida, foram feitas a média e o desvio padrão das UM para ambos os grupos.

Ao final, esta metodologia foi verificada em 30 planejamentos de mama que corresponde a 180 campos, no período de janeiro a fevereiro de 2018, para avaliar se os valores das UM estão em concordância com os valores médios estabelecidos

3.3 Metodologia proposta para cálculo manual da técnica de IMRT Flash

O cálculo manual foi feito com 70% da dose prescrita para o campo aberto (1Gy) e foi comparada com a UM, do mesmo campo, gerado pelo PROWESS®. O planejamento foi prescrito na curva de PDD e não no ponto de cálculo, pois a técnica IMRT Flash não disponibiliza a profundidade de prescrição. Os parâmetros utilizados no cálculo manual foram obtidos nas tabelas dosimétricas disponíveis no serviço de radioterapia. A equação 11 utilizada para o cálculo das unidades monitoras (UM) que foi baseada no formalismo do TG 71.

$$\overline{UM} = \frac{Dose(70\%)}{Iso * PDD * FC * FRR * PSF * FOA * FD} \quad (11)$$

Onde:

\overline{UM} =Média das Unidade Monitora;

Dose= 70 % da dose prescrita em cGy;

Iso=Curva de isodose aprovada pelo medico

PDD=Porcentagem de Dose Profunda;

FC= Fator de Calibração (UM/cGy);

FRR=Fator Rendimento Relativo=($S_{c,p}$);

PSF=*Peak Scatter Factor*;

FOA = Fator Off-Axis;

FD=Fator Distância

A dose prescrita neste tratamento é 1Gy para cada campo, com o campo o aberto correspondendo a 70% da dose, de modo que foi utilizado uma dose de 0,7 Gy. Para encontrar a dose é necessário criar um ponto na curva de prescrição, desta maneira servirá de referência para profundidade e fator distância.

O Fator de calibração corresponde ao valor de dose (1 Gy) dividido pelo valor da unidade monitora (1 UM), portanto igual a 1,000

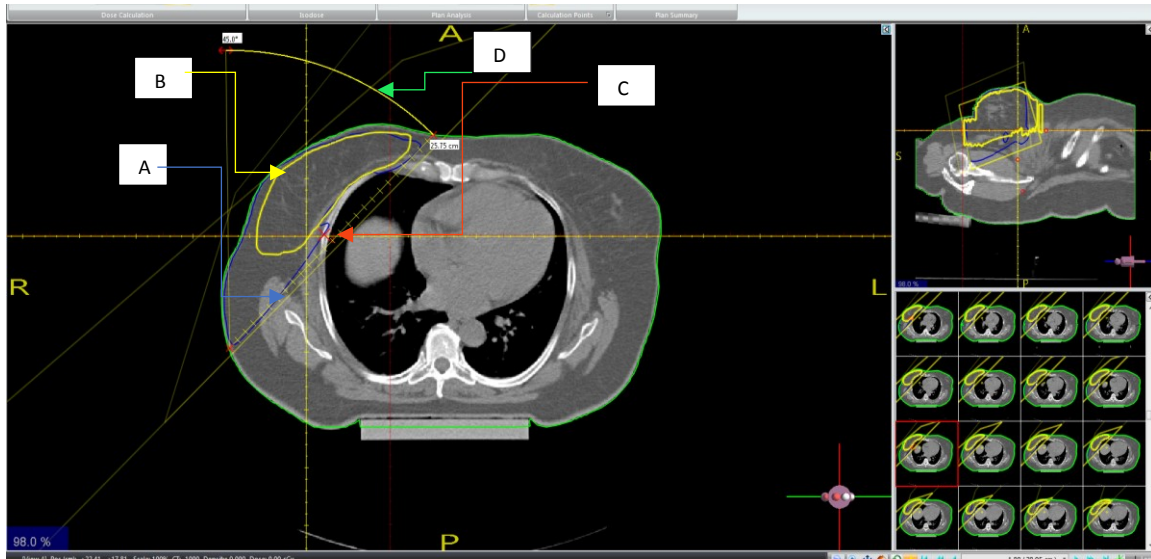
O cálculo de tamanho de Campo Equivalente(CE) utiliza -se a equação 12.

$$CE = \frac{2 * X * Y}{X + Y} \quad (12)$$

Onde, x e y correspondem a aresta do campo em cm

O valor do PDD na planilha dosimétrica depende do tamanho de campo colimado e profundidade. O cálculo do campo colimado é estimado e o para obter o valor da profundidade é necessário medir o DLL da região do PTV da mama onde passa a curva de prescrição com a régua virtual. O resultado do DLL é dividido por dois obtendo a profundidade, conforme figura 10.

Figura 10 - Ilustração de uma medida do DLL com a régua virtual



Legenda: A – curva de prescrição; B –PTV da mama; C – o ponto de análise na curva de prescrição; D régua virtual

Fonte: O autor,2018

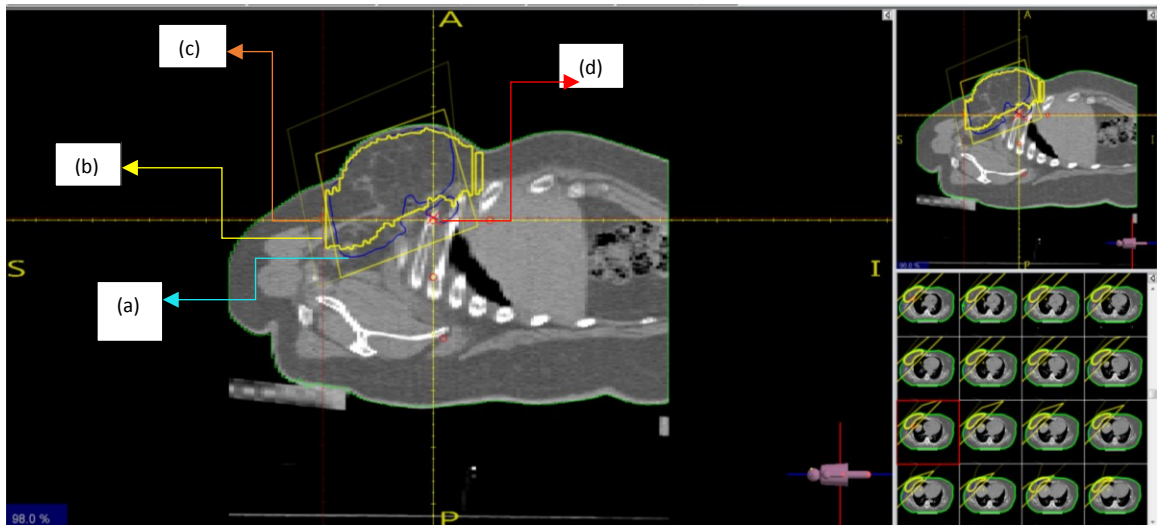
O valor do Fator Rendimento Relativo (FRR), que corresponde ao S_{CP} , encontra-se na planilha dosimétrica do serviço obtido utilizando-se o parâmetro do campo equivalente

O valor de PSF é a razão do valor encontrado na planilha para o campo colimado estimado pelo o valor encontrado na planilha para o campo equivalente, desta forma quando os campos são iguais a razão é igual a 1

O Fator Distância(FD) foi calculado através do ponto C colocado na curva de prescrição (figura 11). Neste estudo o ponto está em uma profundidade que corresponde ao isocentro, sendo assim o fator distancia foi 1,034, conforme equação 13.

$$FD = \left(\frac{100 \text{ cm} + 1,7 \text{ cm}}{100 \text{ cm}} \right)^2 = 1,034 \quad (13)$$

Figura 11 - Corte coronal para visualizar o ponto de análise na curva de prescrição



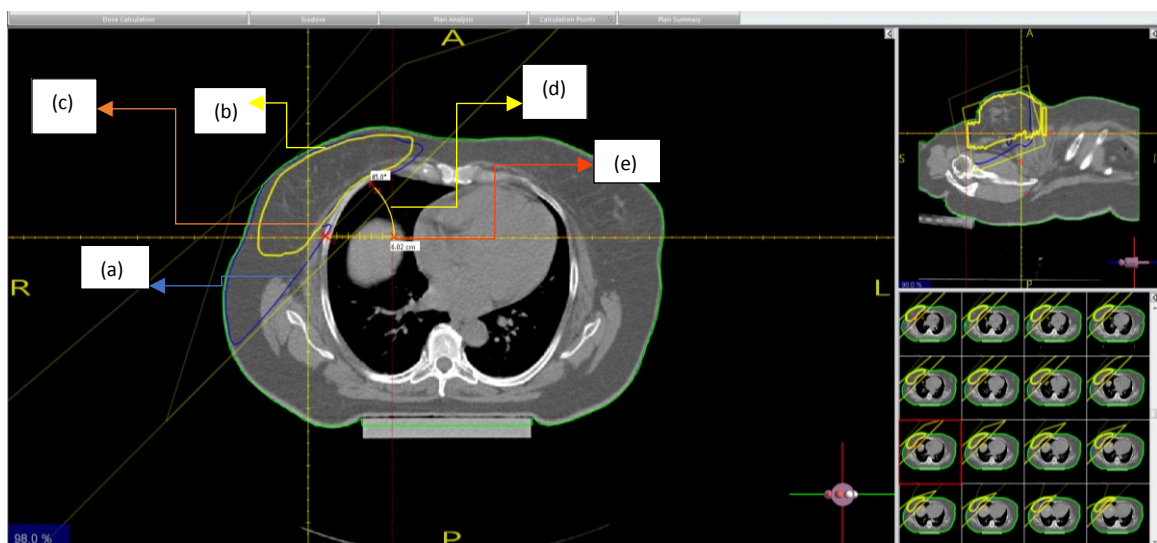
Legenda:(a) – curva de prescrição; (b) –PTV da mama; (c) –isocentro (d) – o ponto de análise na curva de prescrição;

