



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

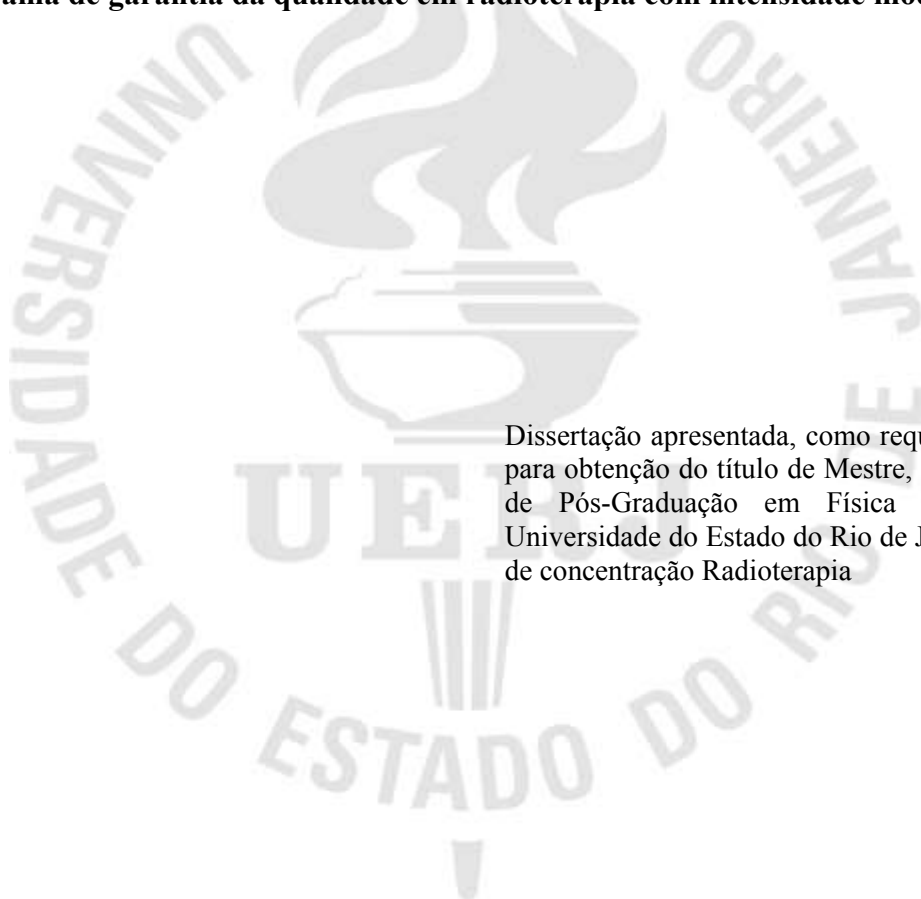
Emer Oliveira Pinheiro Sales

**Implementação de um programa de controle da qualidade como subsídio a  
um programa de garantia da qualidade em radioterapia com intensidade  
modulada**

Rio de Janeiro  
2018

Emer Oliveira Pinheiro Sales

**Implementação de um programa de controle da qualidade como subsídio a um programa de garantia da qualidade em radioterapia com intensidade modulada**



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. Carlos Eduardo Veloso de Almeida

Rio de Janeiro

2018

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

S163 Sales, Emer Oliveira Pinheiro.

Implementação de um programa de controle da qualidade como subsídio a um programa de garantia da qualidade em radioterapia com intensidade modulada / Emer Oliveira Pinheiro Sales. – 2018.  
205 f.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida

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. Algoritmos - Teses. 3. Oncologia – Brasil – Teses. 4. Radioterapia de intensidade modulada. 5. Equipamentos e provisões. 6. Controle de qualidade. I. Almeida, Carlos Eduardo Veloso de. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. 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

Emer Oliveira Pinheiro Sales

**Implementação de um programa de controle da qualidade com um subsídio a um programa de  
garantia da qualidade em radioterapia com intensidade modulada**

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 13 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Carlos Eduardo Veloso de Almeida (Orientador)  
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Camila Salata  
Comissão Nacional de Energia Nuclear

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Tânia Aparecida Correia Furquim  
Instituição: Rede D'Or São Luiz

Rio de Janeiro

2018

## DEDICATÓRIA

Aos meus filhos, Enzo e Sara Beserra Pinheiro Sales, minhas fontes de inspiração. Sem vocês eu não teria conseguido.

A minha mulher, Karla Pâmela de Sousa Beserra Sales, que mesmo ausente, sempre esteve presente e que sem seu apoio, não teria tido a paz necessária para me dedicar ao mestrado.

Aos meus pais Francisco Policarpo Pinheiro Sales e Antônia Valnice de Oliveira Pinheiro Sales. Pelo apoio, suporte e vida. Não importa o que aconteça, sempre serei o filho que os ama até o fim e além.

Ao meu tio, padrinho e primeiro professor, Luiz Antônio Pinheiro Sales. Um dia espero ser tão competente como o senhor.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, pela força inimaginável. Só o senhor sabe o quanto foi difícil abrir mão de tudo que amo e me importo. E ainda por cima, obrigado por me ajudar a suportar a desconfiança e os julgamentos de muitos. CONSEGUI.

Ao meu orientador Prof. Dr. Carlos Eduardo de Almeida pelos conselhos e a oportunidade de ser orientado pelo senhor.

Ao Governo do Estado do Acre, em nome de seu Governador Sebastião Viana e do Secretário de Estado de Saúde, Gemil Júnior, pela oportunidade de participar do mestrado.

A Diretora do Pró-Saúde, Izilda Carlota, pela força e compreensão dada a mim, obrigado.

A diretora do Hospital de Câncer do Acre, Mirza Félix e ao Diretor Adjunto Fernando Sampaio. Meus amigos queridos, sem vocês, eu não estaria tendo a oportunidade de escrever essas palavras de agradecimento.

Ao Centro Regional Integrado de Oncologia (CRIO), em nome da sua Diretora Presidente Suely Kubrusly e do Dr. Paulo Ernesto. Obrigado por permitirem a minha volta e realização desse trabalho.

Aos Radioncologistas do CRIO, em nome do Dr. Igor Veras, chefe do setor de radioterapia, obrigado pela confiança e discussões tidas. Foram meses de muito aprendizado.

Ao físico médico Marcos Diniz, e a dosimetrista Cláudia Patrícia, sem a sua ajuda de vocês, todos os dados coletados seriam inexistentes.

Ao físico médico Cláudio Henrique e a Física Médica Rose Florindo, o meu muito obrigado pelos ensinamentos aprendidos.

Ao Prof. Dr. Alfonso Varela, meu reconhecimento e agradecimento pelos conselhos que levarei pelo resto da minha vida. Desculpe-me se dei um pouco de trabalho.

A Prof. MSc. Érika Munoz, obrigado pelo mês de aprendizado em janeiro de 2017, sem aquele mês, não teria tido a base necessária para a realização dessa dissertação.

A todos os professores do curso de mestrado. Obrigado pelo tempo e dedicação de todos vocês.

A todos na Fundação do Câncer, pela “casa” criada no Rio de Janeiro. Isso facilitou muito a distância e saudades da família.

Ao meu Staff e físico responsável pelo meu aprimoramento, Marcos Vasques Moreira, PhD. Obrigado por plantar em mim a semente de responsabilidade e cuidado na radioterapia.

A um grande amigo que a física médica me proporcionou, Walter, D.Sc., um homem com um coração gigante. Deus te abençoe hoje e sempre.

Aos irmãos que fiz no curso, entre eles, Dayslon, Anderson (meu neguim), Ramirão (negão), Adenilson, Thyago, Marcos, Samuel. Obrigado pela força e companheirismo.

É isso aí Bixo, pensa que me enganas, e daí e daí

*Meu Avô Luis de França (in memoriam)*



## RESUMO

SALES, Emer Oliveira Pinheiro. *Implementação de um programa de controle da qualidade com um subsídio a um programa de garantia da qualidade em radioterapia com intensidade modulada*. 205 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Em Radioterapia a utilização de técnicas de tratamento com elevada conformação resultam da evolução técnica e tecnológica dos últimos anos. Pode destacar-se o desenvolvimento de novos algoritmos de cálculo de dose e a integração de novos dispositivos como o caso dos colimadores multilâminas com irradiações dinâmicas. Salienta-se também a possibilidade de aquisição de imagens com novas ferramentas e com uma menor contribuição de dose para o paciente. A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) é uma dessas técnicas que tem sido, nos últimos anos, mundialmente aplicada. Para a utilização clínica desta técnica, que permite obter distribuições de dose com uma preservação maior dos órgãos nobres ou a administração de doses mais elevadas aos volumes alvo, foi necessário consultar as indicações fornecidas pelos organismos internacionais e analisar as experiências de outros grupos de trabalho. Este trabalho sintetiza uma experiência que resultará na implementação da Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) do serviço de radioterapia do Centro Regional Integrado de Oncologia (CRIO). Foram elaborados os procedimentos referentes às várias atividades, desde as verificações iniciais antes da implementação da técnica de IMRT até à realização do tratamento diário passando pela aquisição de dados, validação da referida técnica, posicionamento e imobilização dos pacientes, elaboração e execução do controle da qualidade. Os resultados obtidos em todas as fases do processo de realização mostraram resultados importantes e que estão de acordo com as tolerâncias internacionais. Inclusive com os testes realizados com o ArcCheck, que demonstrou uma acurácia importante na avaliação de testes mecânicos e dosimétricos em IMRT.

Palavras-chave: Controle da qualidade. IMRT. Implementação. Elaboração. ArcCheck.

## ABSTRACT

SALES, Emer Oliveira Pinheiro. *Implementation of a quality control program with a subsidy to a program of quality assurance in radiotherapy with modulated intensity*. 205 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

In radiotherapy the use of highly conformation treatment techniques result from the technical and technological evolution of the last years. We can highlight the development of new dose calculation algorithms and the integration of new devices such as dynamic irradiation multilamellar collimators. It is also emphasized the possibility of acquisition of images with new tools and with a lower dose contribution to the patient. Intensive modulated radiotherapy (IMRT) is one of those techniques that has been applied worldwide in recent years. For the clinical use of this technique, which allows for dose distributions with a greater preservation of the noble organs or the administration of higher doses to the target volumes, it was necessary to consult the indications provided by the international organisms and to analyze the experiences of other working groups. This work summarizes an experience that will result in the implementation of Modulated Intensity Radiotherapy (IMRT) of the Radiotherapy Service of the Integrated Regional Oncology Center (CRIO). Procedures for the various activities were elaborated, from the initial verifications before the implementation of the IMRT technique to the daily treatment, through data acquisition, validation of this technique, positioning and immobilization of the patients, elaboration and execution of quality, QA elaboration and execution. The results obtained in all phases of the realization process showed important results and are in accordance with international tolerances. Including with the tests performed with ArcCheck, which demonstrated an important accuracy in the evaluation of mechanical and dosimetric tests in IMRT.

Keywords: Quality control. IMRT. Implementation. Elaboration. ArcCheck.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Gráfico TCP x NTCP.....	30
Figura 2 - Representação da influência do tamanho do detector e tamanho de campo.....	40
Figura 3 - Condição de equilíbrio eletrônico lateral.....	40
Figura 4 - Oclusão parcial da fonte pelo sistema de colimação.....	41
Figura 5 - Definição do tamanho de campo à medida que o mesmo diminui.....	42
Figura 6 - Distribuição normal.....	46
Figura 7 - Nível de tolerância, avaliação de uma ação e ação.....	50
Figura 8 - Equipamento Siemens Artiste.....	57
Figura 9 - Cabeçote do equipamento Siemens Artiste.....	59
Figura 10 - Esquema das MLCs dos diversos fabricantes.....	61
Figura 11 - Scanner 3D.....	63
Figura 12 - Câmara de ionização do tipo PinPoint.....	65
Figura 13 - Câmara de ionização do tipo Semiflex.....	66
Figura 14 - Diodo EDGE.....	67
Figura 15 - Organograma do processo de implementação da IMRT.....	88
Figura 16 - Scanner 3D utilizado para a obtenção das medidas.....	92
Figura 17 - Setup de realização das medidas com as câmaras de campo e de referência.....	93
Figura 18 - SSD a 100 cm.....	94
Figura 19 - Posicionamento da câmara de referência no campo.....	94
Figura 20 - Comparação do formato do ArcCheck com um slice da TC.....	95
Figura 21 - Software para avaliação do planejamento.....	96
Figura 22 - Padrões complementares das lâminas para o teste do alinhamento das MLCs.....	98
Figura 23 - Resultado Esperado no teste de alinhamento da MLC.....	99
Figura 24 - Vista do colimador mostrando o detalhe do Tongue and Groove.....	100
Figura 25 - Duas configurações de colimador de multilâminas complementares (A e C) que, quando expostas, produziram um padrão não uniforme, no qual, as linhas de subdosagem irão se evidenciar no efeito Tongue and Groove.....	101
Figura 26 - Posição das lâminas no teste da isocentricidade.....	103
Figura 27 - Representação da elipse na avaliação gama.....	106
Figura 28 - Estrutura para planejamento dos alvos múltiplos.....	110
Figura 29 - Estruturas para o planejamento da próstata.....	111

Figura 30 - Planejamento para cabeça e pescoço. ....	113
Figura 31 - Planejamento C Shape (Hard and Easy). ....	114
Figura 32 - Imagem de Raios X da câmara Farmer. ....	125
Figura 33 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo Farmer. ....	126
Figura 34 - Imagem de Raios X da câmara Semiflex. ....	127
Figura 35 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo Semiflex. ....	128
Figura 36 - Imagem de Raios X da câmara de Ionização do tipo PinPoint. ....	129
Figura 37 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo PinPoint. ....	129
Figura 38 - Imagem de Raios X do Diodo. ....	131
Figura 39 - Passo 1 para a calibração do ArcCheck. ....	143
Figura 40 - Passo final para a calibração do ArcCheck. ....	144
Figura 41 - Fluência calculada pelo TPS. ....	145
Figura 42 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	145
Figura 43 - Fluência obtida no TPS. ....	150
Figura 44 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	150
Figura 45 - Fluência obtida no TPS. ....	153
Figura 46 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	153
Figura 47 - Fluência obtida no TPS. ....	156
Figura 48 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	156
Figura 49 - Fluência obtida no TPS. ....	158
Figura 50 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	159
Figura 51 - fluência obtida no TPS. ....	161
Figura 52 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	161
Figura 53 - Fluência obtida no TPS. ....	164
Figura 54 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	164
Figura 55 - Fluência obtida no TPS. ....	166
Figura 56 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	167
Figura 57 - Fluência obtida no TPS. ....	169
Figura 58 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	169
Figura 59 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	172
Figura 60 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	172

Figura 61 - Fluência obtida no TPS.....	177
Figura 62 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	177
Figura 63 - Fluência obtida no TPS.....	180
Figura 64 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	181
Figura 65 - Fluência obtida no TPS.....	184
Figura 66 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	184
Figura 67 - Fluência obtida no TPS.....	186
Figura 68 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	186
Figura 69 - Fluência obtida no TPS.....	188
Figura 70 - Fluência obtida no ArcCheck. ....	188