Nota: O ponto de análise está no mesmo nível do isocentro

Fonte: O autor,2018

O Fator *Off-Axis* é o valor encontrado na planilha de dosimetria do serviço cuja distância encontrada com a régua virtual corresponde ao valor do isocentro ao ponto C que está na curva escolhida, conforme figura 12

Figura 12 - Corte transversal medida do FOA



Legenda: (a) – curva de prescrição; (b) –PTV da mama; (c) – o ponto de análise na curva de prescrição; (d) – régua virtual; (e) –isocentro

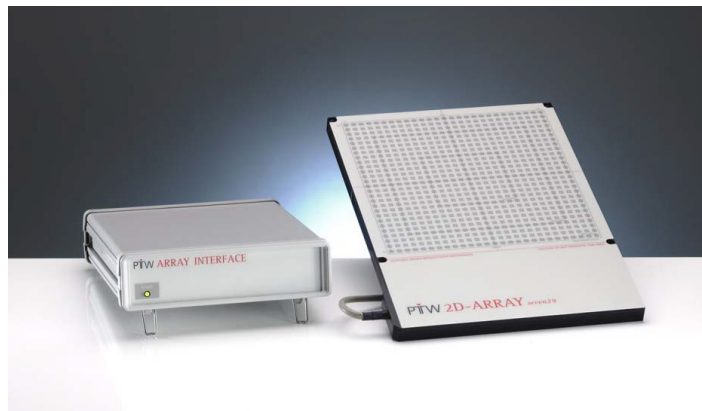
Nota: cálculo da distância com a régua virtual para colocar o fator *Off-Axis Ratio*

Fonte: O autor,2018.

3.4 Metodologia do CQ para os planos de tratamento com *2D-ARRAY Seven29*[®]

O detector de radiação usado neste estudo foi o modelo *2D-ARRAY Seven29*[®] (T10024) (PTW-Freiburg.). Este dispositivo é um conjunto de detectores bidimensional com 729 câmaras de ionização (CI) dispostas em uma matriz 27 x 27. Conforme mostrado na figura 13, as Câmaras de Ionização estão igualmente espaçadas a 1 cm (do centro ao centro) e cobrem uma área de 27 x 27 cm². Cada câmara tem um tamanho de 0,5x0,5x0,5 cm³. As dimensões lineares do *2D-ARRAY Seven29*[®] são 2,2x30x42 cm³. O ponto efetivo do dispositivo é 0,75 cm da superfície do detector.

Figura 13 - Componentes do sistema: *Array Interface* e a matriz *2D-ARRAY Seven29*[®] da PTW

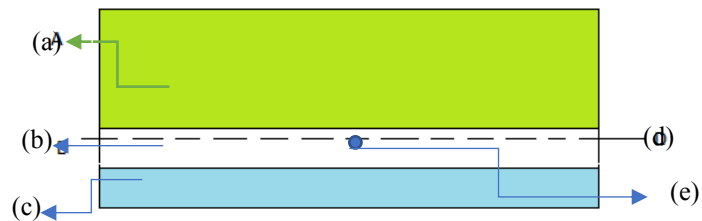


Fonte: manual *2D-ARRAY Seven29*[®], 2017.

No serviço de tomografia, o arranjo do *2D-ARRAY Seven29*[®] foi montado na mesa de tomografia com 5 placas de água sólida, de 1 cm de espessura, em cima do dispositivo para garantir uma profundidade de além do *buildup*. A espessura efetiva entre a superfície do dispositivo e as câmaras de ionização é de 0,75 cm no TPS, mais 5 cm de água sólida, correspondendo um distancia fonte superfície de 94,25 cm (100 cm de SAD -5,75 cm), conforme figura 14. Uma placa de acrílico com 1,5 cm disposta abaixo do *Seven29* para que ocorra o retroespalhamento, em virtude do serviço possuir apenas 5 placas de água sólida. Em seguida, colocou-se três pontos fiduciais (marcadores ou BIBs) nas regiões laterais com intuito de estabelecer um sistema de coordenadas de referência que deve ser utilizado tanto no TPS quanto no dia de coleta dos dados para o deslocamento. A espessura de corte para tomografia computadorizada (CT, do

inglês X-Ray Computed Tomography) foi de 3 mm. Assim, a imagem gerada do dispositivo planar foi encaminhada via rede para sala da física em formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*).

Figura 14 - O esquema mostra o Arranjo do 2D-ARRAY Seven29[®]



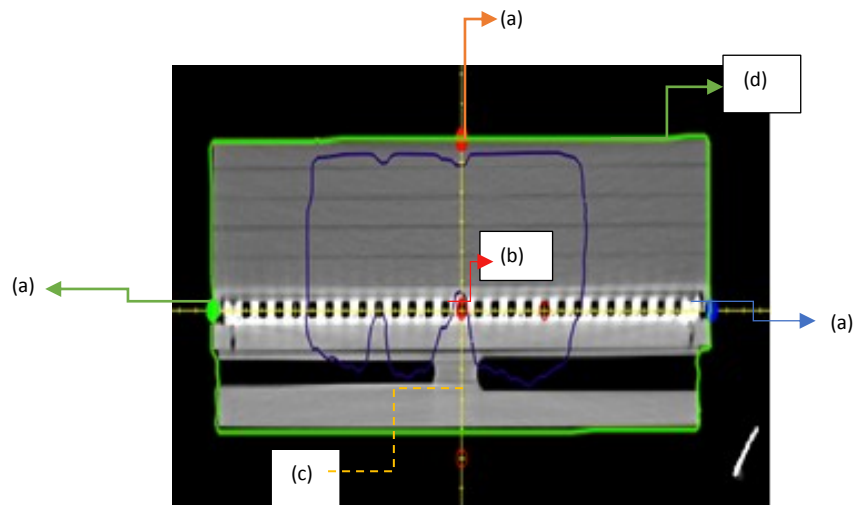
Legenda: (a) – placa de água sólida; (b) – 2D-ARRAY Seven29[®]; (c) – Acrílico; (d) – região do ponto efetivo do 2D Array. (e)-Câmera 14 do 2D Array

Nota: O esquema acima mostra a configuração de medição padrão do detector planar, este é intercalado entre uma camada de 5 placas de água sólida (5 cm no total) e acrílico (1,5 cm no total). O ponto efetivo do detector está localizado a uma distância de 100cm da fonte de radiação.

Fonte: O autor,2018

Após aquisição das imagens de CT do 2D-ARRAY Seven29[®] obtidas no formato DICOM, as mesmas foram transferidas para o TPS PROWESS[®]. Primeiramente, foi feito o contorno externo das imagens e criado uma estrutura 3D do objeto simulador; na sequência, visualizou-se os 3 marcadores num corte de tomografia e cruzou-os conforme a figura 15. Dessa forma, obteve-se o ponto de referência ou o ponto zero. Vale ressaltar que esta etapa é realizada apenas uma vez.

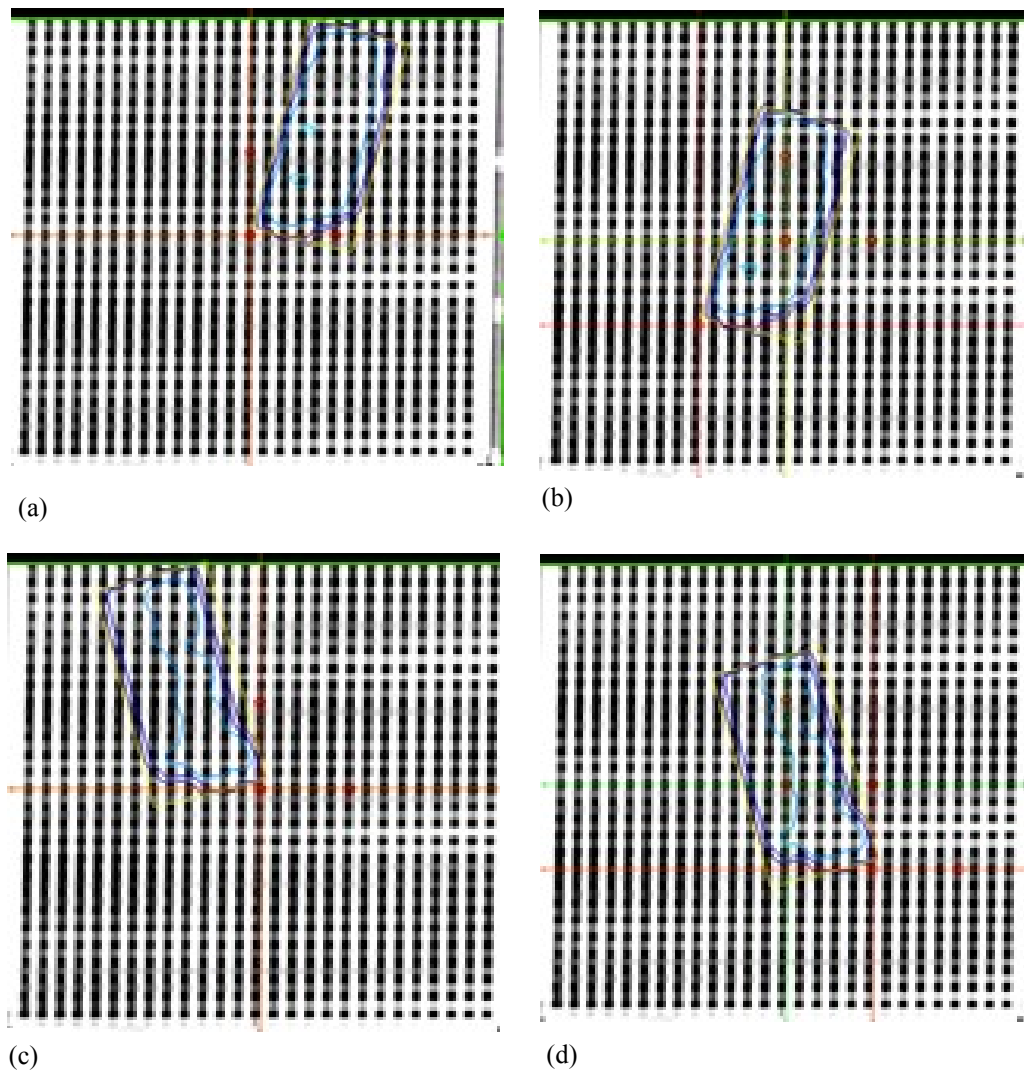
Figura 15 - O cruzamento dos fiduciais no 2D-ARRAY Seven29[®]



Legenda: (a) – Fiduciais; (b) – câmara 14; (c) – a linha amarela do cruzamento; (d) – contorno externo,
 Nota: A figura corte coronal acima mostra o cruzamento passando pela câmara 14 em relação aos 3 fiduciais
 Fonte: O autor,2018

Utilizando os registros das pacientes com câncer de mama, exportou-se a distribuição de dose planar planejada para o plano que contém as imagens tridimensionais do objeto simulador. Para isso, foi colocado o gantry a 0° em uma incidência perpendicular a parte efetiva das câmaras de ionização, como também foram alteradas as coordenadas do isocentro x e/ou y, caso contrário parte da mama ficaria fora do dispositivo planar e os dados de coleta estariam incompletos, ver figura 16. Em seguida, exportou-se a distribuição de dose de cada campo utilizado no planejamento de mama, que foi exportado para o 2D Array, para o sistema de gerenciamento (*Lantis*) com o intuito de poder irradiar e realizar o CQ.

Figura 16 - Distribuição de dose planar planejada da TGINT e TGEXT no dispositivo planar



Legenda: (a)-TGINT gantry a 0° ; (b) TGINT –deslocamento do $X_1 = -8$; (c)-TGEXT gantry a 0° ; (d) TGEXT –deslocamento $Y_2 = 8$

Nota: Se um MLC é usado, o 2D Array deve ser posicionado para uma distância foco que assegure que as posições das folhas alcancem as fileiras de CI

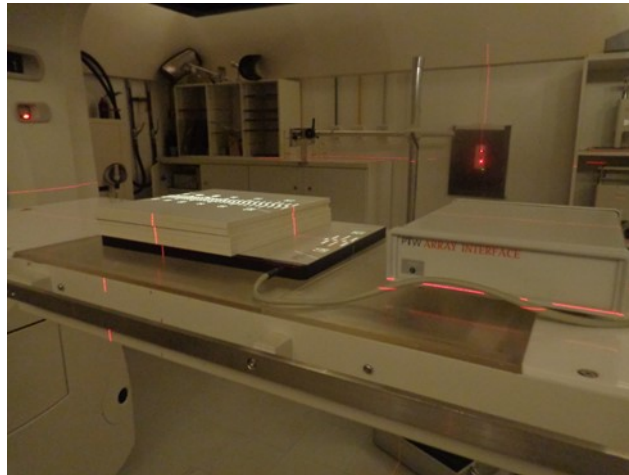
Fonte: O autor, 2018

O Acelerador Linear (AL) utilizado foi da *Siemens*, Modelo *Primus MD 5302*– sem *beam Stopper*. Este AL produz feixe de fótons de energias nominais 6 MeV e 10 MeV e, também, feixe de-elétrons com energias de 5,7,8,10,12 e 14 MeV. A radiação de fuga do cabeçote é menor que 0,1% da taxa de dose no isocentro.

Nessa situação, foi montado na sala do AL o mesmo arranjo utilizado na tomografia para garantir a mesma reprodutividade. O dispositivo planar foi alinhado na câmara central 14

com o reticulado do AL, campo aberto $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e a distância fonte superfície (SSD, do inglês *Source Surface Distance*) foi 94,25 cm (figura 17).

Figura 17 - Arranjo do 2D-ARRAY Seven29[®] montado no AL



Fonte: O autor, 2018

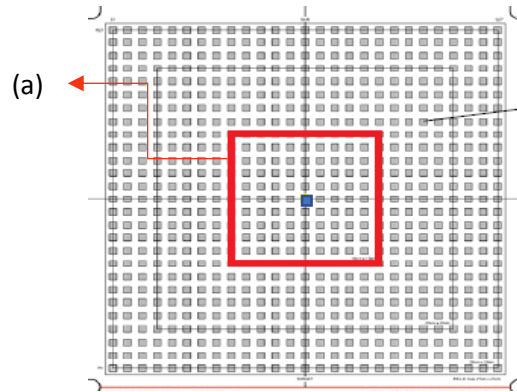
Antes de irradiar o sistema *Seven29*, o mesmo foi calibrado, que consiste em irradiar o dispositivo com uma dose conhecida correspondente a 106,3 UM. Para conseguir a leitura do fator de calibração (leitura da câmara central), irradiou-se 3 vezes o dispositivo. O valor de UM foi encontrado a partir da equação 14 e 15.

$$UM = \frac{DOSE}{FC \times TMR \times FD} \quad (14)$$

Dados: DOSE 1Gy; SSD= 94,25 cm, campo=10 x 10 cm², profundidade=5,75 cm, TMR=0,9075; FD =1,034

$$UM = \frac{100cGy}{1 \frac{UM}{cGy} \times 0,9075 \times 1,034} = 106,3 \quad (15)$$

Figura 18 - Modelo 0: matriz 2D-ARRAY Seven29[®] mostrando campo aberto 10 x 10 cm²

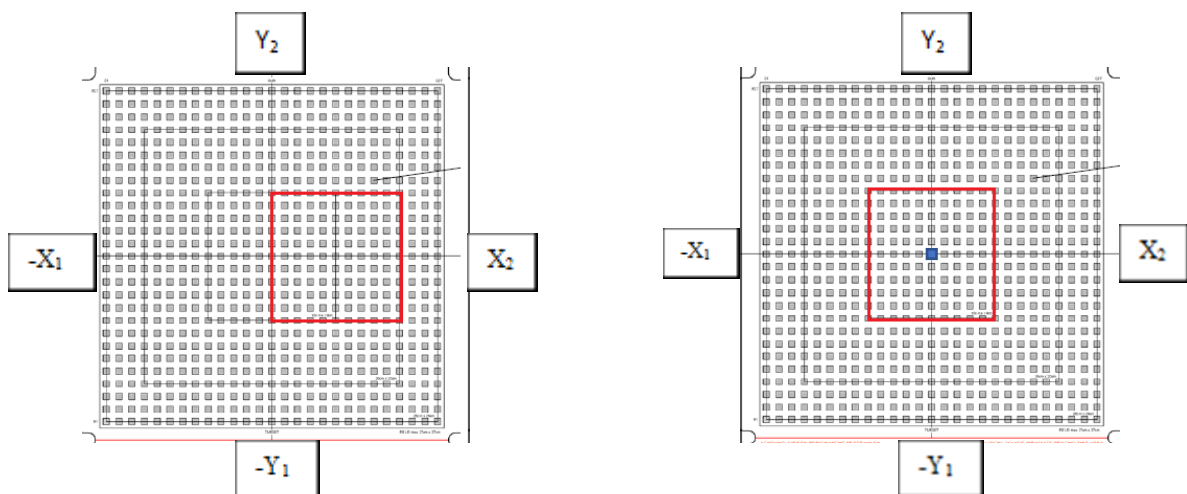


Legenda: (a)- Limite do campo em vermelho; Ponto Azul – CI n° 14

Fonte: O autor,2018

Com intuito de gerar um fator de calibração, foram criadas duas situações: o modelo 1 corresponde ao planejamento de mama exclusiva (figura 19), enquanto o modelo 2 corresponde ao planejamento mama e Plastrão com FSC (figura 20). Então, o modelo 1 consistiu em hemibloquear o eixo $X_1=0$ cm e colocar o $X_2=10$ cm e para o modelo 2 consistiu em hemibloquear o eixo $X_1=0$ e $Y_2=0$ e colocando $X_2=10$ cm e $Y_2=10$ cm, ambos permanecendo um campo 10 x 10 cm².