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Avaliação da dose na superfície para os detectores utilizados.....	133
Gráfico 2 - Resultados obtidos na avaliação da profundidade de máxima dose. ....	135
Gráfico 3 - Resultados obtidos na avaliação das doses a 10 cm de profundidade. ....	135
Gráfico 4 - Avaliação dos resultados obtidos na profundidade de 20 cm. ....	136
Gráfico 5 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a esquerda no perfil inplane. ....	137
Gráfico 6 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a direita no perfil inplane. ....	138
Gráfico 7 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a esquerda no perfil crossplane. .	138
Gráfico 8 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a direita no perfil crossplane. ....	139
Gráfico 9 - Resultado obtido na avaliação na simetria para o perfil inplane.....	140
Gráfico 10 - Resultados obtidos na simetria no perfil crossplane. ....	141
Gráfico 11 - Resultado obtido na avaliação da planura no perfil inplane. ....	142
Gráfico 12 - Resultados obtidos na avaliação da planura no perfil crossplane. ....	142
Gráfico 13 - Resultado obtido na avaliação do perfil no eixo central X. ....	146
Gráfico 14 - Resultado obtido na avaliação do perfil no eixo $X = + 2$ cm.....	146
Gráfico 15 - Resultado obtido no eixo $X = - 2$ cm. ....	147
Gráfico 16 - Resultado obtido na avaliação do eixo central Y.....	147
Gráfico 17 - Resultado obtido no eixo $Y = + 2$ cm. ....	148
Gráfico 18 - Resultado obtido no eixo central $Y = - 2$ cm. ....	148
Gráfico 19 - Resultado na avaliação gama. ....	149
Gráfico 20 - Perfil obtido no eixo central X.....	151
Gráfico 21 - Perfil central no eixo Y. ....	151
Gráfico 22 - Resultados obtidos na avaliação gama.....	152
Gráfico 23 - Perfil obtido pelo ArcCheck no eixo central X.....	154
Gráfico 24 - Perfil obtido no eixo central Y pelo ArcCheck.....	154
Gráfico 25 - Resultado obtido na avaliação gama. ....	155
Gráfico 26 - Perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.....	157
Gráfico 27 - Perfil obtido no ArcCheck para o eixo Y.....	157
Gráfico 28 - Resultado obtido na avaliação gama. ....	158
Gráfico 29 - Resultado obtido no perfil do eixo central X. ....	159
Gráfico 30 - Perfil no eixo central Y obtido no ArcCheck.....	160
Gráfico 31 - Resultado da avaliação gama. ....	160

Gráfico 32 - Perfil central X obtido no ArcCheck.....	162
Gráfico 33 - Resultado no eixo Y obtido no ArcCheck. ....	162
Gráfico 34 - Resultado na avaliação gama. ....	163
Gráfico 35 - Perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.....	165
Gráfico 36 - Perfil no eixo central Y obtido no ArcCheck.....	165
Gráfico 37 - Resultado na avaliação gama. ....	166
Gráfico 38 - Perfil no eixo central X. ....	167
Gráfico 39 - Perfil no eixo central Y. ....	168
Gráfico 40 - Resultado na avaliação gama. ....	168
Gráfico 41 - Perfil no eixo central X. ....	170
Gráfico 42 - Perfil central no eixo Y. ....	170
Gráfico 43 - Resultado na avaliação gama. ....	171
Gráfico 44 - Perfil no eixo central X. ....	173
Gráfico 45 - Perfil no eixo X = + 5 cm.....	173
Gráfico 46 - Perfil no eixo X = - 5 cm. ....	174
Gráfico 47 - Perfil eixo central Y. ....	174
Gráfico 48 - Perfil no eixo Y = + 5 cm.....	175
Gráfico 49 - Perfil eixo Y = - 5 cm. ....	175
Gráfico 50 - Resultado na avaliação gama. ....	176
Gráfico 51 - Resultado obtido no eixo central X.....	178
Gráfico 52 - Perfil no eixo central Y. ....	178
Gráfico 53 - Perfil em Y = + 20 cm.....	179
Gráfico 54 - Perfil no eixo Y = - 20 cm. ....	179
Gráfico 55 - Resultado na avaliação gama. ....	180
Gráfico 56 - Perfil eixo central X. ....	181
Gráfico 57 - Perfil no eixo central Y no gantry de 0 graus. ....	182
Gráfico 58 - Perfil no eixo central Y a 90 graus.....	182
Gráfico 59 - Perfil no eixo central Y a 270 graus.....	183
Gráfico 60 - Resultado avaliação gama.....	183
Gráfico 61 - Resultado na avaliação gama. ....	185
Gráfico 62 - Perfil obtido no ArcCheck no eixo central X.....	187
Gráfico 63 - Resultado na avaliação gama. ....	187
Gráfico 64 - Perfil no eixo central X. ....	189
Gráfico 65 - Resultado avaliação gama.....	189

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Comparação das diversas normas sobre tolerâncias na variação do fator calibração.....	49
Quadro 2 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (testes mecânicos) .....	58
Quadro 3 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (posição dos eixos).....	58
Quadro 4 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (dose na profundidade). .....	58
Quadro 5 - Especificações mecânicas e dosimétricas MLC Siemens Artiste. ....	62
Quadro 6 - Resultados obtidos no aceite (mecânicos).....	62
Quadro 7 - Especificações do scanner 3D.....	64
Quadro 8 - Recomendações para a calibração das câmaras de ionização padrão e de campo. ....	69
Quadro 9 - Testes a serem realizados no comissionamento e controle de qualidade nas câmaras de ionização. ....	70
Quadro 10 - Testes recomendados para o controle da qualidade do eletrômetro.....	70
Quadro 11 - Testes recomendados para detectores semicondutores. ....	71
Quadro 12 - Testes recomendados para o array 2D.....	72
Quadro 13 - Testes recomendados para scanner 3D.....	72
Quadro 14 - Controles recomendados para a sala de moldes.....	73
Quadro 15 - Testes de segurança diários recomendados.....	76
Quadro 16 - Testes de segurança mensais e anual.....	76
Quadro 17 - testes mecânicos diários e mensais.....	77
Quadro 18 - Testes mecânicos anuais.....	78
Quadro 19 - Testes dosimétricos recomendados. ....	78
Quadro 20 - Testes recomendados para IMRT.....	80
Quadro 21 - Testes mecânicos diários recomendados para IMRT.....	80
Quadro 22 - Testes de segurança e mecânicos mensais recomendados para IMRT. ....	80
Quadro 23 - Testes mecânicos e dosimétricos anuais recomendados para IMRT. ....	81
Quadro 24 - Testes a serem realizados na aceitação e comissionamento do equipamento de tomografia. (Continua).....	83
Quadro 25 - Testes a serem realizados na aceitação e comissionamento do equipamento de tomografia. (Conclusão).....	84
Quadro 26 - Testes diários para o QA do tomógrafo. ....	85
Quadro 27 - Testes mensais para o QA do tomógrafo. ....	86



Quadro 28 - Testes anuais para QA do tomógrafo. ....	86
Quadro 29 - Testes opcionais realizados no comissionamento. ....	103
Quadro 30 - Parâmetros utilizados para a realização dos testes do TG 119.....	109
Quadro 31 - Metas a serem alcançadas com o planejamento. ....	111
Quadro 32 - Metas a serem alcançadas com o planejamento da próstata.....	112
Quadro 33 - Metas planejamento cabeça e pescoço. ....	113
Quadro 34 - Metas planejamento CShape fácil.....	115
Quadro 35 - Metas CShape difícil. ....	115
Quadro 36 - Confirmação nos dados do fabricante em relação as especificações das MLCs.....	116
Quadro 37 - Avaliação dos resultados dos testes mecânicos realizados no comissionamento .....	117
Quadro 38 - Resultado da avaliação de um ano nos testes de segurança realizados.....	119
Quadro 39 - Resultados obtidos na avaliação anual dos testes mecânicos.....	120
Quadro 40 - Resultados obtidos na avaliação anual dos testes dosimétricos. ....	121
Quadro 41 - Resultados obtidos mês a mês na avaliação dos testes de segurança.....	122
Quadro 42 - Resultados obtidos nos testes mecânicos mês a mês.....	122
Quadro 43 – Avaliação anual do rendimento. ....	123
Quadro 44 - Avaliação dosimetria mensal. ....	123
Quadro 45 Técnica utilizada para a obtenção dos Raios X realizados.....	124
Quadro 46 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo Farmer.....	126
Quadro 47 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo Semiflex.....	128
Quadro 48 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo PinPoint.....	130
Quadro 49 - Resultados obtidos na avaliação dos detectores baseados no AAPM TG 120...	132
Quadro 50 - Objetivos de doses alcançados no planejamento dos multialvos. ....	190
Quadro 51 - Resultados obtidos no planejamento da próstata.....	190
Quadro 52 - Resultados obtidos no planejamento de cabeça e pescoço.....	191
Quadro 53 - Resultados obtidos no planejamento CShape Easy.....	191
Quadro 54 - Resultados obtidos no planejamento CShape Hard.....	191
Quadro 55 - Resultados na avaliação gama.....	191

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
3DCRT	Three-Dimensional Radiation Therapy
$^{60}\text{Co}$	Fonte de Cobalto
$^{90}\text{Sr}$	Fonte de Estrôncio
BIMP	British Institute of Physics and Medicine
BNC	Bayonet Neill-Concelman
BSS	Basic Safety Standards
CCW	Counter-Clockwise
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CQ	Controle de Qualidade
CRIO	Centro Regional Integrado de Oncologia
CT	Computed Tomography
CV	Coefficiente de Variação
CW	Clockwise
DAO	Direct Aperture Optimization
DER	Densidade Eletrônica Relativa
DFI	Distância Fonte Isocentro
DFS	Distância Fonte Superfície
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiation and Oncology
Etc.	Etcetera
FOV	Field of Vision
FWHM	Full Width at Half Maximum
GQ	Garantia da Qualidade
Gy	Gray
HU	Hounsfield Units
IAEA	International Atomic Energy Agency
IARC	International Agency for Research on Cancer
ICRP	International Commission on Radiation Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurement

IEC	International Electrotechnical Commission
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
IPEM	Institute so Physics and Engineering in Medicine
ISRO	International Society of Radiation Oncology
MLC	Multileaf Collimator
NTCP	Normal Tissue Control Probability
ODI	Optical Distance Indicator
Off	Desligado
On	Ligado
PDD	Percentage Depth Dose
PGQ	Programa da Garantia da Qualidade
PMMA	Acrílico
QA	Quality Assurance
QUATRO	Quality Assurance Team for Radiation Oncology
Rad off	Radiation off
ROI	Region of Interest
ROSI	Radiation Oncology Safety Information System
RPC	Radiological Physics Center
SAD	Source Axis Distance
SAR	Síndrome Aguda da Radiação
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy
SRS	Stereotactic Radiosurgery
SSD	Source Skin Distance
TAR	Tissue Air Ratio
TBI	Total Body Irradiation
TCP	Tumor Control Probability
TG	Task Group
TMR	Tissue Maximum Ratio
TNC	Threaded Neill-Concelman
TPR <sub>20,10</sub>	Tissue Phantom Ratio
TRS	Technical Reports Series
TV	Television
UM	Unidade Monitora

V	Volts
WHO	World Health Organization
WL	Winston Lutz
WL-QA	Winston Lutz Quality Assurance Test
Z <sub>ef</sub>	Profundidade Efetiva

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
(	Abre Parêntese
$\rho$	Densidade
(X,Y,Z)	Coordenadas Cartesianas
)	Fecha Parêntese
,	Vírgula
.	Ponto
/	Dividido
:	Dois Pontos
;	Ponto e Vírgula
“	Abre Aspas
”	Fecha Aspas
$\pm$	Mais ou Menos
$\mu$ s	Microsegundo
cGy/s	Centi-Gray por Segundo
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup>	Centímetro ao quadrado
fA	Fano Ampere
g/cm <sup>3</sup>	Gramas por Centímetro Cúbico
Gy/min	Gray por Minuto
Gy/s	Gray por Segundo
hPa	Hector Pascal
Kg	Quilo
kPa	Quilo Pascal
mA	Milliampere
mC	Millicoulomb
mg/cm <sup>3</sup>	Miligramas por Centímetro cúbico
mm	Milímetro
mmHg	Milímetro de Mercúrio
ms	Milisegundo

MV	Milhões de Volts
nA	Nanoampere
nC/Gy	Nano Coulomb por Gray
°	Grau
°C	Graus Celsius
pA	Picoampere
pC	Picocoulomb
pC/Gy	Pico Coulomb por Gray
pC/Gy.cm	Pico Coulomb por Gray vezes Centímetro

## SUMÁRIO

	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	25
1	<b>OBJETIVOS</b> .....	27
1.1	<b>Objetivo Geral</b> .....	27
1.2	<b>Objetivo específicos</b> .....	27
2	<b>FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b> .....	28
2.1	<b>Garantia da qualidade em radioterapia</b> .....	28
2.2	<b>Exatidão em radioterapia</b> .....	29
2.3	<b>Acidentes e incidentes em radioterapia</b> .....	31
2.4	<b>Avaliação de um programa de garantia do controle da qualidade baseado na equipe QUATRO da Agência Internacional de Energia Atômica</b> .....	36
2.5	<b>Comissionamento da IMRT baseado no TG 106 da AAPM</b> .....	37
2.5.1	<u>Aceitação</u> .....	38
2.5.2	<u>Comissionamento</u> .....	38
2.5.3	<u>Validação</u> .....	38
2.6	<b>Quando um campo é considerado pequeno?</b> .....	39
2.6.1	<u>Falta de equilíbrio eletrônico lateral</u> .....	39
2.6.2	<u>Oclusão parcial da fonte primária de fótons</u> .....	40
2.6.3	<u>Tamanho do detector é comparável com o tamanho do campo</u> .....	41
3	<b>ANÁLISE DE INCERTEZAS E ESTATÍSTICA EM UM CONTROLE DA QUALIDADE</b> .....	43
3.1	<b>Incertezas e estatísticas</b> .....	43
3.2	<b>Definições</b> .....	43
3.2.1	<u>Incerteza da medida</u> .....	43
3.2.2	<u>Exatidão da medida</u> .....	43
3.2.3	<u>Repetibilidade</u> .....	44
3.2.4	<u>Variância</u> .....	44
3.2.5	<u>Distribuição normal</u> .....	45
3.2.6	<u>Coefficiente de variação</u> .....	47
3.3	<b>Diagramas de dispersão</b> .....	48
3.4	<b>Tolerância e níveis de ação</b> .....	48

3.5	<b>Equipamentos de garantia da qualidade</b> .....	51
3.5.1	<u>Etapas dos equipamentos de garantia da qualidade</u> .....	51
3.5.2	<u>Medidas do fator de calibração</u> .....	53
4	<b>MATERIAIS</b> .....	57
4.1	<b>Equipamento produtor de radiação</b> .....	57
4.2	<b>Sistema de colimação multilâminas</b> .....	58
4.2.1	<u>Características físicas do colimador multilâmina do acelerador linear Siemens</u> <u>Artiste</u> .....	59
4.3	<b>Fantoma</b> .....	63
4.3.1	<u>Sistema de escaneamento 3D</u> .....	63
4.4	<b>Equipamento para controle da qualidade</b> .....	64
4.4.1	<u>Dosimetria absoluta e relativa</u> .....	64
5	<b>METODOLOGIA</b> .....	68
5.1	<b>Elaboração do programa de equipamentos de medida</b> .....	69
5.1.1	<u>Câmara de ionização</u> .....	69
5.1.2	<u>Eletrômetros</u> .....	70
5.1.3	<u>Semicondutores</u> .....	71
5.1.4	<u>Array 2D</u> .....	71
5.1.5	<u>Fantoma de água e equipamento associado</u> .....	72
5.1.6	<u>Programa de garantia da qualidade da sala de moldes</u> .....	72
5.2	<b>Elaboração do controle da qualidade do acelerador linear sem IMRT</b> .....	74
5.3	<b>Elaboração do controle da qualidade do acelerador linear com IMRT</b> .....	79
5.4	<b>Elaboração de um programa para comissionamento e controle da qualidade para tomografia computadorizada</b> .....	81
5.5	<b>Elaboração do controle da qualidade do tomógrafo computadorizado utilizado para simulação de tratamento</b> .....	85
5.5.1	<u>Testes de controles da qualidade dos CT para simulação em radioterapia</u> .....	85
5.6	<b>Início da implementação clínica da IMRT do serviço de radioterapia do CRIO</b> .....	87
5.6.1	<u>Estratégia utilizada para a elaboração de testes e implementação da radioterapia por intensidade modulada</u> .....	87
5.7	<b>Comissionamento da IMRT baseado no TG 120 da AAPM</b> .....	89
5.7.1	<u>Testes baseados no TG 120 da AAPM</u> .....	89