Figura 19 - Modelo 1: matriz 2D-ARRAY Seven29[®] mostrando campo 10 x 10 cm² hemibloqueado para $-X_1$

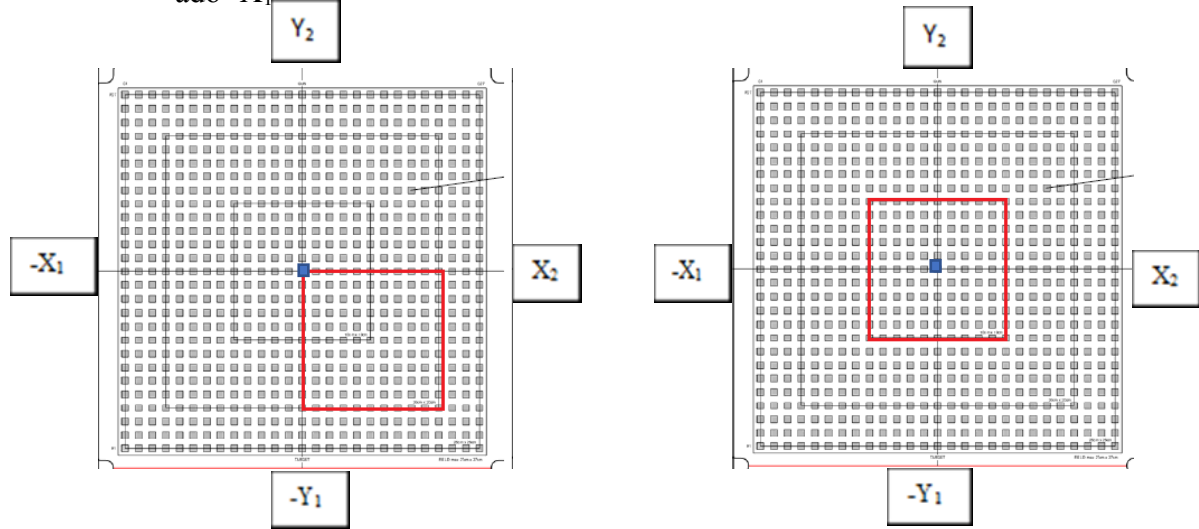


Nota: modelo 1 campo hemibloqueado no eixo $-x_1=0$ com câmara central na borda esquerda com câmara central na borda, direita com a câmara central no meio do campo *para realizar as 3 leituras*

Legenda: ponto azul- CI n° 14; $-X_1$ e X_2 as coordenadas de X; $-Y_1$ e Y_2 as coordenadas de Y

Fonte: O autor,2018

Figura 20 - Modelo 2: matriz *2D-ARRAY Seven29*[®] mostrando campo 10 x 10 cm² hemibloqueado - X_1 e Y_2



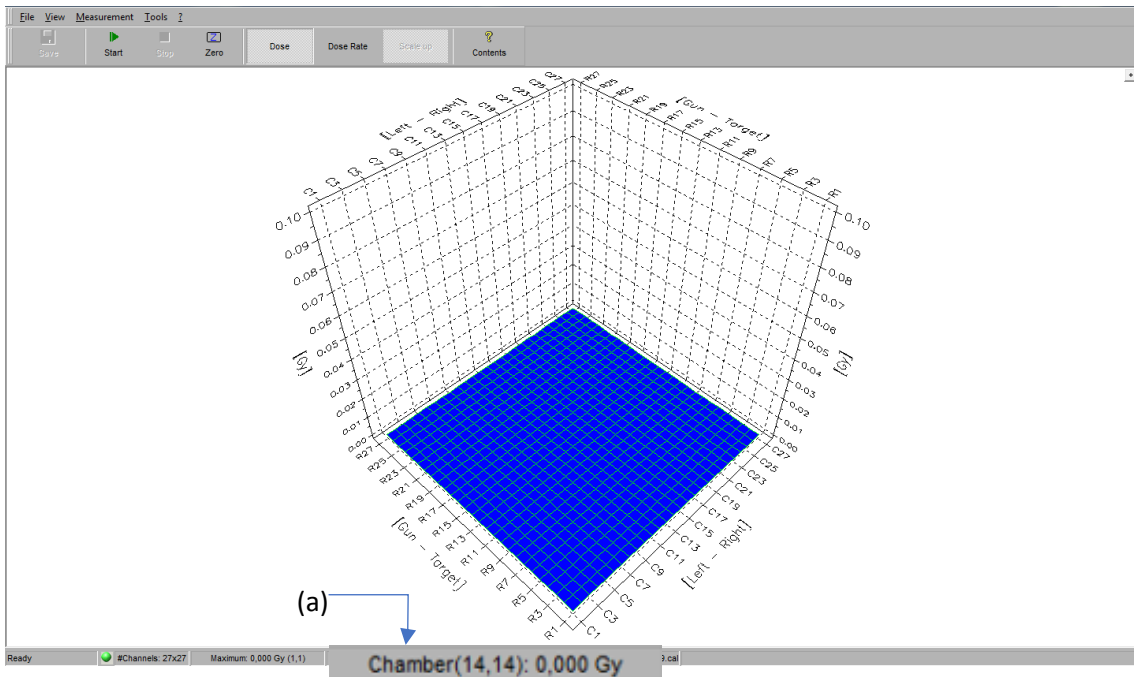
Nota: modelo 2 campo hemibloqueado no eixo- $x_1=0$ e $y_2=0$ esquerda com câmara central na borda, direita com a câmara central no meio do campo para realizar as 3 leituras

Legenda: ponto azul- CI n° 14; $-X_1$ e X_2 as coordenadas de X; $-Y_1$ e Y_2 as coordenadas de Y

Fonte: O autor,2018

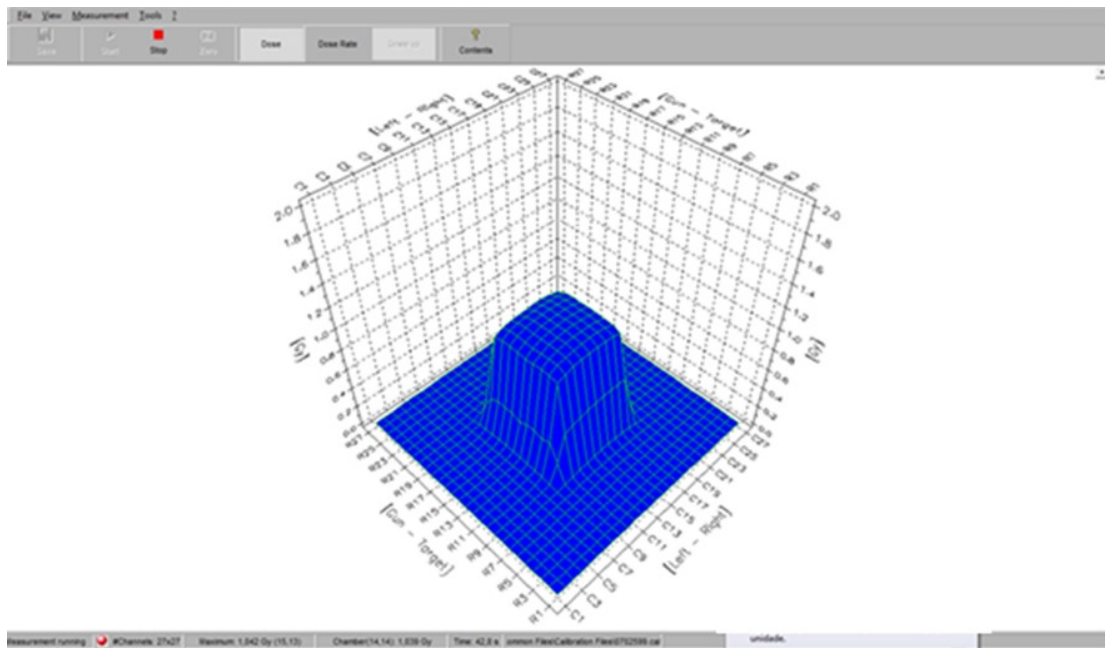
Na sequência, utilizando o *MatrixScan software* da PTW (figura 21) foram feitas três leituras com a câmara central 14 no centro do campo, respectivamente para mama exclusiva e mama ou plastrão com FSC, correspondendo as figuras 22 e 23, e a média destas 3 leituras será usada na fórmula K_d . Vale ressaltar que a variação da resposta da CI $< \pm 1\%$.

Figura 21 - Visão do *Main Screen* do campo aberto sem irradiar



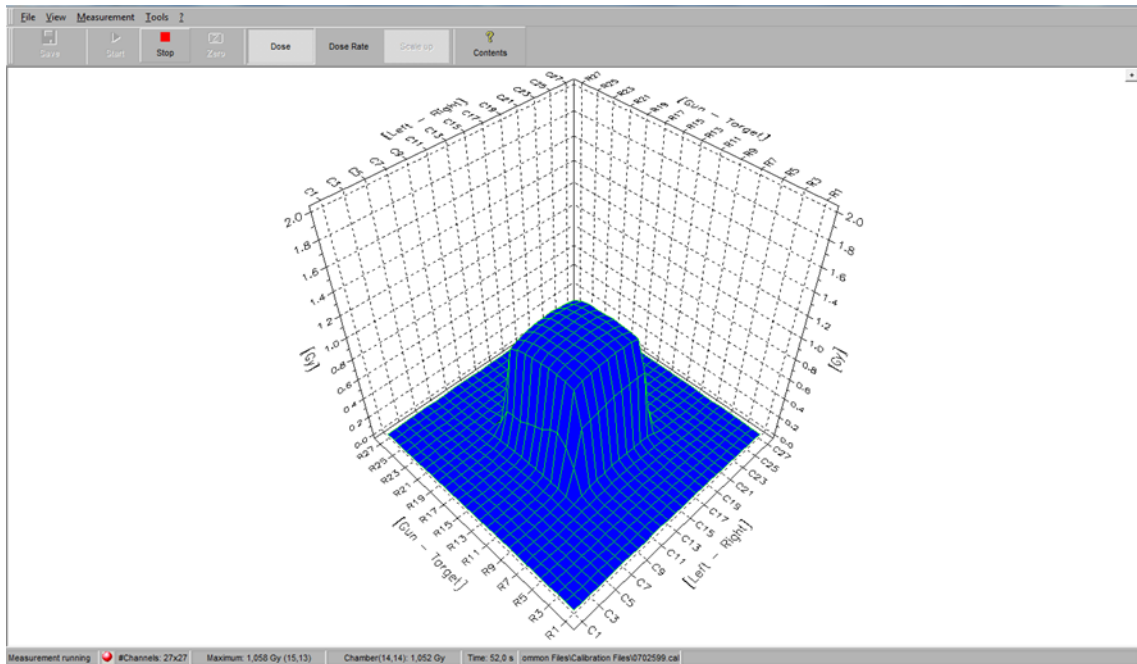
Legenda: (a)- Valor de dose em Gy determinada pela câmara 14
 Fonte: O autor,2018

Figura 22 - Visão do *Main Screen* após irradiação com 106.3 UM para o modelo 1



Fonte: O autor,2018

Figura 23 - Visão do *Main Screen* após irradiação com 106.3 UM para o modelo 2



Fonte: O autor, 2018

O dispositivo 2D planar, por ser composto de câmara de ionização, precisa ser calibrado. Neste trabalho ele foi calibrado antes de cada uso utilizando a equação 16, como pode ser visto na equação 17 e 18. Os *Valores das leituras da câmara 14 no 2D-ARRAY Seven29* encontram-se tabela 1.

$$K_d = \frac{DR}{L_M} \quad (16)$$

Onde, K_d = fator de calibração do dispositivo 2D que vai no *VeriSoft*[®] para planejamento mama; DR = Dose de referência(1 Gy) =1; L_M = *Média das Leituras da camara 14 (Gy)*

Tabela 1 - Valores das leituras da câmara 14 no *2D-ARRAY Seven29*[®]

	leituras			média	desvio
Modelo 0	1,012	1,011	1,012	1,012	0,001
Modelo 1	1,04	1,039	1,04	1,040	0,001
Modelo 2	1,052	1,052	1,053	1,052	0,001

Fonte: O autor,2018

Assim, para os dados deste grupo o valor de K_d é para o modelo 1:

$$K_d = \frac{1}{1,040} = 0,961 \quad (17)$$

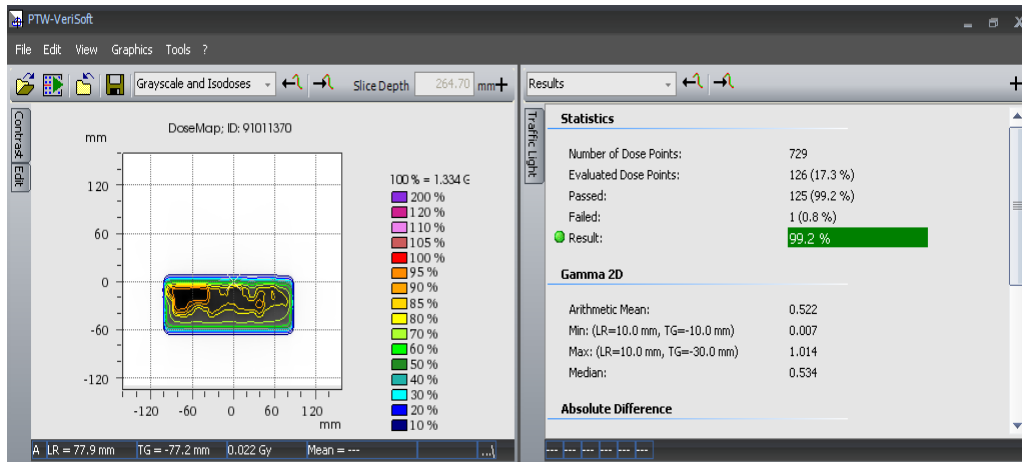
Para o modelo 2:

$$K_d = \frac{1}{1,052} = 0,950 \quad (18)$$

Depois da leitura para calibração, o sistema foi irradiado com o plano de verificação, exportado para o Lantis[®], das trinta e quatro pacientes com as mesmas condições do posicionamento. Cada tangente do planejamento possui um campo aberto e 2 campos modulados por IMRT.

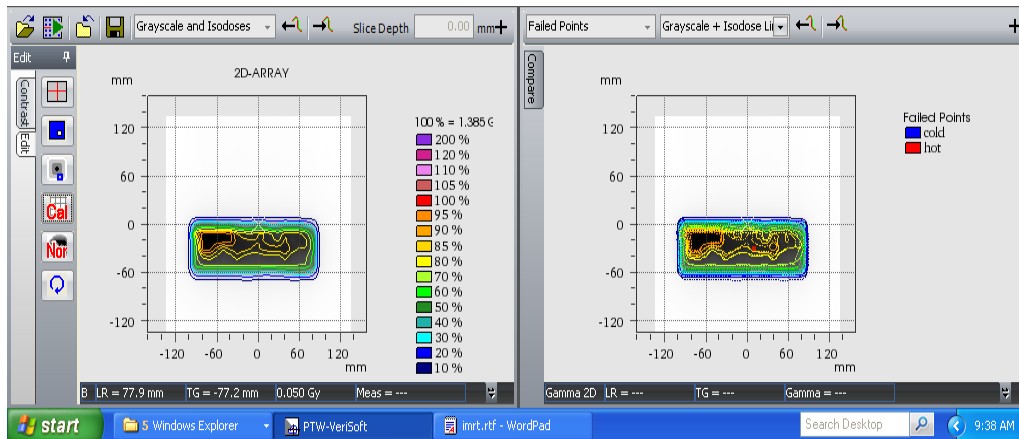
Desta forma, ao abrir o programa VeriSoft[®], figura 24, deve-se inserir a distribuição de dose planar planejada na janela superior e inserir a distribuição de dose planar irradiada na janela inferior. Em seguida, deve -se inserir o fator de calibração do dispositivo 2D (K_d) que vai no VeriSoft[®] para planejamento mama encontrado para cada modelo. A comparação das duas distribuições é feita utilizando o critério Gama de 3% de variação de dose em 3mm de DTA, bem como 4% de variação de dose em 4mm de DTA para cada campo.

Figura 24 - Software VeriSoft® utilizado na análise Gama



(a)

(C)



(b)

Legenda: (a)- janela superior; (b) – janela inferior; (c) – resultado do critério Gama
 Fonte: O autor,2018

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Portanto, face a tudo quanto fora exposto, o primeiro ponto a ser destacado refere-se a primeira metodologia deste trabalho que propõe uma forma de verificação rápida do valor de UM, com base nos dados dos quadros 2 e 3. Sendo assim, o grupo G1 ficou compreendido no intervalo de volume de plastrão 139 cm^3 a 448 cm^3 e o grupo G2 ficou compreendido no intervalo volume de mama 461 cm^3 a 897 cm^3 , baseada na avaliação de dados empíricos de 204 campos de tratamento. A seguir será apresentado os valores médios das UM com seus respectivos desvios padrões para o grupo G1 e G2, (281 ± 36) e (271 ± 24) respectivamente.

Desta forma, o valor da UM para planejamentos de mama e plastrão (somatória da tangente interna e externa) não devem ultrapassar 317 e 295, respectivamente. Isso se deve ao fato de a tolerância (Desvio Padrão) ter sido estabelecida em 13% e 9% para mais ou para menos em relação à média de cada grupo.