5.8	<b>Testes dosimétricos realizados baseados no TG 106.....</b>	91
5.9	<b>Implementação clínica da IMRT do serviço de radioterapia do CRIO baseado no detector volumétrico ArcCheck da empresa Sun Nuclear.....</b>	95
5.9.1	<u>Por quê o ArcCheck?.....</u>	95
5.9.2	<u>Problemas com o ArcCheck?.....</u>	96
5.10	<u>Testes pré comissionamento do ArcCheck.....</u>	97
5.10.1	Avaliando o gantry com o ArcCheck.....	97
5.11	<b>Teste recomendado por LoSasso.....</b>	97
5.11.1	<u>Alinhamento da MLC.....</u>	97
5.11.2	<u>Transmissão da MLC.....</u>	99
5.11.3	<u>Efeito Tongue and Groove.....</u>	100
5.12	<b>Teste recomendado pela Furnari.....</b>	102
5.12.1	<u>Projeção do campo luminoso.....</u>	102
5.13	<b>Teste recomendado por Galvin.....</b>	102
5.13.1	<u>Isocentricidade.....</u>	102
5.14	<b>Teste recomendado por Daniel Venecia.....</b>	103
5.15	<b>Calibrando o ArcCheck.....</b>	104
5.16	<b>Metodologia empregada na avaliação e interpretação dos resultados obtidos na implementação da IMRT.....</b>	105
5.16.1	<u>Processo de análise do índice <math>\gamma</math>.....</u>	105
5.16.2	<u>Processo de análise do índice <math>\gamma</math>, modificado, pelo software do ArcCheck.....</u>	107
5.17	<b>Comissionamento da IMRT baseado no TG 119 da AAPM.....</b>	108
5.17.1	<u>Descrição geral dos testes.....</u>	109
5.18	<b>Testes para comissionamento da IMRT baseado no TG 119 da AAPM.....</b>	110
5.18.1	<u>Alvos múltiplos.....</u>	110
5.18.2	<u>Próstata.....</u>	111
5.18.3	<u>Cabeça e pescoço.....</u>	112
5.18.4	<u>Formato em C (Cshape).....</u>	114
6	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	116
6.1	<b>Resultados obtidos nas validações dos dados do fabricante nas MLCs.....</b>	116
6.1.1	<u>Especificações do fabricante sobre as MLCs.....</u>	116
6.1.2	<u>Especificações mecânicas do fabricante sobre as MLCs.....</u>	117

6.2	<b>Resultados obtidos na implementação durante o ano de 2017/2018 do novo programa de garantia da qualidade do CRIO</b> .....	118
6.2.1	<u>Resultados obtidos no controle da qualidade</u> .....	118
6.3	<b>Resultados Obtidos no Comissionamento baseado no TG 120 da AAPM</b> .....	124
6.3.1	<u>Inspeção por Raios X nas câmaras de ionização do tipo Farmer</u> .....	124
6.3.2	<u>Inspeção por imagens de Raios X das câmaras do tipo Semiflex</u> .....	127
6.3.3	<u>Imagem por Raios X da câmara de ionização do tipo PinPoint</u> .....	128
6.3.4	<u>Imagem por Raios X diodo</u> .....	130
6.3.5	<u>Resultados obtidos com os testes recomendados pelo AAPM TG 120 para o conjunto dosimétrico</u> .....	131
6.4	<b>Resultados Obtidos no Comissionamento baseado no TG 106 da AAPM</b> .....	132
6.4.1	<u>Percentual de dose na profundidade (PDD)</u> .....	132
6.4.2	<u>Perfil de um feixe de radioterapia</u> .....	136
6.5	<u>Validação do ArcCheck como ferramenta única de QA</u> .....	143
6.5.1	<u>Calibrando o ArcCheck</u> .....	143
6.5.2	<u>Validando o ArcCheck como ferramenta para a avaliação do alinhamento da MLC</u> .....	144
6.5.3	<u>Validando o ArcCheck como ferramenta para a avaliação da projeção do campo luminoso da MLC e dosimétricos</u> .....	152
6.5.4	<u>Testes opcionais (Daniel)</u> .....	185
6.6	<b>Resultado da avaliação (validação) do comissionamento da IMRT baseado no TG 119 da AAPM com ArcCheck</b> .....	190
	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	193
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	194

## INTRODUÇÃO

A radiação ionizante foi empregada pela primeira vez em medicina por volta do século 19, após a descoberta dos Raios X. Nos últimos 100 anos, os tratamentos utilizando Raios X vêm sendo aplicados cada vez mais na medicina não somente em diagnósticos, mas também em radioterapia [69].

O benefício evidente da administração correta dos procedimentos empregando radiação ionizante para pacientes propicia a difusão de sua utilização, embora os padrões de seu emprego variem significativamente ao redor do mundo.

A radiação é utilizada de diversas maneiras em radioterapia, onde a intenção clínica é entregar níveis de dose em volumes alvos bem definidos para um tratamento eficiente no paciente [105].

Em 2001, a Conferência Internacional de Málaga promovida pela *International Atomic Energy Agency* (IAEA) e colaboradores confirmaram que o principal modo de tratamento é a teleterapia, uma das modalidades de tratamento da radioterapia, com a possibilidade de utilizar energias de fótons e elétrons disponíveis em acelerador linear [104, 122].

Nos últimos 15 anos, o emprego crescente de aceleradores lineares, que fornecem feixes de fótons e elétrons de até 50 MeV, tem contribuído para o grande avanço nos tratamentos em radioterapia.

O uso médico de radiação é o único em que os pacientes são expostos intencionalmente à radiação. O objetivo na terapia de radiação é duplo: entrega de dose e distribuição de dose que seja a mais adequada para o controle do tumor, e também minimizar complicações no tecido normal [40,93].

Em aplicações terapêuticas, as doses são altas e um desvio da dose prescrita pode ter consequências severas ou até mesmo fatais. O sucesso ou a falha de um tratamento de radioterapia depende da dose depositada no volume alvo, e não deve variar mais que 5% da dose prescrita [70, 71, 72].

Por isso há uma grande necessidade de assegurar proteção adequada do paciente durante a aplicação da radiação e segurança na radioterapia para que as células do tecido normal sejam preservadas o máximo possível [117].

Para realizar o tratamento de forma adequada é necessário que todo o pessoal envolvido seja apropriadamente treinado em suas tarefas, que o equipamento atenda às especificações

nacionais e internacionais relevantes para o uso seguro da radiação, além do envolvimento da cultura de segurança nas atividades de rotina nos departamentos de radioterapia [4, 6, 7, 8].

Muitos profissionais devem interagir e trabalhar juntos nos cálculos e medidas dosimétricas, e assim, poder evitar possíveis erros. Apesar de todos os cuidados que são tomados, muitos incidentes ou acidentes sérios ocorridos em radioterapia são relatados na literatura. Uma revisão dos acidentes e incidentes ocorridos em radioterapia demonstra que as falhas são, em sua maioria, devida a erros humanos [14, 16,].

Nos acidentes ocorridos em radioterapia os efeitos colaterais são usualmente menores e transientes e de maior frequência; enquanto que complicações mais severas e de longo tempo são esperadas em menor frequência [18].

Acidentes resultando em doses abaixo das doses prescritas podem pôr em risco a probabilidade do controle tumoral. Esses acidentes são difíceis de serem descobertos e podem ser detectados após um longo período de tempo e assim, envolver um grande número de pacientes [18].

No caso de superexposições, nota-se, uma rápida modificação celular, muitas vezes levando à necrose do tecido. Para evitar esses erros de tratamento, ocasionando em doses não desejadas, são recomendados programas de garantia de qualidade específicos pelas organizações nacionais e internacionais [20].

Nesse sentido é importante discutir os acidentes já ocorridos a fim de procurar aprender lições para evitá-los. As lições podem ser observadas dos acidentes, seguindo os padrões internacionais de segurança básica. Se forem aprendidas lições também com as experiências dos outros, pode-se fazer um trabalho melhor de proteção aos pacientes [42, 43].

O grupo que abriu caminho nesse propósito foi o grupo europeu *Radiation Oncology Safety Information System* (ROSIS) [53, 56, 57, 60, 127]. O grupo iniciou seu trabalho em 2001, com a colaboração de Mary Coffey e Ola Holmberg, para explorar os incidentes em serviços de saúde, particularmente em radioterapia, observar seu impacto, métodos de prevenção, detecção e/ou correção e, como objetivo final, fornecer dados úteis e a devida compreensão a fim de minimizar os riscos de incidentes em radioterapia [59, 67, 74, 75].

# **1 OBJETIVOS**

## **1.1 Objetivo geral**

Implementação e elaboração do novo programa de garantia e controle da qualidade da modalidade de radioterapia de intensidade modulada (IMRT) do serviço de radioterapia do centro regional integrado de oncologia (CRIO).

## **1.2 Objetivos específicos**

- a) Implementar a nova modalidade radioterápica (IMRT).
- b) Comissionamento dos acessórios dosimétricos recomendados para IMRT.
- c) Elaboração do programa de garantia e controle da qualidade para as modalidades 3DCRT e IMRT.
- d) Validação do detector volumétrico ArcCheck como ferramenta para a realização do QA para a modalidade de IMRT.

## 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 2.1 Garantia da qualidade em radioterapia

O organismo *World Health Organization* (WHO) define e justifica Controle da Qualidade (CQ) em radioterapia por várias razões. Porém, o principal argumento para justificar um programa de Controle da Qualidade é que este é o método mais simples e eficaz de reduzir e prevenir acidentes [90, 94, 142, 143].

A garantia de qualidade (GQ) em radioterapia é definida como: "Todos os procedimentos que asseguram a consistência entre a prescrição clínica da dose e sua administração uniforme e exata ao paciente, com relação ao volume alvo, às limitações da dose ao tecido sadio, às exposições mínimas ao pessoal envolvido no trabalho e nas verificações das dosimetrias nos pacientes, para melhorar os resultados do tratamento e reduzir os acidentes nos centros de tratamento" [96].

Um programa de GQ, para um centro de tratamento com radioterapia, consiste da monitoração sistemática de medidas e de procedimentos, visando à qualidade e ao cuidado apropriado ao paciente. Esse programa deve ser abrangente [23], incluindo os aspectos administrativos, clínicos, físicos e técnicos; logo, uma equipe multidisciplinar deve ser formada, com um representante de cada área, que definirá assim, critérios gerais ou padrões de qualidade que deverão ser seguidos pela instituição [111, 120].

O controle de qualidade é definido como: "O processo regulatório através do qual o desempenho atual da qualidade é medido, comparado com padrões existentes". O controle de qualidade é uma parte da GQ e refere-se às técnicas operacionais e atividades empregadas [113].

Para realizar um programa de GQ [121], são realizados testes que têm como objetivo avaliar e medir o comportamento funcional dos equipamentos de teleterapia, os quais podem variar devido a defeitos eletrônicos e/ou falhas mecânicas. Portanto, as seguintes ações são necessárias:

- a) medidas de controle de qualidade (CQ), que ajudem a recuperar, manter e/ou melhorar a qualidade dos tratamentos.
- b) monitoração sistemática, com o objetivo de garantir as características funcionais, tanto dos equipamentos de terapia quanto dos de medida.

Uma avaliação dos procedimentos clínicos em radioterapia indica a necessidade de um alto grau de exatidão para produzir o resultado desejado das taxas de controle do tumor tão altas quanto possível, mantendo as taxas de complicação em níveis aceitáveis. Os procedimentos de GQ em radioterapia podem ser caracterizados como:

- a) Redução de incertezas e erros em dosimetria, planejamento de tratamento, desempenho do equipamento, entrega do tratamento, etc., melhorando a dosimetria e a exatidão geométrica, e precisão da entrega de dose [97].
- b) Redução não somente da probabilidade de acidentes e ocorrência de erros, como também aumento da probabilidade de serem reconhecidos e retificados mais cedo, dessa forma reduzindo [98] as consequências para o tratamento do paciente. Esse não é o caso somente de grandes acidentes, mas também de incidentes menores de maior probabilidade.
- c) Possibilidade de uma Inter comparação segura de resultados entre diferentes centros de tratamento em radioterapia, assegurando uma uniformidade maior, dosimetria precisa e entrega do tratamento. Isto é necessário para o processo clínico e também para compartilhar a experiência clínica em radioterapia e transferência de informações entre os centros.
- d) Tecnologia avançada e tratamentos mais complexos utilizados na radioterapia atual somente podem ser completamente explorados se aprovacionados com um alto nível de exatidão e consistência alcançada [99].

## 2.2 Exatidão em radioterapia

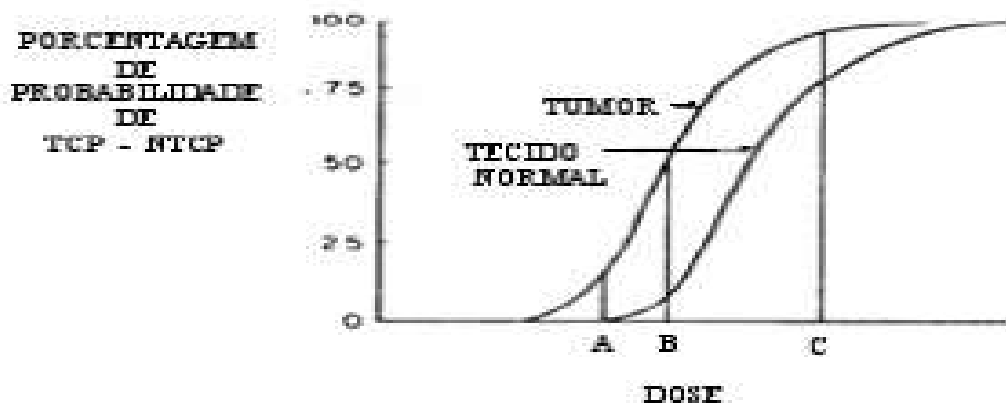
Várias recomendações, levando em conta a evidência dos dados clínicos, têm sido relatadas sobre a exatidão exigida na radioterapia. As imposições clínicas para exatidão são baseadas na evidência das curvas de dose-resposta para a probabilidade do controle do tumor, *Tumour Control Probability* (TCP), e a probabilidade de complicações no tecido normal, *Normal Tissue Complications Probability* (NTCP), em que são necessárias considerações cuidadosas nos tratamentos em radioterapia para uma prática adequada [73].

De acordo com o protocolo ICRU [69] que revisou os dados sobre o TCP, recomenda uma incerteza limite de 5% na entrega de dose absorvida no volume alvo. Isto tem sido amplamente aplicado como um padrão, embora não estabelecido explicitamente.

A probabilidade do controle local do tumor sem complicações tem um valor máximo que fornece a base para a justificação e otimização da radioterapia (dose, fracionamento de dose e distribuição de dose).