Quadro 2 - Valores das UM com os respectivo PTV para o grupo G1

Paciente 2017	PTV(cm3)	TGINT				TGEXT				Total	
		seg aberto	seg1	Seg 2	Parcial	seg aberto	seg 1	seg 2	Parcial		
26	139	121	10	28	159	102	8	8	118	277	
33	178	106	17	23	147	108	12	10	131	277	
34	273	108	17	17	142	107	13	16	136	278	
14	279	112	26	14	151	101	13	11	125	276	
29	306	108	14	10	132	111	19	22	153	285	
15	314	107	3	42	152	111	19	18	147	299	
2	319	105	22	22	149	100	14	9	123	272	
7	329	109	16	10	135	107	14	10	131	266	
3	346	117	11	19	146	113	18	20	151	297	
8	356	99	18	16	132	108	12	19	138	271	
18	382	119	30	12	160	100	15	10	126	286	
19	408	110	20	13	143	96	9	10	115	258	
28	421	104	13	9	127	112	15	12	139	265	
17	423	101	20	22	143	102	10	10	123	266	
5	443	101	19	20	139	105	19	17	141	280	
10	443	119	11	16	147	120	16	15	151	298	
24	448	112	13	19	145	112	19	21	152	296	
13	269	123	11	15	149	113	14	25	153	302	
										média	281
										σ	13

Legenda: TGINT – tangente interna; TGEXT – tangente externa; Seg aberto – campo aberto; seg1 e seg1 – campo colimado; σ – Desvio padrão

Nota: cálculo da média \pm Desvio padrão

Fonte: O autor, 2018

Quadro 3 - Valores das UM com os respectivo PTV para o Grupo G2

Paciente 2017	PTV(cm3)	TGINT				TGEXT				Total
		seg aberto	seg1	seg2	parcia	seg aberto	seg 1	seg 2	Parcial	
11	461	102	17	12	131	102	9	13	124	255
16	468	116	16	19	151	95	15	9	118	270
22	490	99	22	18	139	104	14	17	135	274
25	504	106	15	14	136	103	12	16	132	268
9	511	98	26	12	135	98	16	17	131	265
4	638	97	14	28	138	92	21	18	131	269
21	766	99	29	13	142	100	13	10	123	265
30	769	99	10	19	127	101	17	11	129	256
23	788	106	18	19	144	111	10	14	136	279
6	819	104	15	14	133	98	17	12	127	261
35	836	106	26	14	145	104	24	11	139	285
1	850	103	13	22	138	106	24	17	147	286
27	860	104	13	11	128	100	20	23	143	271
20	886	115	10	11	136	118	16	10	145	280
12	897	103	16	13	132	102	27	15	144	276
									média	271
									σ	9

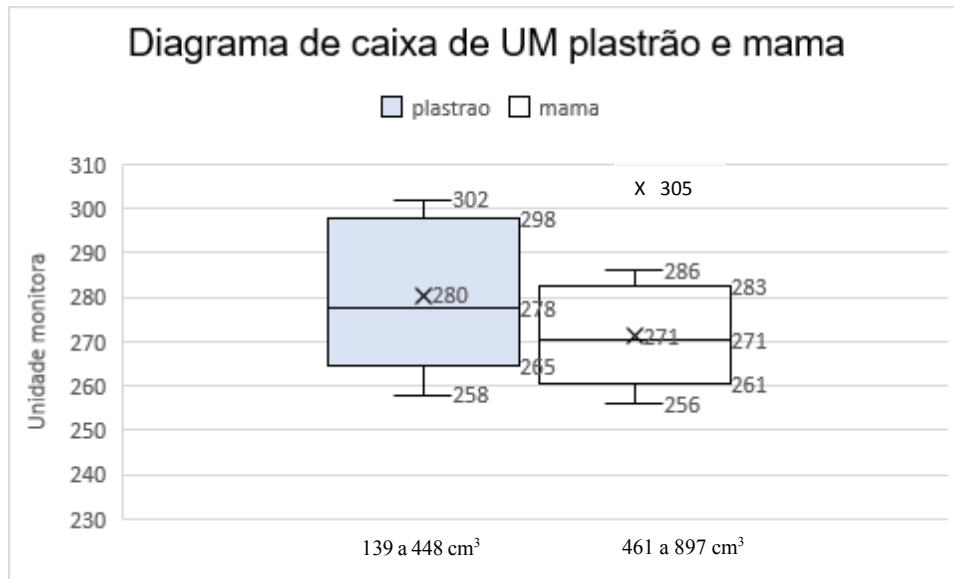
Legenda: TGINT – tangente interna; TGEXT – tangente externa; Seg aberto –campo aberto; seg1 e seg1– campo colimado; σ – Desvio padrão

Nota: cálculo da média \pm desvio padrão

Fonte: O autor,2018

Através do quadro 4 é possível verificar que o tratamento da paciente 31 ficou fora do intervalo de confiança $K=1$ estabelecido. Este fato pode ser reforçado pelo diagrama de caixa (figura 25) que mostrou um ponto outlier máximo 305, conseguinte esta amostra não fez parte da média. Uma possível explicação para este fato ter ocorrido é que o volume do PTV da paciente 31 é bastante irregular em formato, resultando em uma forte modulação (campos abertos delimitados pelos colimadores mutilâminas bem pequenos) e consequentemente, aumentando bastante as Unidades Monitoras (UM). Quando isso ocorre é necessário fazer as outras duas metodologias para a liberação do tratamento.

Figura 25 - Diagrama de Caixa



Nota: Distribuição das UM plastrão sem outlier enquanto a mama com um outlier máximo 305.

Quadro 4 - Valores das UM com os respectivo PTV das pacientes acima de 300 UM

Paciente 2017	PTV(cm ³)	TGINT				TGEXT				Total
		seg aberto	seg1	seg2	Parcial	seg aberto	seg 1	seg 2	Parcial	
31	567	114	11	12	136	118	29	22	169	305

Legenda: TGINT – tangente interna; TGEXT – tangente externa; Seg aberto – campo aberto; seg1 e seg1– campo colimado

Fonte: O autor, 2018

A metodologia descrita da comparação com o valor médio da UM foi testada para 30 casos de mama em 2018, sendo 14 e 16 casos para os grupos G1 e G2, respectivamente, correspondendo aos dados empíricos de 180 campos de tratamento, e todos os valores encontrados ficaram dentro do intervalo de confiança proposto. Exceto a paciente 30 do planejamento de plastrão com volume de PTV 149 cm³, conforme quadro 5, que se trata de um tratamento hipofracionado com dose de 2,5 Gy/dia, cuja as unidades monitoras fornecidas pelo TPS ficaram fora do intervalo proposto (281±36). Desta forma, o tratamento hipofracionado serviu como erro de dose em um tratamento convencional (2 Gy/dia), o que foi bom, pois a metodologia proposta funcionou como barreira para um possível erro de dose.

Quadro 5 - Valores das UM com os respectivo PTV das pact. com prescrição 2,5Gy/dia

Paciente 2018	PTV(cm ³)	TGINT				TGEXT				Total
		seg aberto	seg1	seg2	Parcial	seg aberto	seg 1	seg 2	Parcial	
30	149	154	19	19	192	153	32	27	212	336

Legenda: TGINT – tangente interna; TGEXT – tangente externa; Seg aberto – campo aberto; seg1 e seg1 – campo colimado

Fonte: O autor, 2018

A segunda metodologia utilizou a fórmula 14 para os cálculos manuais. Os dados gerados estão na coluna 5 da tabela 2. Com isso, foi necessário definir uma maneira para expressar os desvios (δ) entre os valores de UM gerados pelo sistema de planejamento PROWESS© e os obtidos através dos cálculos manuais conforme equação 19, estabelecendo-se critérios de avaliação. Os critérios foram distribuídos em três intervalos: intervalo 1 (I1) $100\% \leq x \leq 95\%$; Intervalo 2 (I2) $95\% < x \leq 90\%$ e o intervalo 3 (I3) abaixo de 90%. Os resultados do cálculo manual de todo planejamentos analisados (34) ficaram no intervalo I1, conforme a figura 26. Portanto este trabalho recomenda este intervalo como critério para liberação dos planejamentos de mama com a técnica de IMRT Flash.

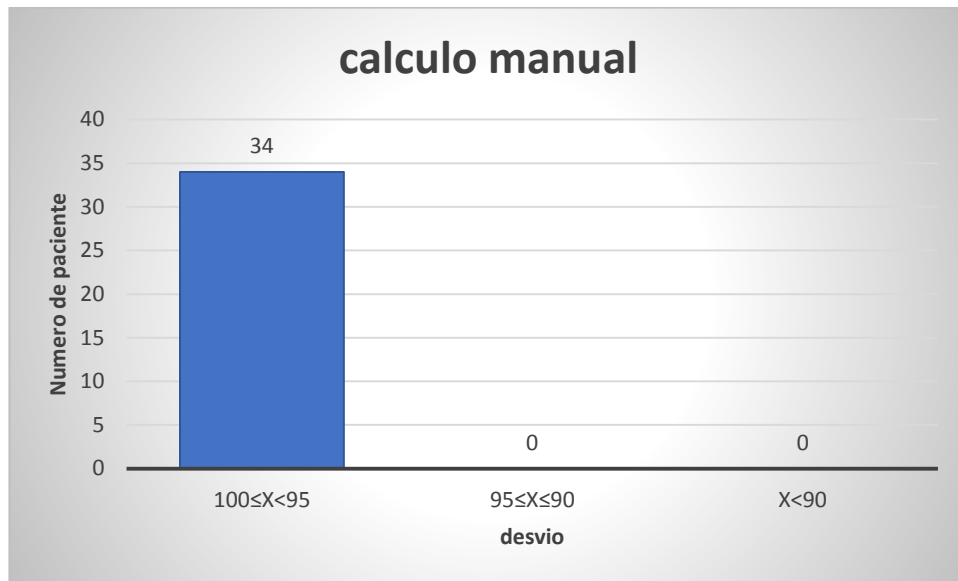
$$\delta = \frac{(D_{calculado} - D_{TPS})100\%}{D_{TPS}} \quad (19)$$