Se a complicação no tecido normal for evitada completamente, a dose de radiação não pode exceder o ponto A; a TCP está baixa. Aceitando uma NTPC relativamente pequena, a dose de radiação pode ser aumentada para o ponto B, e o TCP é significativamente aperfeiçoado. Um aumento adicional da dose de radiação acima do ponto C, resulta em um aumento na taxa de complicação com um aumento insignificante na TCP.

Figura 1 - Gráfico TCP x NTCP



Fonte: O autor, 2017.

As exigências da exatidão para o tratamento da radioterapia devem ser basicamente derivadas do comportamento radiobiológico das células tumorais e dos tecidos normais, bem como das evidências clínicas que representam este comportamento. Nesse contexto deve ser mantido em mente que a evidência clínica obtida seja capaz de impedir incertezas na dose entregue e variações nas características das células do tumor.

No relatório recente do *Institute of Physics and Engineering in Medicine* (IPEM) [59] foi realizada uma avaliação geral da evidência clínica sobre a importância da exatidão em radioterapia, concluindo que uma diferença na dose absorvida de 10% é detectável nos tumores e que uma diferença de 7% na dose absorvida pode provocar reações nos tecidos normais, levando a possíveis danos no tecido.



Questiona-se atualmente, se um desvio padrão de  $\pm 2,5\%$  na administração da dose a um paciente, é um critério muito rigoroso, e se o limite deveria ser maior; não existem, no entanto, recomendações definitivas nesse sentido. O que a radiobiologia e a radioterapia modernas confirmam é a necessidade de administrar a dose com alta exatidão, sobretudo quando se aplicam técnicas nas quais se aumenta a dose prescrita para níveis sem precedentes. Além disso, as possibilidades atuais em radioterapia usando técnicas modernas de diagnóstico para a delimitação de volumes-alvo e aceleradores avançados para a irradiação de pacientes, só podem ser aproveitadas de maneira adequada se houver um alto nível de exatidão na determinação da dose absorvida.

Há muitos passos ao longo do processo de tratamento que se relacionam com aspectos físicos, desde a calibração do feixe clínico até o cálculo do tempo de irradiação ou da unidade monitor, e todos os passos incluem erros e incertezas de maior ou menor grau [79]. Considerando que há outras possíveis fontes de erro e incerteza nos aspectos puramente clínicos e também nos modelos radiobiológicos, é necessário aumentar as precauções em cada passo e minimizar seus erros e incertezas, a fim de garantir que a exatidão final do tratamento seja aceitável [82].

Então, a exatidão recomendada na dose entregue é geralmente de 5% a 7% dependendo dos fatores planejados para serem incluídos. Sobre a exatidão espacial, está em torno de 5 mm a 10 mm, sendo usualmente determinada, dependendo dos fatores planejados que são incluídos.

### 2.3 Acidentes e incidentes em radioterapia

A terapia realizada utilizando a radiação ionizante refere-se a práticas com fontes de feixes externos, a teleterapia, realizada principalmente com feixes de fótons e elétrons produzidos em aceleradores lineares e também através de fontes de cobalto-60, fornecendo radiação gama; e a braquiterapia. Nos eventos estudados torna-se importante conhecer alguns conceitos pertinentes aos estudos realizados neste trabalho definidos de acordo com o *Basic Safety Standards* (BSS) [66]:

- a) Exposição Potencial: é a exposição que pode resultar de um acidente devido a um evento ou a uma sequência de eventos de natureza probabilística; a probabilidade é menor que um, quando não desprezível;

- b) Exposição Normal: é a exposição que se espera ter quando está se operando sob condições normais, incluindo infortúnios ou erros menores cuja probabilidade de ocorrer não é significativamente menor que um.

As duas definições anteriores abrangem todas as exposições de uma fonte da radiação e aplicam-se à exposição ocupacional, pública e médica:

- a) Exposições médicas: são exposições incorridas por indivíduos durante os exames diagnósticos ou tratamento e nas exposições, à exceção da ocupacional, intencionalmente toleradas e dispostas pelos indivíduos que ajudam na sustentação e no conforto dos pacientes que se submetem ao diagnóstico e ao tratamento. A exposição médica inclui também as exposições incorridas pelos voluntários que participam dos programas da pesquisa biomédica;
- b) Exposição acidental: refere-se a todo evento não intencionado, incluindo os erros de operação, as falhas de equipamento ou outros infortúnios, as consequências ou as consequências em potencial que são significativas do ponto de vista da proteção ou da segurança. Em radioterapia a exposição acidental ou uma má administração do feixe externo, caracteriza-se quando a diferença entre a dose prescrita e a dose entregue é igual ou superior a 10%.

A exposição potencial é referida como o potencial para acidentes em radioterapia ou envolvendo fontes de radioterapia, trazendo consequências relevantes à segurança.

Um incidente é uma mudança na conduta normal do sistema, não desejada ou inesperada, que causa ou tem um potencial para causar um resultado adverso para pessoas ou equipamentos.

Atualmente, considera-se a prevenção de erros na radioterapia como uma componente da gestão de qualidade [63, 64, 65]. Princípios técnicos e administrativos precisam ser aplicados para prevenir exposições não intencionais e minimizar as consequências, caso elas ocorram. Esses princípios começam com uma avaliação sistemática do equipamento e procedimentos de tratamento, seguida pela aplicação de medidas de segurança e a integração da prescrição e entrega do tratamento em uma aproximação global.

Várias experiências têm demonstrado que, em uma situação incomum, por exemplo, após a falha de um equipamento ou quando aparecem sinais conflitantes no console do

equipamento, o comportamento da equipe é frequentemente inseguro. Suposições erradas são feitas ocasionando assim as exposições acidentais. Torna-se necessária a inclusão de situações incomuns em exercícios de treinamento da equipe e a discussão de casos históricos para ajudar a equipe a reconhecer os possíveis problemas em potencial.

A publicação do relatório da IAEA fornece uma revisão dos eventos que constituem incidentes ou acidentes relacionados à radiação para uso terapêutico [68].

Esse relatório de segurança é um compêndio de um número grande de eventos que podem servir como uma lista para testar a vulnerabilidade da ocorrência de acidentes em potencial e fornecer assim dados para aperfeiçoar a segurança na utilização da radiação. A apresentação desse relatório pode permitir que um membro da equipe de tratamento em radioterapia questione a possibilidade de que aquele evento, ocorrido em outra instituição, possa ocorrer também em sua instituição.

Os eventos presentes nesse relatório têm sido relatados por autoridades regulatórias e associações profissionais em que, nenhum indivíduo, instituição ou país são identificados. Esse método adotado de apresentação é com a finalidade de encorajar indivíduos e instituições a relatarem acidentes ou falhas sem causar constrangimentos profissionais. Consequentemente, com as lições aprendidas de exposições acidentais ocorridas, podem-se adotar medidas para prevenir acidentes ou minimizar as consequências se os acidentes ocorrerem.

Em 2001, a Conferência Internacional de Málaga promovida pela IAEA confirmou que há lacunas para reduzir os riscos radiológicos envolvidos em usos diagnósticos e terapêuticos da radiação sem reduzir os benefícios médicos.

Reconheceu-se que toda pessoa da equipe envolvida no cuidado da saúde tem um papel relevante. A instrução e o treinamento da equipe de funcionários e os arranjos apropriados da garantia de qualidade foram considerados como essenciais para essa finalidade.

A radioterapia é uma ferramenta extremamente importante no tratamento do câncer. Entretanto, é essencial limitar as exposições dos tecidos saudáveis e o risco da exposição acidental. A garantia de qualidade é essencial para a proteção do paciente assegurando o tratamento seguro e eficaz, incluindo a prevenção da exposição médica acidental.

Vários acidentes têm sido reportados pela IAEA e na literatura evidenciando assim, diversos erros. Muitos acidentes ocorreram devido à falha no programa de qualidade ou negligência, conduzindo a consequências clínicas.

Em 2006, um relatório de segurança foi elaborado e revisado por membros da IAEA, representantes da *International Society of Radiation Oncology (ISRO)* e outros órgãos regulatórios, com o objetivo de implementar o *International Basic Safety Standards for*

*Protection* (BSS) para radiações ionizantes aplicados à medicina nuclear e especialmente à radioterapia.

O trabalho desenvolvido relata casos históricos dos maiores acidentes ocorridos mundialmente devido à perda de fontes de radiação e também de exposições impróprias de pacientes, ilustrando as consequências dos procedimentos recomendados e não seguidos. Os padrões de segurança requeridos são explicados em termos de condições de serviços, limitação de doses em radioterapia, classificação de áreas, monitoramento e taxa de exposição, e vigilância. O documento é um guia importante de regulamentos para procedimentos operacionais e treinamento.

Estudos realizados recentemente demonstram que a complexidade de planejamento e tratamento para pacientes utilizando radioterapia vem aumentando, e isto aumenta também o potencial de ocorrências de erros.

Erros humanos são uma importante fonte de falhas em todos os passos do planejamento e da radioterapia. Isto é devido em parte pela introdução de novos procedimentos e técnicas de tratamento. Esse avanço não necessariamente vem acompanhado do aumento da capacidade de verificação. Embora o uso de sistemas de registro e verificação tem aumentado, alguns autores têm sugerido que estes dispositivos podem contribuir para propagar erros, frequentemente são utilizados sistemas para aumentar a eficiência do sistema em vez de sistemas de garantia de qualidade. Existem vários estudos detalhados realizados sobre análises de erros em tratamento com radiação em termos de como os erros ocorreram. Embora a consequência dosimétrica possa ser óbvia em muitos casos, não há um estudo detalhado a esse respeito.

De janeiro de 2001 a junho de 2003 Klein et al. [46] examinaram erros em potencial em termos de cenários, frequência de ocorrência e dosimetria, com o objetivo de priorizar a prevenção de erros. Todos os erros revelados e/ou descobertos foram rastreados nos 3964 casos de terapia iniciados e sem a transferência completa eletrônica dos dados de tratamento do setup.

Nos tratamentos com feixes de fótons, foram investigados os erros de SSD (Distância foco-superfície) incorreta, energia, omissão de filtro (físico, dinâmico ou universal), ou filtros compensadores, filtro incorreto ou orientação do filtro físico, rotação de arcoterapia imprópria. Também foram investigados erros na geometria devido à angulação do cabeçote incorreta, colimador ou tabela de ângulos incorretos, direção do campo invertida, e erros no setup e de posicionamento do paciente.

Para terapia com feixes de elétrons, os erros investigados incluíram energias incorretas, SSD incorreto, erros geométricos. Para os procedimentos especiais foram investigados erros na

irradiação de corpo inteiro, (TBI, tamanho de campo incorreto, taxa de dose, distância do tratamento) e radiocirurgia em aceleradores lineares [47].

Detalhes foram levantados para cada erro com identificação se o sistema de registro e verificação possivelmente propagou o erro, ou como em alguns casos, não foi utilizado para tratamento. A probabilidade de erros foi determinada e subsequentemente classificada de acordo com a história de detecção para erros.

Durante esse período de tempo, decisões foram tomadas para mudar o processo ou adicionar uma verificação de garantia de qualidade adicional. Estas decisões foram baseadas na frequência e no impacto dosimétrico.

De acordo com Klein et al. caminho do erro pode ser detectável de três formas:

a) Um erro que é facilmente detectável antes da primeira fração pelo filme portal. Embora ocorra em maior frequência, eles são quase sempre detectados após a segunda fração e por esta razão tem nenhuma longevidade e subsequentemente nenhum impacto dosimétrico.

b) Um erro que não é detectável pelo filme portal, mas tem uma alta probabilidade de ser detectado pela dosimetria *in vivo* utilizando dosímetros de diodo e/ou revisão inicial da ficha pelo físico. Essas verificações devem ocorrer antes da segunda fração, mas têm sido realizadas até cinco frações. Em todo caso há uma longevidade mínima e, conseqüentemente, somente um impacto dosimétrico mínimo.

c) Um erro que não seja detectável pelo filme portal ou pela leitura do dosímetro de diodo no eixo central ou pela revisão inicial da ficha técnica do paciente pelo físico. Esses erros, embora menos frequentes, têm a possibilidade de não serem descobertos através de muitas frações do tratamento e em muitos casos (por exemplo, um acessório incorretamente orientado) tenham impacto dosimétrico muito elevado.

Segundo Klein et al. os erros geométricos são os erros mais prováveis. Estes ocorrem muitas vezes devidos ao setup impróprio, ou seja, erros de posicionamento, através de transferência de coordenadas ou forma do campo incorreto. O impacto dosimétrico é único para cada caso e depende da proporção de campos incorretos e volume tratado inadequadamente. Esses erros são de vida curta devido ao processo rápido de detecção através do filme portal.

A partir dos trabalhos de Klein, o *Professional Information and Clinical Relations* formou o *Task Group* 103 (TG 103), um grupo tarefa, com mecanismos para revisão pareada na física clínica da radioterapia, para assegurar que tais revisões venham a ser uma ferramenta produtiva para o clínico e o físico com a finalidade de manter o alto padrão profissional. Os encargos do *Task Group* são recolher informação sobre processos existentes de auditoria, tal como *Radiological Physics Center* (RPC), auditorias locais e programas credenciados de prática.

#### **2.4 Avaliação de um programa de garantia do controle da qualidade baseado na equipe QUATRO da Agência Internacional de Energia Atômica**

Auditorias externas independentes são uma parte necessária de uma qualidade abrangente programa de garantia (QA) em oncologia de radiação. As auditorias de qualidade podem ser de vários tipos e níveis, seja a revisão de partes críticas específicas da radioterapia processo (auditorias parciais) ou avaliação de todo o processo (auditorias abrangentes).

Todos os procedimentos estão bem descritos em diversas publicações da IAEA e revisadas pelos pares. A IAEA através de um dos seus programas de cooperação técnica tem recebido vários pedidos de países em desenvolvimento para realizar uma análise mais abrangente auditorias de seus serviços de radioterapia, seja a nível nacional ou individual instituições.

A AIEA, para solucionar a demanda, convocou um grupo consultivo, composto de radio-oncologistas e físicos médicos, para elaborar diretrizes para equipes de auditoria da AIEA para iniciar, executar e relatar tais auditorias abrangentes. Para o grupo, foi dado o nome de Equipe de Garantia da Qualidade para Radioterapia (QUATRO) [61, 62, 63].

O termo auditoria, conforme utilizado, é sinônimo de avaliação externa independente, avaliação ou avaliação por pares. A auditoria coloca em ênfase a estrutura de radioterapia e nos processos, em vez do resultado do tratamento.

Para capturar o nível real de competência de um departamento, a auditoria aborda simultaneamente as questões de equipamentos, infraestrutura e operação de prática clínica. Uma parte importante da auditoria é orientada para o paciente.

Os procedimentos de física clínica e médica incluem segurança de radiação e paciente proteção quando apropriado.

A interpretação dos resultados da auditoria é feita contra os adequados critérios de boas práticas de radioterapia (padrões de qualidade). Como um exemplo de tais critérios, a IAEA deu uma descrição do projeto e implementação de um programa de radioterapia sobre física clínica, física, proteção contra radiação e aspectos de segurança.

As diretrizes para equipes de auditoria QUATRO contém listas de verificação que podem ser consideradas ferramentas de auditoria úteis para serem usadas pelos auditores, dependendo da situação local. Não representa um padrão de radioterapia aplicável a todos os departamentos visitados. O objetivo é fornecer uma metodologia de auditoria geral que possa ser aplicada em uma variedade de configurações econômicas.

A auditoria inclui uma avaliação da capacidade de uma instituição para manter a tecnologia de radioterapia no nível correspondente para a melhor prática clínica na configuração econômica específica (relacionada à capacidade de um país para sustentar essa tecnologia).

Baseado nessa auditoria, é que avaleiei o PGQ do serviço de radioterapia do CRIO, para nortear o que era preciso ser feito, o que precisaria ser melhorado e o que não havia necessidades de mudanças.

## **2.5 Comissionamento da IMRT baseado no TG 106 da AAPM**

No ano de 2008, mais precisamente, em setembro de 2008, a AAPM publica um reporte do TG (Task Group), tendo como responsável, Indra J. Das, o reporte TG 106, cujo título “*Accelerator beam data commissioning equipment and procedures*” [10], com o intuito assistir físicos médicos na verificação no comissionamento de feixes de fótons e elétrons, caso específico, obtenção de dados de campos pequenos para IMRT.

Existem três etapas principais anteriores a entrega do primeiro tratamento, seja em um equipamento recém instalado, em um novo sistema de planejamento ou em novas ferramentas para aquisição de dados dosimétricos. São eles:

- a) Aceitação.
- b) Comissionamento.
- c) Validação.

### 2.5.1 Aceitação

A aceitação se caracteriza pelo conjunto de testes iniciais que são propostos pelo fabricante do equipamento adquirido pelo serviço, e que são realizados em conjunto com o engenheiro após a instalação.

O objetivo principal dessa etapa é a de atestar que o equipamento atende às especificações da fábrica.

### 2.5.2 Comissionamento

São os testes e medidas para adquirir um conjunto de dados e características mínimas do equipamento, necessários para a execução de uma determinada modalidade de tratamento.

O objetivo é o de construir uma pasta para cálculo manual ou alimentar um sistema de planejamento/modelar feixe.

### 2.5.3 Validação

Parte final do processo. Nessa etapa ocorre as comparações entre simulações e os cálculos, e as medidas das doses.

O objetivo é o de verificar a habilidade de calcular e de entrega da dose de tratamento correta. No nosso caso, utilizamos a metodologia do TG 119. Apesar de que o teste End-to-End seja recomendado.



## 2.6 Quando um campo é considerado pequeno?

Na realização de medidas dosimétricas, estamos relacionando o feixe produzido pelo equipamento e o detector que estamos utilizando para a coleta das medidas [49, 50, 51, 58]. Um campo é considerado pequeno quando:

- a) *Falta de equilíbrio eletrônico lateral.*
- b) *Oclusão parcial da fonte primária de fótons.*
- c) *Tamanho do detector é comparável ao do campo.*

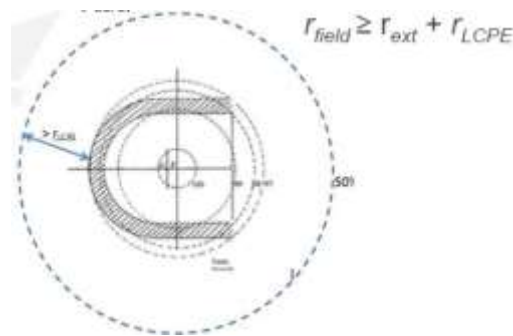
Estas condições levam a efeitos determinantes da penumbra que é observada dentro do volume sensível do detector.

### 2.6.1 Falta de equilíbrio eletrônico lateral

Só tem importância quando o raio do campo é menor que o alcance médio lateral dos elétrons secundários ( $r_{LCPE}$ ) para uma dada energia e meio.

A falta de equilíbrio eletrônico lateral afetará a resposta do detector quando qualquer ponto do detector estiver a uma distância da isodose de 50% menor que o alcance médio dos elétrons secundários ( $r_{LCPE}$ )

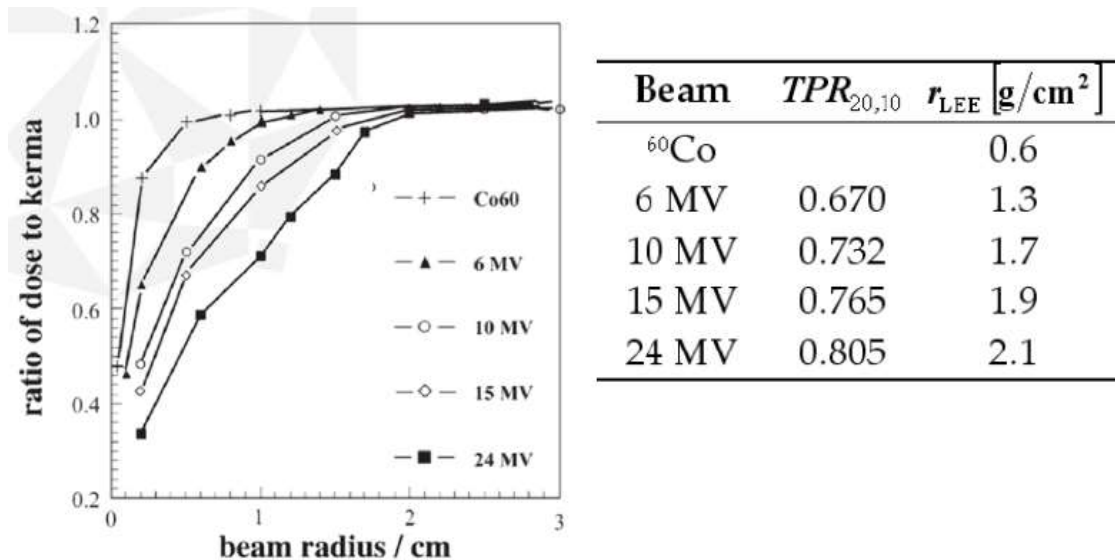
Figura 2 - Representação da influência do tamanho do detector e tamanho de campo.



Fonte: Das I. J. et al., Med. Phys. 35, 2008.

Para campos muito pequenos, a razão dose absorvida (D) e kerma (K) não é igual a 1. Li, X et al., na publicação *Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps*, Med Phys 22(7): 1167-70, percebeu que para energias de cobalto 60 até 24 MV de fótons, a condição de equilíbrio eletrônico era alcançada a partir do campo 2 cm x 2 cm, conforme figura a seguir.

Figura 3 - Condição de equilíbrio eletrônico lateral.

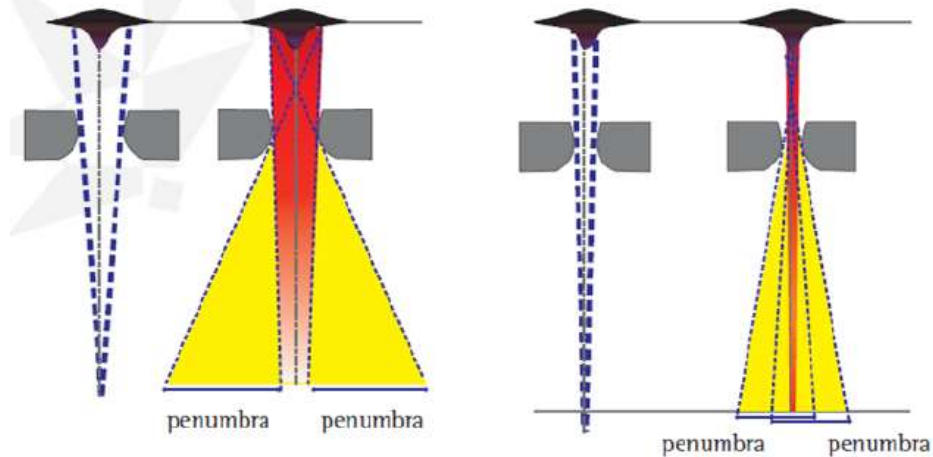


Fonte: Li, X et al., Med. Phys 22.

### 2.6.2 Oclusão parcial da fonte primária de fótons.

Quando a fonte de radiação ou ponto focal, é parcialmente bloqueada pelos colimadores. Esse efeito depende do tamanho focal e diminui a componente extra-focal em até 8% para campos grandes.

Figura 4 - Oclusão parcial da fonte pelo sistema de colimação.



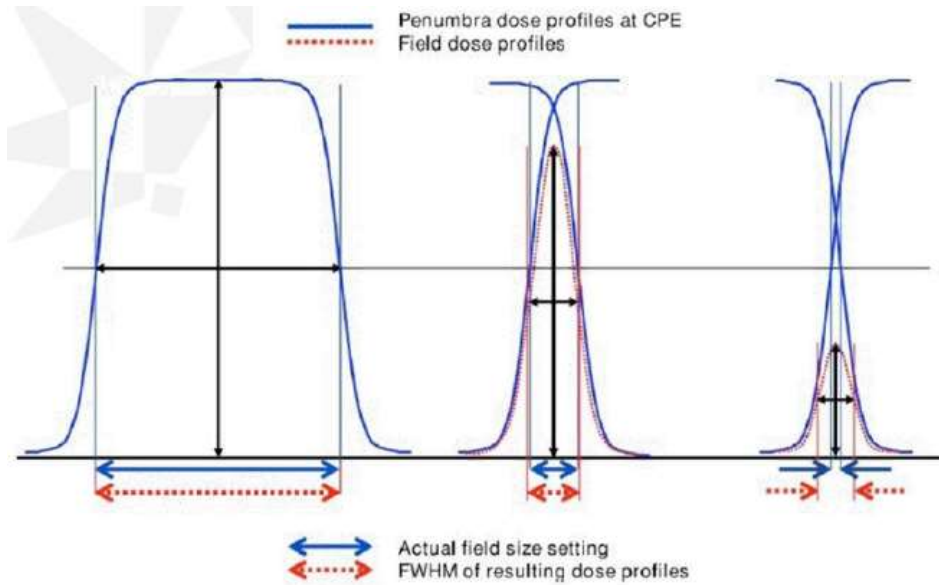
Fonte: Das I. J. et al., Med. Phys. 35, 2008.

Como consequência dessa oclusão, fica muito difícil se determina o valor da penumbra, já que elas parecem se sobreporem uma na outra.

### 2.6.3 Tamanho do detector é comparável com o tamanho do campo.

À medida que o tamanho do campo diminui, o tamanho do campo físico, como conhecido, em uma profundidade à 10 cm e isodose de 50%, varia. Quando menor o campo menos essa definição faz sentido, conforme figura a seguir.

Figura 5 - Definição do tamanho de campo à medida que o mesmo diminui.



Fonte: Das I. J. et al., Med. Phys. 35, 2008.

A figura acima mostra que a penumbra do campo é artificialmente alargada devido ao campo finito do detector. Esse efeito ganha importância quando o detector é maior que  $\frac{1}{4}$  da dimensão lateral do campo.

Podemos também perceber dessa figura que a dose no centro do campo é sub-estimada, bem como a penumbra aparenta ser maior do que realmente ela é, o que definimos como volume average effect [58].

### **3 ANÁLISE DE INCERTEZAS E ESTATÍSTICA EM UM CONTROLE DA QUALIDADE**

#### **3.1 Incertezas e estatísticas**

Para cada parâmetro em que controle de qualidade é realizado, é necessário estabelecer um limite de tolerância. É um princípio fundamental de um sistema de qualidade que a base para esses limites de tolerância devem ser adequados para a finalidade do processo. Neste caso, o objetivo é entregar a dose com a precisão clínica necessária, e determinar as tolerâncias necessárias para avaliar esses requisitos [133].

Segundo Podgorsak [44], definições de exatidão e precisão aplicadas na radioterapia, bem como discussões sobre os requisitos de incertezas dosimétricas e geométricas, podem ser encontradas em várias publicações.

#### **3.2 Definições**

##### **3.2.1 Incerteza da medida**

Parâmetro, associado ao resultado de uma medida, que caracteriza a dispersão dos valores que poderiam ser razoavelmente atribuídos à medida.

##### **3.2.2 Exatidão da medida**

Proximidade de concordância entre o resultado de uma medida e um valor verdadeiro da medida, ela está relacionada com a resolução da escala do dispositivo de medida.

### 3.2.3 Repetibilidade

Proximidade de concordância entre os resultados de medidas sucessivas de um mesmo mensurando realizadas sob as mesmas condições de medição, ou seja, está relacionada com a estatística das medidas feitas com certo dispositivo, ou seja, para a medida de uma grandeza sem mudança no arranjo experimental, os valores originários de repetidas medidas apresentam um desvio padrão em relação ao valor médio [22].

### 3.2.4 Variância

A variância é a média aritmética dos quadrados dos desvios de cada valor com referência à sua média. Sua expressão matemática da variância populacional é dada pela equação (1) e para a variância amostral é dada pela equação (2).

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \left( \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \right) \quad (1)$$

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \left( \sum_{i=1}^{N-2} (x_i - \bar{x})^2 \right) \quad (2)$$

Onde  $\mu$  é a média da população na variância da população e para a variação amostral,  $n$  é o tamanho da amostra e  $\bar{x}$  é a média da amostra.

A variância da população é utilizada quando se analisa um grupo de dados sem nenhuma pretensão de tirar conclusões para além dos dados disponíveis. A variância amostral é uma amostra a partir da qual se inferem propriedades da população.

### 3.2.5 Distribuição normal

O conceito de erro é definido como o desvio entre o valor numérico de uma grandeza, tal como a dose em um ponto ou a posição desse ponto, e seu “valor verdadeiro”.

Se  $y_v$  é o valor verdadeiro de uma mesurando e  $y$  é o resultado de uma medida, o *erro* em  $y$  é definido pela equação (3):

$$\eta = y - y_v \quad (3)$$

Em geral, o valor verdadeiro  $y_v$  é desconhecido e resulta que o erro  $\eta$  também é uma quantidade *desconhecida*.

Quando não é possível determinar a magnitude de um erro estima-se que um resultado está dentro de certos limites, ou que pode ser descrito por certa distribuição de probabilidade. Fala-se então de incerteza de um resultado, o qual não pode ser corrigido, pois essa falta de conhecimento é intrínseca ao resultado e este deve sempre ser acompanhado de sua incerteza.

Portanto, a distribuição de erros é caracterizada por uma função densidade de probabilidade (equação 4).

$$H(\eta) = H(y - y_v) \quad (4)$$

Na análise estatística moderna, as incertezas são classificadas como tipo A, o que significa que eles foram avaliados por meios estatísticos, ou de tipo B, o que significa que eles foram avaliados por outros meios. Ambos os tipos de avaliação são baseados em distribuições de probabilidade, e os componentes das incertezas resultantes de qualquer um dos tipos são quantificados por variâncias ou desvios padrão.