Tabela 2 - Os dados do cálculo manual da UM dos planejamentos de mama com seus respectivos desvios

Planejamento	TGINT(70%) (UM)	TGEXT(70%) (UM)	Média(UM)	Calculo manual(UM)	δ %
1	103	106	105	105	0
2	105	100	102	101	1
3	117	113	115	115	0
4	97	92	94	91	3
5	101	105	103	108	-5
6	104	98	101	100	1
7	109	107	108	110	-2
8	99	108	103	103	0
9	98	98	98	97	1
10	119	120	120	119	1
11	102	102	102	101	1
12	103	102	103	108	-5
13	123	113	118	115	3
14	112	101	106	102	4
15	107	111	109	106	3
16	116	95	106	103	3
17	101	102	102	101	1
18	119	100	110	109	1
19	110	96	103	103	0
20	115	118	116	116	0
21	99	100	99	96	3
22	99	104	102	102	0
23	106	111	109	106	2
24	112	112	112	112	0
25	106	103	105	105	0
26	121	102	112	108	3
27	104	100	102	102	0
28	104	112	108	104	4
29	108	111	110	106	3
30	99	101	100	99	1
31	114	118	116	114	2
33	106	108	107	105	2
34	108	107	108	104	4
35	106	104	105	103	2

Fonte: O autor,2018

Figura 26 - Resultado do desvio do cálculo manual dos 34 dos planos de tratamentos



Fonte: O autor, 2018

A última metodologia consistiu em estabelecer um critério Gama com a irradiação do 2D-ARRAY Seven29[®], e os dados foram analisados com o software *VeriSoft*[®] versão 4.0 e correspondem a tabela 3. Vale destacar que o fator de calibração do dispositivo 2D que vai no *VeriSoft*[®] para planejamento da mama inseriu o FOA a partir do hemibloqueamento do campo durante o procedimento.

A tabela 3 mostra o resultado do critério Gama de 3% em 3 mm, bem como 4% em 4 mm para cada campo, ao final foi tirado a média das tangentes internas e externas, para os dois tipos de critérios.

Tabela 3 - Valores da análise Gama para TGINT e TGEXT

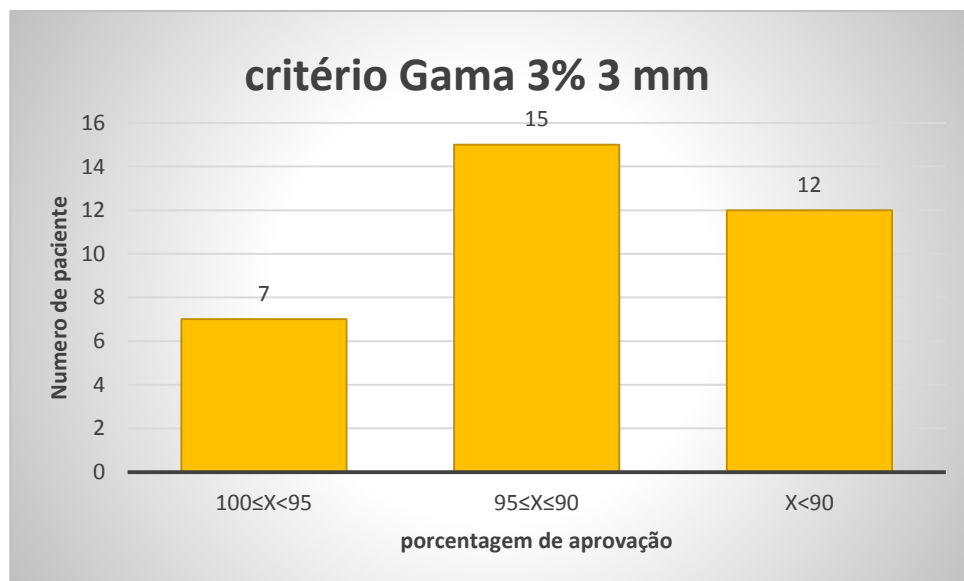
Paciente	A. Gama (3% e 3mm)			A. Gama (4% e 4 mm)		
	TGING %	TGEXT %	média	TGINT %	TGEXT %	média
1	91,7	88,8	90	95,1	97,2	96
2	96,0	96,0	96	99,2	98,4	99
3	93,8	95,6	95	96,9	98,2	98
4	83,5	81,1	82	97,1	93,2	95
5	73,4	86,4	80	90,6	93,2	92
6	95,1	96,5	96	98,5	99,5	99
7	91,6	91,6	92	95,8	93,3	95
8	90,2	91,9	91	95,9	96,7	96
9	91,3	93,2	92	96,9	95,0	96
10	86,6	93,8	90	95,5	96,4	96
11	92,6	93,4	93	96,3	94,9	96
12	90,3	94,0	92	93,9	93,8	94
13	89,3	79,3	84	97,6	93,1	95
14	86,7	77,2	82	93,0	94,3	94
15	95,9	84,2	90	98,80	95,2	97
16	89,8	77,0	83	99,40	94,5	97
17	93,5	96,2	95	96,80	97,5	97
18	95,3	94,5	95	97,20	96,3	97
19	94,1	95,4	95	96,70	96,7	97
20	92,8	91,0	92	95,70	93,1	94
21	93,9	81,5	88	98,50	97,5	98
22	92,3	93,2	93	95,40	97,7	97
23	84,5	87,9	86	99,00	99,5	99
24	93,2	92,3	93	95,30	98	97
25	98,6	93,2	96	99,30	97,9	99
26	91,0	90,2	91	96,20	98,8	98
27	94,9	92,9	94	99,20	98,2	99
28	83,6	62,9	73	93,00	86,6	90
29	87,9	86,2	87	99,20	99,2	99
30	90,6	93,4	92	98,10	99,4	99
31	88,5	79,6	84	96,20	94,6	95
33	85,6	78,7	82	97,60	95,3	96
34	89,1	80,0	85	97,60	96	97
35	92,7	87,0	90	97,00	98,8	98

Fonte: O autor,2018

Em vista disto, foram distribuídos os valores médios das porcentagens do critério Gama em três escore 1 (E1) no intervalo de $100\% \leq x < 95\%$ de aprovação; escore 2 (E2) intervalo $95\% \leq x < 90\%$ de aprovação e o escore 3 (E3) abaixo de 90% de aprovação. Dos trinta e quatro planos de tratamentos analisados com o critério Gama 3% e 3mm, sete pacientes da amostra ficaram no intervalo de $100\% \leq x < 95\%$, quinze pacientes da amostra ficaram no intervalo de $95\% \leq x < 90\%$ e doze abaixo de 90% de aprovação, que foram as pacientes com planejamento de mama ou plastrão com FSC, conforme figura 27.

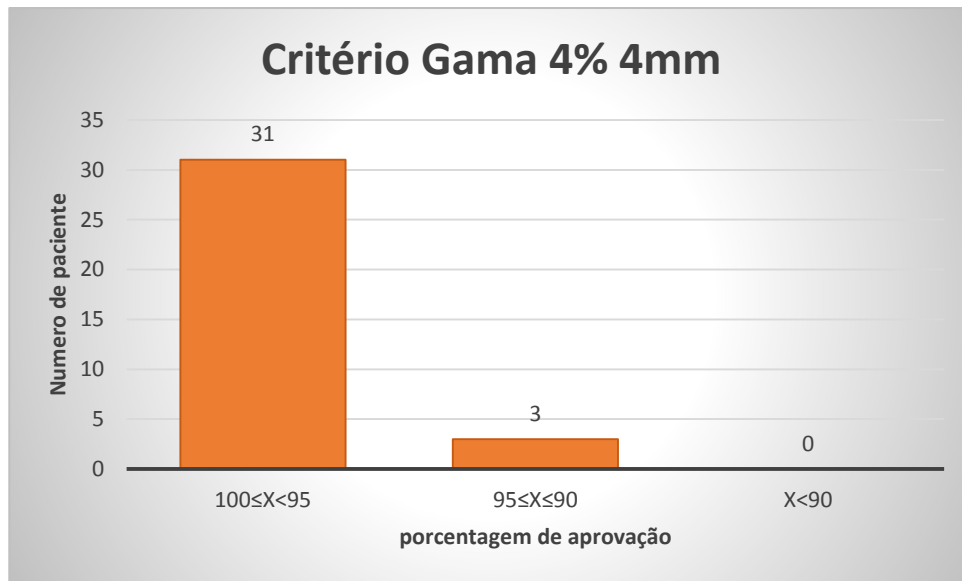
Enquanto para 4% e 4mm, os trinta e um planos de tratamento da amostra ficaram no intervalo de $100\% \leq x < 95\%$ e três pacientes da amostra ficaram no intervalo de $95\% \leq x < 90\%$ de porcentagem de aprovação, conforme figura 28.