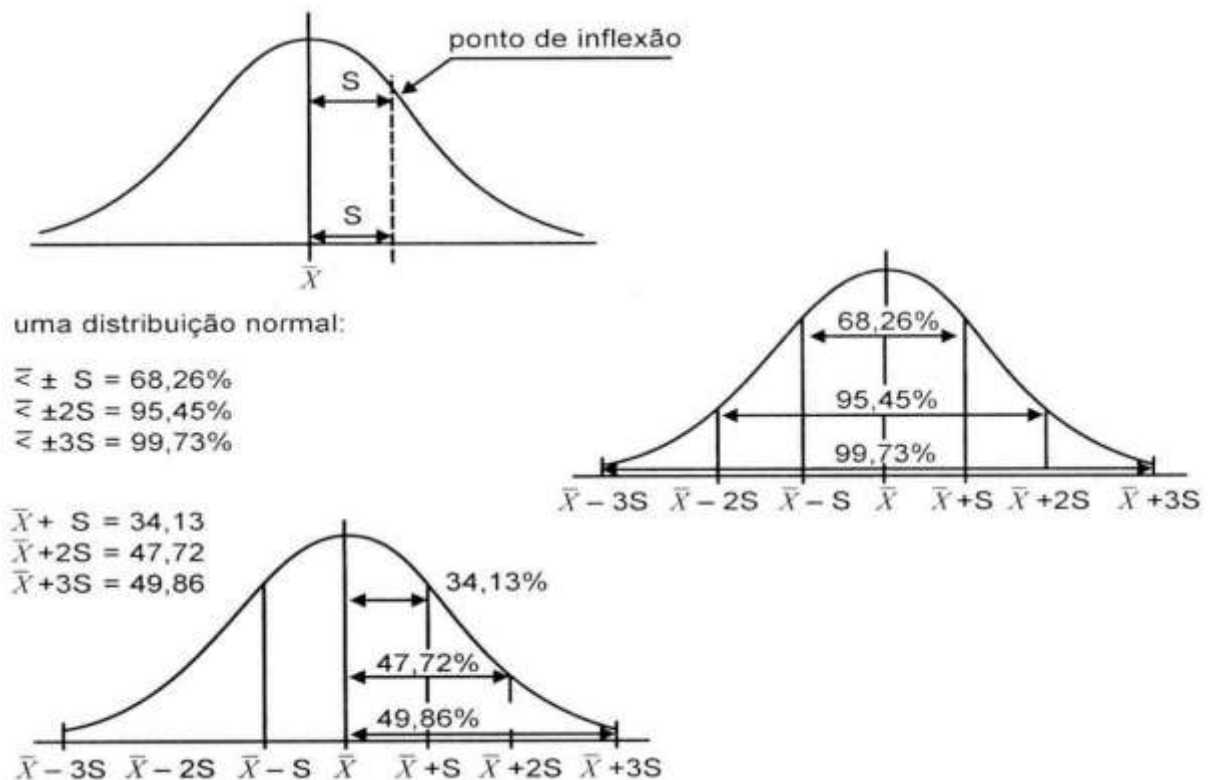
As incertezas aleatórias podem ser avaliadas através de observações ou medidas repetidas e pode ser expressa como o desvio padrão de sua distribuição aleatória. A distribuição sistemática é muitas vezes desconhecida, mas para a distribuição de Gauss 68% das ocorrências

estão dentro de um desvio padrão da média. Para um nível de confiança de 95% muitas vezes é considerado como sendo equivalente a cerca de dois desvios padrão.

Geralmente, o erro  $\eta$  em um valor experimental  $y$  tem diversas causas, tais como sistemáticos e aleatórios. Entretanto, quando o erro total  $\eta$  resulta de uma superposição de vários erros elementares independentes, a distribuição de probabilidade para  $\eta$  *tende a se tornar gaussiana* [25].

A função gaussiana é amplamente utilizada para descrever erros experimentais, figura 2. Por isso, é também chamada de *função normal de erros*.

Figura 6 - Distribuição normal



A curva normal apresenta as seguintes características:

- é simetria em torno do eixo que passa pela média;
- a ordenada máxima coincide com a média no eixo das abscissas;
- a média, a mediana e a moda coincidem;



- d) é assintótica em relação ao eixo de abscissas. Consequentemente, há dois prolongamentos, um em cada lado da distribuição, que se estendem até o infinito;
- e) desvio padrão coincide com a distância entre o eixo de simetria e o ponto de inflexão da curva. É convexa em sua parte central e côncava (equações 5 e 6).

$$X_j > \bar{X} + SD \quad (5)$$

$$X_j < \bar{X} + SD \quad (6)$$

- f) sua equação matemática (equação 7), dada por Laplace em 1812, é:

$$Y = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-u}{\sigma}\right)^2} \quad (7)$$

- g) a área total compreendida entre a curva e o eixo das abscissas é igual a 1.
- h) as áreas sob a curva normal são interpretadas em termos de probabilidades, proporções ou porcentagens.

### 3.2.6 Coeficiente de variação

O coeficiente de variação (CV) é dado pela equação (8):

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} \quad (8)$$

Onde  $\sigma$  é o desvio padrão e  $\mu$  é a média, portanto, o coeficiente de variação expressa que proporção da média é o desvio padrão, ou seja, o coeficiente de variação fornece a variação dos dados obtidos em relação à média. Às vezes, o coeficiente de variação é representado em porcentagens; isto é, através da equação multiplicada por cem.

### 3.3 Diagramas de dispersão

Quando se analisa a relação entre duas variáveis, dispõe-se de duas pontuações para cada indivíduo. Este par de pontuações pode ser representado sobre um eixo de coordenadas e o resultado é chamado de *diagramas de dispersão*.

### 3.4 Tolerância e níveis de ação

A radioterapia trata muitos tipos de câncer através da utilização de várias tecnologias e conhecimentos profissionais relacionados. Um alto nível de acurácia é necessário em termos de maximizar a probabilidade de controle do tumor, enquanto ao mesmo tempo mantém a lesão tecidual sadia dentro de níveis clinicamente aceitáveis. Os riscos devem ser analisados e os erros de dose devem ser mantidos dentro de tolerâncias aceitáveis; as doses de radiação deverão ser entregues dentro de 5% da dose prescrita, ou seja, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse valor.

Alguns estudos concluíram que, para certos tipos de tumores, a precisão deve ser ainda melhor.

Para essa acurácia, todos os testes de controle de qualidade devem usar equipamentos de medida adequados para a tarefa, assim como esses equipamentos deverão ser eles próprios objetos de uma manutenção adequada e um programa de controle de qualidade independente. As condições para a realização dos testes de controle de qualidade e os procedimentos de medida devem ser projetadas para serem adequadas à tarefa. Nestas circunstâncias, a medida de controle de qualidade é esperada para fornecer a melhor estimativa do parâmetro particular medido. No entanto, isso terá um grau de incerteza associado, dependente da técnica de medida.

Portanto, a incerteza [25] associada a uma medida depende da técnica usada, do dispositivo de medida e da pessoa que usa o dispositivo e registra a medida. Segundo Furnari (2009), recomenda-se que o sistema de medida e o procedimento de repetibilidade sejam escolhidos de forma que, para três ou mais medidas repetidas consecutivamente, o valor de dois desvios padrões seja menor do que o valor de tolerância, o que representa uma confiança de 95%.

É possível conseguir melhorias adicionais, mas só à custa de inovações técnicas significativas e custos incrementados.

As tolerâncias apresentadas nas tabelas dos protocolos de dosimetria devem ser interpretadas no sentido de que, se um parâmetro superior ao valor tabelado (por exemplo, o isocentro medido em uma ponteira seja superior a 2 mm de diâmetro) ou que a mudança no parâmetro excede o valor tabelado (por exemplo, as alterações no fator de calibração do acelerador por mais de 2%), uma ação corretiva é necessária. Portanto, se as medidas no controle de qualidade estão fora dos limites de tolerância especificados na Tabela 1, os parâmetros devem ser ajustados para que o equipamento esteja em conformidade.

<sup>a</sup> Verificação da constância com os equipamentos corretos e usando os fatores de temperatura/pressão.

<sup>b</sup> Os valores são considerados para verificações: não IMRT; IMRT e SRS/SBRT.

Quadro 1 - Comparação das diversas normas sobre tolerâncias na variação do fator calibração.

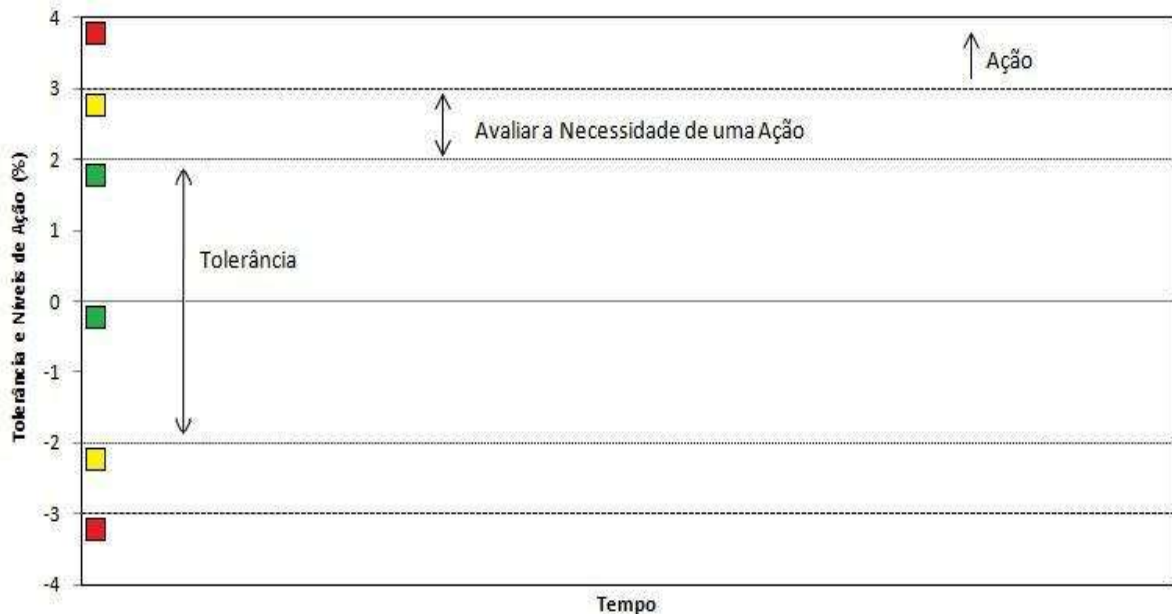
Normas	Fator de Calibração			Índice da Qualidade do Feixe (TPR <sub>20,10</sub> )		
	Diário	Mensal	Anual	Diário	Mensal	Anual
<b>TG 40</b>	3%	2% <sup>a</sup>	2%	-	2%	2%
<b>TG 142</b>	3% <sup>b</sup>	2% <sup>b</sup>	2% <sup>b</sup>	-	2% <sup>b</sup>	1% <sup>b</sup>
<b>TECDOC 1151</b>	3%	2%	2%	-	2%	2%
<b>Atualização TECDOC 1151</b>	3%	2%	2%	-	2%	2%

Fonte: O autor, 2017.

Pelo quadro 1 percebe-se que os limites para o fator de calibração não variam entre os diferentes protocolos, entretanto, para o  $TPR_{20,10}$  observa-se que os limites são semelhantes para uma base mensal enquanto que para uma base anual, o limite do protocolo TG-142 difere dos demais em 1%.

Os níveis de ação estão relacionados com a tolerância, mas oferecem a flexibilidade na monitoração e ajustamento. Por exemplo, uma medida na constância da dose/UMs indica um resultado entre os níveis de tolerância e de ação, e pode ser admissível para permitir o uso clínico até que isto seja confirmada por uma medida posterior antes de tomar qualquer outra medida. Assim, pela Figura 7 pode-se exemplificar melhor o conceito de tolerância e nível de ação.

Figura 7 - Nível de tolerância, avaliação de uma ação e ação.



Fonte: O autor.

Segundo TG- 142, ao realizar um teste de controle de qualidade de um determinado parâmetro cujo limite de tolerância é de  $\pm 2\%$ :

- a) Qualquer medida obtida dentro desse intervalo de variação é considerada aceitável;

- b) Caso a medida encontra-se perto dos limites de tolerância também é considerada aceitável, porém é necessário um acompanhamento do comportamento desse parâmetro;
- c) Caso a medida ultrapasse os limites de tolerância, é necessário um acompanhamento diário desse parâmetro e caso ainda apresente esse comportamento é necessária uma ação com a finalidade de restabelecer a conformidade do parâmetro;
- d) Qualquer medida obtida acima do limite de ação ( $\pm 3\%$ ) é necessária uma ação imediata com a finalidade de restabelecer a conformidade do parâmetro.

### **3.5 Equipamentos de garantia da qualidade**

Os equipamentos atualmente utilizados na garantia da qualidade em radioterapia englobam uma grande variedade de dispositivos, desde os mais simples itens mecânicos até sistemas informatizados altamente sofisticados.

#### **3.5.1 Etapas dos equipamentos de garantia da qualidade**

Entre a aquisição de um novo acelerador e seu uso clínico, várias etapas devem ser tomadas: a aquisição deve sempre ser baseada em uma lista de itens bem definida, características e recursos no qual o usuário e o fornecedor devem concordar. Esta constitui a fase de especificação de que é necessário antes de qualquer decisão oficial. Após a entrega e/ou instalação dos equipamentos, uma série de testes de aceitação devem ser realizados. Seu objetivo é certificar-se que o equipamento atende as especificações previamente acordadas por ocasião da aquisição do referido equipamento [33, 34].

Durante o procedimento de aceitação a instituição deverá abranger todos os aspectos da utilização clínica do equipamento em questão. Para sistemas mais sofisticados, tais como uma máquina de tratamento ou de um sistema computadorizado de planejamento de tratamento, um tempo significativo ainda é necessário para a realização das medidas, ajustes e testes antes que possa ser usado clinicamente.

Isso é conhecido como comissionamento, onde a capacidade do sistema para atender aos requisitos clínicos em termos de possibilidades e exatidão deve ser avaliada. Após o comissionamento, o equipamento ainda deve ser mantido sob controle para se certificar de que as características originais não sejam alteradas inadvertidamente. Isto é feito através da criação de verificações periódicas, controle de qualidades (CQ), realizada em intervalos regulares ou após cada grande evento, tais como reparo ou atualização do software.

### 3.5.1.1 Controle da qualidade dos aceleradores

As orientações específicas do controle de qualidade em radioterapia têm sido emitidas por organizações mundiais como a Organização Mundial da Saúde, a Agência Internacional de Energia Atômica, e da Comissão Internacional de Proteção Radiológica.

Estudos na prática de radioterapia têm mostrado que o desenvolvimento de um sistema global no controle de qualidade, incluindo um protocolo explícito e uniforme para a implementação e avaliação da taxa de erro, pode reduzir o nível de incidentes. Segundo Biggs e Kapanen análises quantitativas dos dados do controle de qualidade facilitam o reconhecimento de medidas erradas no controle de qualidade e também no comportamento anormal do fator de calibração, causadas por mau funcionamento, oferecendo uma ferramenta capaz de melhorar o controle da dose.

O objetivo do Programa de Controle de Qualidade é que o desempenho de todos os aceleradores não se afaste de seus valores de referência além das respectivas tolerâncias.

Os parâmetros do acelerador linear podem desviar-se seus valores iniciais, como resultado de inúmeras razões: pode haver mudanças inesperadas no fator de calibração do acelerador, devido à avaria do acelerador; quebra mecânica; acidentes físicos; ou falha do componente. A substituição de componentes principais (guia de ondas, *bending magnet*, etc) também podem alterar o fator de calibração do acelerador a partir dos parâmetros obtidos no comissionamento. Além disso, pode haver mudanças graduais, como resultado do envelhecimento dos componentes do acelerador. Estes padrões de falha devem ser considerados quando se estabelece um programa de controle de qualidade periódico.

Se as medidas do controle de qualidade identificarem desvios do desempenho esperados, ações corretivas são necessárias. Um equipamento do programa de controle de qualidade deve especificar o seguinte:

- a) Os parâmetros a serem testados e os exames a serem realizados;
- b) Os equipamentos específicos a serem utilizados para a realização dos testes;
- c) A geometria dos testes;
- d) A frequência dos testes;
- e) O grupo de trabalho ou a realização individual dos testes, bem como a supervisão individual e o responsável para os padrões dos testes e para as ações que podem ser necessárias se os problemas são identificados;
- f) Os resultados esperados;
- g) Os níveis de tolerância e de ação;
- h) As ações necessárias quando os níveis de tolerância são excedidos. O conteúdo dos testes deve ser mantido o mais simples possível, consistente com os objetivos definidos, a fim de otimizar o tempo e esforço com o retorno exigido.