Figura 27 - Gráfico da porcentagem de aprovação 3% 3mm do índice Gama versus os planos de tratamentos de câncer de mama



Fonte: O autor, 2018

Figura 28 - Gráfico da porcentagem de aprovação 4% 4mm do índice Gama versus os planos de tratamentos de câncer de mama



Fonte: O autor,2018

Vale destacar que não existem recomendações de parâmetros específicos de diferença de dose e DTA ou porcentagem de aprovação mínima e do limiar. Na análise do critério Gama 3% e 3mm dos 34 planos de tratamento de câncer de mama, doze pacientes tinham diagnóstico de mama exclusiva ou plastrão com FSC ficaram com aprovação menor que 90 %. Este fato ocorreu porque os planejamentos com FSC exigem uma modulação maior e conseqüentemente temos regiões de alta dose próximas de regiões de baixa dose que quando combinadas com a resolução espacial ruim do dispositivo, resulta em um percentual baixo de aprovação.

Na análise do critério Gama 4% 4mm todos planejamentos tiveram aprovação acima de 90% e 3 casos ficaram no intervalo de $95\% \leq x \leq 90\%$ em virtude do fator de modulação ter sido alto. Assim, após este trabalho, a instituição adotou o critério Gama de 4 % e 4 mm para 95% de aprovação para todos os planejamentos de mama (mama exclusiva, plastrão com FSC e mama com FSC).

Um ponto positivo das duas metodologias sugeridas neste trabalho foi que elas gastam menos tempo comparado ao modelo tradicional que utiliza o dispositivo 2D planar

CONCLUSÕES

Utilizando a primeira metodologia pode-se verificar que a utilização de um valor médio de UM com seu respectivo intervalo de confiança foi eficaz para verificação com a técnica de IMRT flash pois a mesma foi validada com 30 casos de planejamento e todos valores de UM ficaram dentro do intervalo estabelecido para que um nível de ação adotado. Vale ressaltar que este método serve como primeira barreira para evitar administração de altas UM como testado com a paciente 30 do quadro 5, todavia é conveniente complementá-lo com uma das outras duas metodologias aduzidas neste trabalho.

Em suma, através deste trabalho pode-se concluir que, para entregar a dose desejada de acordo com o planejamento através da técnica de IMRT Flash, o critério do cálculo manual proposto mediante a análise de trinta e quatro planos de tratamento, foi adequado, pois todos os desvios entre a UM planejado e calculada ficaram entre 0 e 5%. Ao combinar com a metodologia anterior, estabelece uma barreira eficaz de análise do planejamento com técnica de IMRT flash.

Existe uma tendência em adotar uma tolerância de aprovação entre 90% e 95% dos resultados da análise do critério Gama de 3% 3 mm, entretanto não há um consenso para esses valores, o ideal é que cada instituição adote um valor de acordo as suas necessidades e deficiências. Desta forma, para metodologia do controle da qualidade, para os planejamentos de mama, este trabalho propõe o critério Gama de 4% 4mm com uma aprovação mínima de 95%.

No tocante aos ganhos pessoais obtidos a partir das experiências na elaboração e aplicação deste trabalho, a vantagem da verificação independente da UM através do cálculo manual e comparação com valor médio de UM é poupar tempo de máquina, uma vez que o procedimento para coleta de dados com 2D-ARRAY Seven29[®] leva em torno de 30 min que são medidas demoradas e arranjos trabalhosos. Assim, ambas as metodologias propostas utilizadas para analisar o planejamento da mama com a técnica de IMRT Flash mostraram ser uma ferramenta eficiente e rápida no controle da qualidade.

REFERÊNCIAS

- 1 INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Estimativa 2018: Incidência de câncer no Brasil. INCA. Rio de Janeiro. 2018.
- 2 WORD HEALTH ORGANIZATION. Estimated age-standardized rates (World) of incident cases, breast cancer, worldwide in 2012. International Agency For Ressearch On Cancer(IARC), 2012. Disponivel em: <https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?mode=population&mode_population=who&population=900&sex=2&cancer=15&type=0&statistic=0&prevalence=0&color_palette=default&projection=globe>. Acesso em: 30 out. 2017.
- 3 WORD HEALTH ORGANIZATION. Estimated incidence, mortality and 5 year prevalence: Females. International Agency for Research on Cancer(IARC), 2012. Disponivel em: <<https://gco.iarc.fr/today/fact-sheets-populations?population=900&sex=2#collapse1>>. Acesso em: 30 out. 2017.
- 4 MENDEZ, L.C. et al. Cancer Deaths due to Lack of Universal Access to Radiotherapy in the Brazilian Public Health System. *Clinical Oncology*, v. xxx, p. 1-8, 29 august 2017.
- 5 KHAN, F. M. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. 2. ed. Philadelphia: Lippincott williams & Wilkins, 2007.
- 6 FERREIRA, C. G. M. (Coord.). *Radioterapia comtemporanea*. 1. ed. Rio de janeiro: Atheneu, v. 2, 2018.
- 7 AIRD, E. G. A.; CONWAY, J. CT Simulation for Radiotherapy Treatment Planning. *The British Journal of Radiology*, p. 937-949, 2002.
- 8 DEVIC, S. MRI Simulation for Radiotherapy Treatment Plannig. *Medical physics*, v. 39, p. 6781, October 2012.
- 9 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITIS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Report n° 83. ICRU. Bethesda, USA. 2010.
- 10 PODGORSK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A handbook For Teachers And Students*. Vienna: IAEA, 2005.
- 11 CAMARGO, A. V. D. *Planejamento 3D Em Radioterapia*. 1. ed. São Paulo: Lemar, 2018.
- 12 LU, X.Q. et al. A three-field breast treatment technique with precise geometric matching using multileaf collimator–equipped linear accelerators. *Radiation Oncology Biol. Phys*, v. 55, n. 5, p. 1420-1431, april 2003.
- 13 ALMEIDA, C. E. (Ed.) *Bases Físicas de um Programa de Garantia da Qualidade em IMRT*. Rio de Janeiro: [s.n.], 2012.

- 14 BOYER, A. L. et al. Intensity-Modulated Radiotherapy: Current Status And Issues Of Interest. *Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 51, p. 880-914, 2001.
- 15 CONVERY, D. J.; ROSENBLOOM, M. E. The Generation of Intensity-Modulated field for conformal radiotherapy by Dynamic Collimation. *Phys. Med. Bio.*, v. 37, p. 1359-1374, 1992. ISSN 6.
- 16 SPIROU, S. V.; CHUI, C. S. Generation of Arbitrary Intensity Profiles by Dynamic jaws or Multieaf Collimators. *Medical physics*, v. 21, p. 1031-1041, 1994.
- 17 SIOCHI, R. A. C. Minimizing Static Intensity Modulation Delivery Time sing An Intensity Solid Paradigm. *Int.J.Radiation Oncology Biol.Phys.*, v. 43, p. 671-680, 1999.
- 18 MIHAI, A. et al. Inverse Vs Forward Breast IMRT Plannig. *Medical Dosimetry*, v. 30, n. 3, p. 149-154, autumn 2005.
- 19 OZYIGIT, G.; GULTEKIN, M. Current Role of Modern Radiotherapy techniques in the management of Breas Cancer. *word J Clin Oncol*, v. 5(3), p. 425-439, Aug 2014.
- 20 PURDIE, T. G. et al. Automated Panning of Tangential Breast Intensity-Modulated Radiotherapy Using Heuristic Optimization. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 81, n. 2, p. 575-583, October 2011.
- 21 ASSELEN, B.V. An improved breast irradiation technique using three-dimensional geometrical information and intensity modulation. *Radiotherapy and Oncology*, v. 58, n. 3, p. 341-347, Mar 2001.
- 22 PLASTARAS, J. P.; BERMAN, A. T.; FREEDMA, G. M. Special cases for proton beam radiotherapy: re-irradiation, lymphoma, and breast cancer. *seminars in oncology*, v. 41, n. 6, p. 807-819, december 2014.
- 23 HALL, E. J.; WUU, C. S. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 56, n. 1, p. 83-88, May 2003.
- 24 BELLON, J. R. et al. *Radiation Therapy Techniques and Treatment Plannig for Breast Cancer*. USA: Springer, 2016.
- 25 Manual PROWESS Inc. *Treatment Plannig Sytems*, v. version 5.1, p. 199-214.
- 26 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad*. TECDOC-1151, Vienna, 2000.
- 27 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry Based Standards of Absorbed Dose to Water*, Technical Reports Series No. 398. IAEA. Vienna. 2000.
- 28 KUNG, J. H.; CHEN, G. T. Y.; KUCHNIR, F. K. A monitor Unit Verification Calculation in Intensity Modulated Radiotherapy As A Dosimetry Quality Assurance. *Medical Physics*, v. 27, n. 10, p. 2226-2230, oct 2000.

- 29 KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. The Physics of Radiation Therapy. 5. ed. Minneapolis: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- 30 AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Monitor Unit Calculations for external photon and Electron Beams, AAPM Report n° 71, USA, p. 34, 2014.
- 31 FURNARI, L. Controle da Qualidade em Radioterapia. São Paulo: Miró Editorial, 2012.
- 32 LOW, D.A. ET AL. Dosimetry tools and techniques for IMRT. Medical Physics, v. 38, n. 3, p. 1313-1338, March 2011.
- 33 VAN DYK, J. et al. Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers. Int.J.Radiation Oncology Biol. Phys., v. 26, p. 261-273, 1993.
- 34 LOW, D. A. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical Physics, v. 25, n. 5, p. 656-661, 2 MAY 1998.