As frequências normalmente seguem uma hierarquia que varia de frequentes, testes simples de parâmetros críticos que podem afetar dosimetricamente a dose ao paciente (constância do fator de calibração do acelerador) ou geométricos (lasers, indicador de distância óptico, tamanho do campo), até os mais complexos, testes anuais, onde são subconjuntos da aceitação e do comissionamento, durante a revisão anual dos sistemas de dosimetria, os fatores de calibração do acelerador são também estabelecidos, reiterados, ou atualizados. Vários outros testes situam-se entre estes dois extremos.

### 3.5.2 Medidas do fator de calibração

As medidas do feixe de radiação e a estabilidade do fator de calibração são fundamentais para o controle de qualidade dos aceleradores. A determinação da dose absoluta segue um protocolo de calibração. O protocolo deve ser seguido exatamente quando realizado a calibração definitiva da unidade, mas abordagens mais simples podem ser definidas para efeitos de calibração do dia a dia.

Três diferentes níveis de calibração podem ser definidos:

- a) Calibração definitiva: onde não há conexão a uma calibração prévia então há a possibilidade de que uma grave descalibração possa passar despercebidas. Exemplos de tais situações são quando um novo aparelho é comissionado, quando uma nova câmara monitora é instalada no acelerador ou uma nova fonte é instalada em uma unidade de cobalto.
- b) Calibração de rotina: quando o aparelho é calibrado usando um procedimento que permite a rastreabilidade a um padrão nacional.
- c) Constância de verificação: quando um dispositivo de verificação rápida é usado para estabelecer que o fator de calibração do aparelho não possui um erro significativo.

#### 3.5.2.1 Calibração definitiva

Segundo Mayles, Mubata e Aird, no Reino Unido, as exigências para as calibrações definitivas foram estabelecidas após um incidente no qual uma fonte de  $^{60}\text{Co}$  foi mal calibrada. A calibração deve ser feita por um físico experiente, que deve garantir que todos os outros procedimentos do controle de qualidade que possa ter um impacto sobre a calibração tenham sido realizados de forma satisfatória. Isto é essencial porque os parâmetros, tais como a indicação do isocentro ou a planura do feixe podem afetar a calibração.

Um protocolo nacional ou internacional deve ser cuidadosamente seguido e um dosímetro com uma calibração rastreável a um laboratório padronizado secundário deve ser usado. A calibração deve ser repetida com um dosímetro independente e por um físico independente. O equipamento utilizado para a calibração deve ser completamente removido entre estas duas calibrações.



### 3.5.2.2 Calibração de rotina

O segundo nível de calibração é a calibração de rotina que geralmente é feito semanalmente. Esta deve ser realizada de uma maneira que permite a rastreabilidade da calibração, mas pode usar um conjunto simplificado com as correções necessárias. Tais correções podem incluir uma correção para o uso de um pequeno objeto simulador de PMMA, em vez de um cubo de 30 cm de água. É importante que tais correções não devam ser arbitrárias (ou seja, deveria ser possível estimar o fator de correção desde o início).

### 3.5.2.3 Constância de verificação

O terceiro nível de calibração é a verificação de constância que é realizada geralmente diariamente. Isso pode ser tão simples como um instrumento que mostra uma luz verde se o fator de calibração está dentro dos limites definidos, mas é preferível ter um fator de calibração numérico, que permitirá o acompanhamento das tendências. O fator da distinção de uma verificação da constância é que a comparação deve ser feita para o método padrão de calibração para determinar a leitura esperada. Esta comparação deve ser efetuada no momento da calibração definitiva e repetida em intervalos apropriados.

Uma série de dispositivos de constância está disponível, podem ser usados diodos ou câmaras de ionização, uma vez que podem ser rapidamente colocados em sua posição. No entanto, é importante que tais dispositivos devam manter sua calibração com um grau de confiabilidade, mesmo porque, muito tempo pode ser desperdiçado ao lidar com falsas indicações de que o aparelho de tratamento está fora da sua calibração.

### 3.5.2.4 Frequência de calibração

A frequência com que são feitas as verificações do fator de calibração variam de centro para centro. A maioria dos centros realiza, pelo menos, semanalmente. Cada centro precisa rever os seus resultados com regularidade. Se os fatores de calibração estão estáveis, então não

há necessidade de mudar a prática. Se esses fatores parecem estar flutuando, podem ser necessárias verificações adicionais. Em particular, pode ser importante investigar se esses fatores de calibração estão variando ao longo do dia em torno de 3%, caso isso ocorra, um nível de ação é necessário.

## 4 MATERIAIS

### 4.1 Equipamento produtor de radiação

Todo o trabalho de obtenção de dados e medidas foi realizado no equipamento Siemens Artiste, equipamento mais novo e moderno do serviço de radioterapia, e que será, o responsável pela utilização da modalidade de fluência modulada.

Figura 8 - Equipamento Siemens Artiste.



Fonte: Manual Siemens, 2012.

A estabilidade mecânica, da qual se pode destacar a estabilidade da rotação da gantry, mesa e colimador e movimentação vertical e longitudinal da mesa de tratamento, do acelerador foi um fator referenciado, já que a sua tolerância, se encontra dentro dos valores estabelecidos no protocolo de aceitação (quadros 5 ,6 e 7 a seguir).

Quadro 2 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (testes mecânicos)

<b>Eixo</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Dentro da Tolerância</b>
<b>Rotação do colimador</b>	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>
<b>Rotação do gantry</b>	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>
<b>Rotação da mesa</b>	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>

Fonte: Documentos relativos ao aceite do equipamento, CRIO 2012.

Quadro 3 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (posição dos eixos).

<b>Eixo</b>	<b>Posição</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Dentro da Tolerância</b>
<b>X<sub>1</sub></b>	-1 cm/20 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>
<b>X<sub>2</sub></b>	-1 cm/20 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>
<b>Y<sub>1</sub></b>	-8 cm/20 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>
<b>Y<sub>2</sub></b>	-8 cm/20 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>
<b>X</b>	6 cm x 6 cm/ 30 cm x 30 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>
<b>Y</b>	6 cm x 6 cm/ 30 cm x 30 cm	± 2 mm	<b>SIM</b>

Fonte: Documentos relativos ao aceite do equipamento, CRIO 2012.

Quadro 4 - Resultados obtidos no aceite do equipamento (dose na profundidade).

<b>Energia</b>	<b>Posição (d<sub>Máx</sub>)</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Dentro da Tolerância</b>
<b>6 MV</b>	1,60 cm ± 0,15 cm	67,0% ± 1%	<b>SIM</b>
<b>15 MV</b>	2,9 cm ± 0,15 cm	77,0% ± 1%	<b>SIM</b>

Fonte: Documentos relativos ao aceite do equipamento, CRIO 2012.

#### 4.2 Sistema de colimação multilâminas

O sistema de colimação utilizado pelo equipamento Artiste é o 160 MLC<sup>TM</sup>. Em suma: Uma radiação simples e eficiente de modulação projetada para entregar rápida.

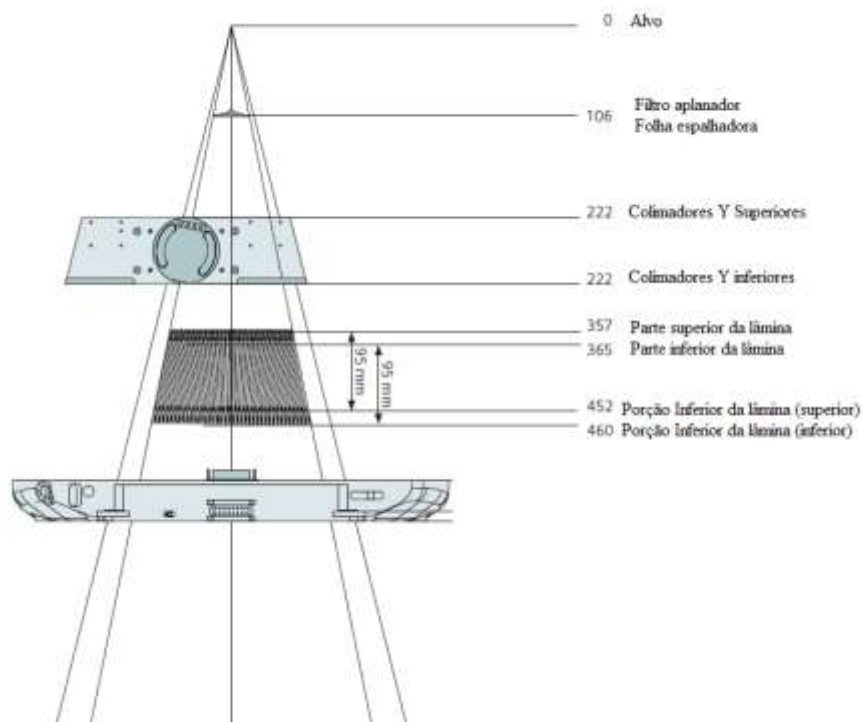
Combinando o 160 MLC [123] com otimização de abertura direta (DAO) ou direta Otimização de parâmetros da máquina (DMPO), fornece uma melhor conformidade do tumor.

Em primeiro lugar, você tem quantos segmentos MLC possíveis por configuração. Além disso, a configuração das seqüências MLC ocorre apenas em uma direção, de modo que folhas não precisam avançar e voltar de novo e de novo. Isso significa uma mais rápida entrega de tratamento. Ao mesmo tempo, a garantia de qualidade continua rápida, simples e seguro.

Totalmente integrado 160 MLC e IM-Confident otimizam e acelerar o seu fluxo de trabalho. O sistema de controle exclusivo do 160 O MLC foi projetado para o gerenciamento contínuo do sistema. Isso economiza etapas desnecessárias de fluxo de trabalho.

A figura abaixo ilustra como as lâminas são integradas no corpo do Artiste e as distâncias do alvo.

Figura 9 - Cabeçote do equipamento Siemens Artiste.



Fonte: Manual Siemens, 2012.

#### 4.2.1 Características físicas do colimador multilâmina do acelerador linear Siemens Artiste

O colimador multilâmina percorreu um longo caminho desde a sua implementação na colimação de estruturas até os sistemas de planejamentos modernos. As MLCs revolucionaram

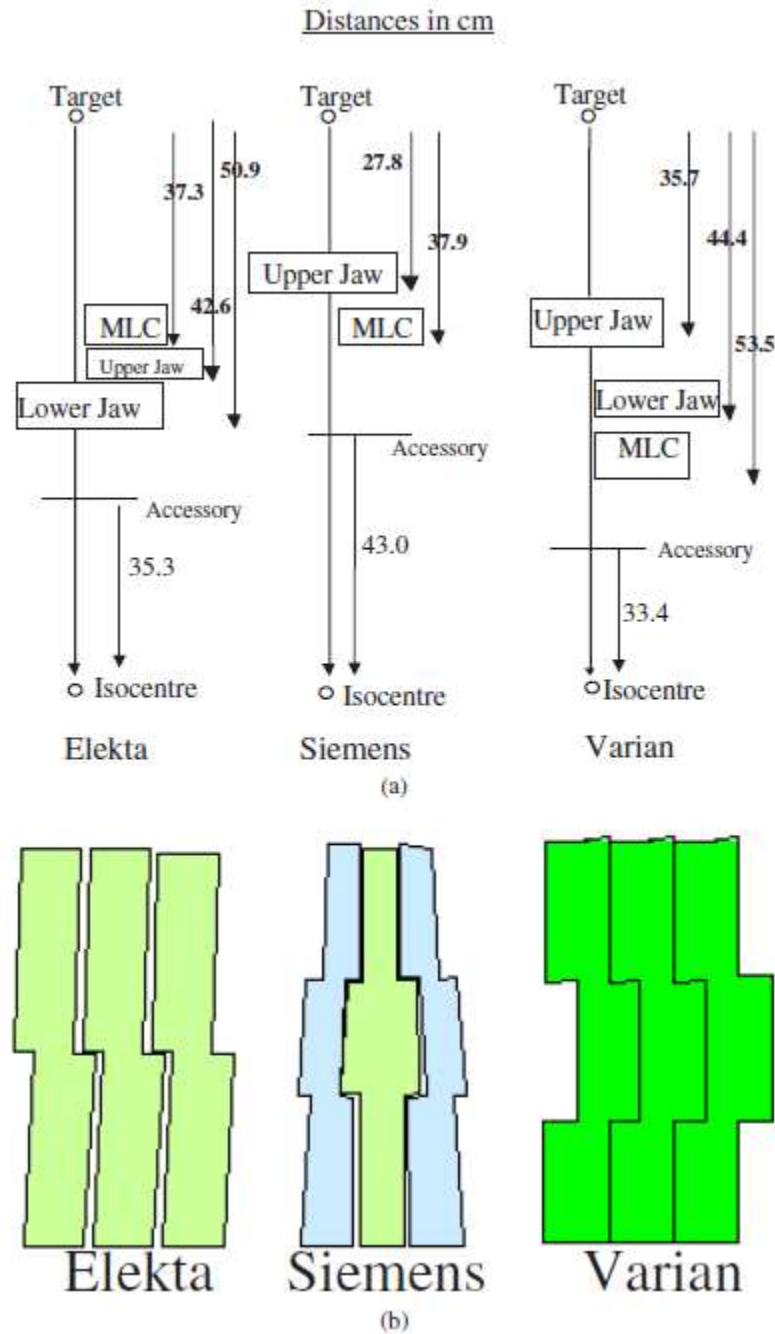
a implementação dos tratamentos conformacionais com um maior custo efetivo e um significativa redução no tempo.

A diferença entre MLC e blocos de cerrobend para a cobertura do alvo é mínima, exceto, a cobertura devido a ondulação da dose na borda da MLC. As MLCs, atualmente, são tratadas com uma parte essencial para a radioterapia por intensidade modulada, que está se tornando padrão de tratamento nos serviços de radioterapia [88, 89, 91]

Cada fabricante possui uma forma específica de MLC e, portanto, modelos diferentes. As características para cada fabricante foram publicados por vários grupos (BOYER ET AL 1992, BRAHME 1987, DAS ET AL 1998, GALVIN ET AL 1993, HUQ ET AL 1995 e etc.) e, da mesma forma, a AAPM em 2001 comparou as características físicas.

O colimador do Siemens Artiste, 160 MLC, foi projetado para para 10 mm de largura no isocentro. Também trocou os jaws posteriores pelas MLCs, que é desenhado com 29 pares de lâminas opostas.

Figura 10 - Esquema das MLCs dos diversos fabricantes.



Fonte: Huq et al., Phys. Med. Biol. 42, 2002.

Na figura acima, podemos observar as diferenças na fabricação de cada fabricante, isso influencia, principalmente, na fuga entre e por entre a lâmina.

Uma das vantagens da MLC da Siemens (b) é que, o caminho para as lâminas no sistema de colimação segue um arco, isso faz com que a borda da lâmina sempre siga a divergência do campo de radiação.

Quadro 5 - Especificações mecânicas e dosimétricas MLC Siemens Artiste.

<b>Número de lâminas</b>	160
<b>Acurácia absoluta do posicionamento da lâmina no isocentro (mm)</b>	0,5
<b>Reprodutibilidade no posicionamento da lâmina no isocentro (mm)</b>	0,3
<b>Máximo diâmetro em um campo circular (mm)</b>	40
<b>Resolução da lâmina no isocentro (mm)</b>	5
<b>Velocidade máxima da lâmina (cm/s)</b>	4
<b>Tamanho de campo máximo (cm)</b>	40 x 40
<b>Tamanho de campo mínimo (cm)</b>	0 x 0
<b>Movimento máximo de uma única lâmina (cm)</b>	20
<b>Penumbra (Campo 10 cm x 10 cm)</b>	6 MV: $\leq 7$ mm
<b>Transmissão Interleaf (%)</b>	< 1,5
<b>Transmissão Intraleaf (%)</b>	< 0,75
<b>Transmissão através do jaws (%)</b>	< 0,5
<b>Fuga média (%)</b>	< 0,1
<b>Fuga máxima (%)</b>	< 0,2

Fonte: Manual Siemens, 2012.

A estabilidade das MLCs foi um fator referenciado, já que a sua tolerância, se encontra dentro dos valores estabelecidos no protocolo de aceitação.

Quadro 6 - Resultados obtidos no aceite (mecânicos).

<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Dentro da Tolerância</b>
Coincidência do isocentro com a rotação do colimador	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>
Coincidência do isocentro com a rotação da Gantry	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>
Coincidência do campo luminoso com campo radiativo	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>
Alinhamento do Crosshair	< 1,0 mm	<b>SIM</b>
Paralelismo dos colimadores primários com crosshair	< 2,5 mm	<b>SIM</b>
Posição das lâminas em várias localizações	$\pm 1$ mm	<b>SIM</b>
Reposicionamento das lâminas	$\pm 1$ mm	<b>SIM</b>
Transmissão das lâminas	< 5%	<b>SIM</b>

Fonte: Documentos relativos ao aceite do equipamento, CRIO 2012.

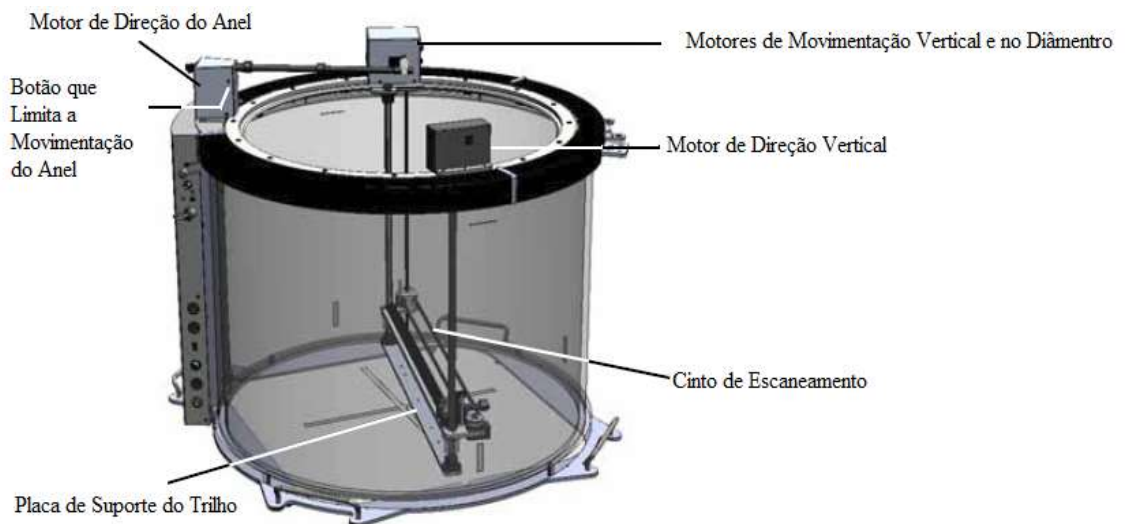


### 4.3 Fantoma

#### 4.3.1 Sistema de escaneamento 3D

O fantoma utilizado nesse trabalho foi o recém-adquirido pelo serviço da empresa Sun Nuclear, conforme figura, bem como a tabela com as especificações técnicas a seguir.

Figura 11 - Scanner 3D.



Fonte: Manual Sun Nuclear 2017. Modificado pelo autor.

Quadro 7 - Especificações do scanner 3D.

<b>Categoria</b>	<b>Característica</b>	<b>Especificação</b>
<b>Escaneamento</b>	Escaneamento vertical (mm)	400 em ar, 400 em água (*)
	Diâmetro (mm)	650 com offset, 500 sem offset
	Anel (graus)	330
	Motores	4 motores, 3 stepper, 1 servo
	Modos de escaneamento	Contínuo e passo a passo
	Velocidade de escaneamento (cm/s)	0.021, 0.05, 0.1, 0.25, 0.5, 0.8, ou 1.6
	Acurácia no escaneamento (mm)	0.1 em todas as direções
	Detecção da superfície da água (mm)	0.2
<b>Tanque de água</b>	Espessura da parede/início (mm)	13/19
	Diâmetro interno (mm)	676
	Dimensões (mm)	875 (W), 673 (H)
	Peso (kg)	Vazio: 44, Cheio: 210
	Capacidade de água (l)	166 máximo, 176,67 no topo do tanque de água
	Material	PMMA (acrílico)

Fonte: Manual Sun Nuclear 2017. Modificado pelo autor.

#### 4.4 Equipamentos para controle da qualidade

##### 4.4.1 Dosimetria absoluta e relativa

###### 4.4.1.1 Câmara do tipo PinPoint

A câmara de ionização do tipo PinPoint é ideal para medidas de dose em campos pequenos, como os encontrados em IORT, IMRT, SRS, SRT, SBRT [26, 80, 81].

A distribuição de dose relativa pode ser medida com uma alta resolução espacial quando a câmara é movida perpendicularmente no eixo da câmara.

A câmara por ser totalmente protegida e à prova de água, pode ser usada no ar, fantomas de estado sólido e em água.

Figura 12 - Câmara de ionização do tipo PinPoint.



Fonte: Manual PTW.

#### 4.4.1.2 Câmara do tipo Semiflex

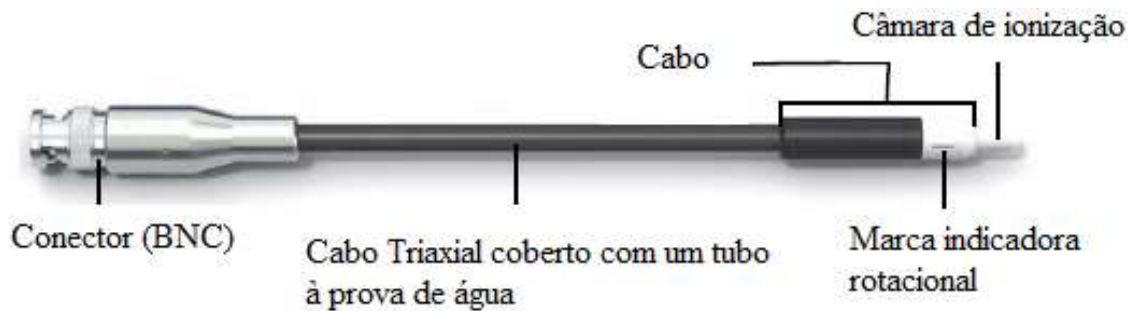
A câmara de ionização do tipo semiflex é utilizada para o uso de medidas de dosimetria de referência, campo e escaneamento da radiação ionizante para a entrega do tratamento [113, 130, 136].

É utilizada em um departamento de radioterapia em 3 (três) aplicações:

- a) *Dosimetria de Referência* – A meta é a de estabelecer uma relação entre o output da radiação na entrega do tratamento com a dose de radiação medida na unidade de tratamento.
- b) *Dosimetria de campo* – A meta é a de se realizar medidas de rotina. O objetivo maior é na aplicação de controle da qualidade.

- c) *Dosimetria de escaneamento* – Cujo objetivo é o de se realizar medidas que normalizam a prescrição da dose no ponto de calibração com outras áreas ao longo do feixe para o modelamento dos sistemas de planejamento. Como medidas relativas (fatores de output), medidas de profundidade e de perfis de feixes.

Figura 13 - Câmara de ionização do tipo Semiflex.



Fonte: Manual Sun Nuclear. Modificado pelo autor, 2017.

#### 4.4.1.3 Diodo Edge

O EDGE Detector™ é um dispositivo concebido para ser utilizado como um detector de varredura de radiação em qualquer sistema de varredura de tanques de água. Utilizado para medir dados de feixe em departamentos de radioterapia para modelagem de dose no computador de planejamento de tratamento [140].

Figura 14 - Diodo EDGE.



Fonte: Manual Sun Nuclear.

## 5 METODOLOGIA

Para a elaboração dos procedimentos de trabalho foi necessário pesquisar as indicações para cada uma das etapas, não apenas a partir das recomendações publicadas pelas instituições de referência, mas também as experiências que foram sendo publicadas ao longo dos últimos anos por departamentos que foram desenvolvendo a implementação e aplicação dessa técnica de tratamento.

Este trabalho teve início em fevereiro de 2017 com a elaboração de um questionário, baseado na equipe QUATRO da Agência Internacional de Energia Atômica, onde se buscou identificar as deficiências do atual programa de controle e garantia da qualidade e das condições básicas requeridas para implementação de novas tecnologias do serviço de radioterapia do CRIO.

Foram elaborados testes de controle diários, mensais, trimestrais, semestrais e anuais, com o intuito de verificar os dados relacionados à segurança dos pacientes na aplicação do tratamento, verificação dosimétrica e mecânicas do equipamento, elaboração de constraints de doses, formulário sobre Ocorrências de Erros, Quase Erros e Incidentes.

Os principais organismos de referência aos quais se recorreu para a recolha de informação foram a *International Atomic Energy Agency* (IAEA), a *Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (ESTRO) e a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) dada a grande quantidade de publicações e referências sobre a utilização e implementação de IMRT, ou de procedimentos relacionados com radioterapia que podem ser aplicados a esta técnica de tratamento.

Para além desta pesquisa foi ainda necessário ensaiar várias vertentes ou possibilidades, em diversas etapas, para várias etapas de forma a definir a que melhor se enquadrava na realidade do Centro de Radioterapia onde a atividade foi desenvolvida.

Os resultados foram detalhados em planilhas elaboradas e que servirão, tanto, para acompanhamento, avaliação e detecção de possíveis discordâncias com os limites preconizados com as normas internacionais e nacionais e, até mesmo, como intercomparação com os resultados de outras instituições.

Também foram elaborados manuais de procedimentos para a realização de cada teste, bem como uma parte de educação e ensino para os técnicos responsáveis pela realização de cada procedimento a ser realizado. Essa parte incluiu:

- a) Manuseio dos equipamentos necessários.
- b) Avaliação dos resultados e
- c) Procedimentos em caso de não conformidade.

O material documentado, bem como, as respectivas análises, serão organizados no escopo da dissertação.

## 5.1 Elaboração do programa de equipamentos de medida

### 5.1.1 Câmara de ionização

É o tipo de dosímetro mais comum no controle da qualidade de unidades de radioterapia e, geralmente, é o dosímetro usado para a determinação da dose absorvida de referência.

É o dosímetro escolhido como padrão local, referência, para que se deve ter um trato muito especial, já que se utiliza para calibrações das unidades de tratamento.

Quadro 8 - Recomendações para a calibração das câmaras de ionização padrão e de campo.

	<b>Calibração</b>	<b>Periodicidade</b>
Câmara de ionização padrão	Laboratório nacional acreditado	2 anos
Câmara de ionização de campo	Frente ao padrão local (referência)	Anual

Fonte: Technical Reports Series 398 (IAEA), 2002.

Quadro 9 - Testes a serem realizados no comissionamento e controle de qualidade nas câmaras de ionização.

Teste	Tolerância	Periodicidade
Reprodutibilidade	0,5%	Antes do uso
Estabilidade	1%	Antes do uso
Fugas	0,5% da carga coletada	Antes do uso
Integridade mecânica (Raio X da câmara)	Análise pessoal	Referência inicial
Efeito cabo	0,5%	Referência inicial
Recombinação	Fator de correção	Referência inicial/anual
Polaridade	1% do fator de correção	Referência inicial/anual

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

### 5.1.2 Eletrômetros

Os eletrômetros, junto com as câmaras de ionização, constituem o conjunto dosimétrico necessário para a determinação da dose absorvida de referência. Por tanto, um eletrômetro deverá incluir no padrão local do serviço e, deverá, dispor de certificado emitido por um laboratório acreditado.

Quadro 10 - Testes recomendados para o controle da qualidade do eletrômetro.

Teste	Tolerância	Periodicidade
Repetibilidade	0,5%	Antes do uso
Estabilidade	1%	Antes do uso
Fuga	0,5% da carga coletada	Antes do uso

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.



### 5.1.3 Semicondutores

Devido ao seu pequeno tamanho, uma de suas aplicações principais é na dosimetria relativa em regiões de altos gradientes de doses absorvidas como PDD em feixes de elétrons ou perfis em feixes de fótons e dosimetria in vivo.

Uma de suas aplicações mais importantes é na dosimetria in vivo, graças a sua robustez, seu pequeno tamanho e sua não necessidade de uma voltagem ser aplicada, além de proporcionar uma leitura de forma direta.

Em geral, previamente ao seu uso em dosimetria relativa, deve-se validar seu funcionamento mediante comparação com medidas realizadas com uma câmara de ionização de dimensões apropriadas.

Quadro 11 - Testes recomendados para detectores semicondutores.

<b>Teste</b>	<b>Periodicidade</b>
Repetibilidade	Ante do uso
Estabilidade	Antes do uso
Coefficiente de calibração	Mensal
Linearidade	Referência inicial/anual
Dependência angular	Referência inicial/anual
Dependência com a temperatura	Referência inicial/anual
Dependência com a taxa de dose absorvida	Referência inicial/anual

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

### 5.1.4 Array 2D

O controle da qualidade das unidades de irradiação pode ser realizado com múltiplos detectores para a avaliação da constância de alguns parâmetros dosimétricos.

Esses dispositivos apresentam uma grande robustez e são de fácil manuseio, de maneira que os testes podem ser realizados diariamente em pouco tempo.

A verificação desses equipamentos deve incluir reprodutibilidade, linearidade e dependência com a energia para que possa se estabelecer o estado de referência inicial.

Quadro 12 - Testes recomendados para o array 2D.

Teste	Periodicidade
Reprodutibilidade	Referência inicial/anual
Linearidade	Referência inicial/anual
Dependência com a energia	Referência inicial/anual

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

#### 5.1.5 Fantoma de água e equipamento associado

Quadro 13 - Testes recomendados para scanner 3D.

Verificação	Tolerância	Periodicidade
Vedação do tanque	Funcional	A cada uso
Ortogonalidade dos eixos	0,3°	A cada uso
Desvio máximo do indicador de posição	0,5 mm	A cada uso
Efeito da velocidade do movimento na posição	0,2 mm	A cada uso
Efeito das paradas bruscas na posição	0,2 mm	A cada uso
Reprodutibilidade da leitura na posição	0,2 mm	A cada uso
Corrente de fuga	0,1%	A cada uso
Estabilidade detector de campo/sinal de referência	0,1%	A cada uso
Variação de uma curva de PDD	0,5%	A cada uso
Variação de um perfil	1% ou 1 mm	A cada uso

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

#### 5.1.6 Programa da garantia da qualidade da sala de moldes

A sala de moldes é onde são fabricadas as proteções individuais para pacientes específicos em alguns planejamentos radioterápicos, permitindo a conformação dos volumes alvos.

Quadro 14 - Controles recomendados para a sala de moldes.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Diário</b>	<b><i>Segurança</i></b>	
	Controle de qualidade do material no forno	Fabricante
	Controle de temperatura do forno	Fabricante
	<b><i>Mecânico</i></b>	
	Prensa resfriadora	Funcional
	Luz do negatoscópio	Funcional
	Cortador	Funcional

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Para cada proteção</b>	<b><i>Segurança</i></b>	
	Fixação da proteção	Funcional
	Identificação	Funcional
	<b><i>Geométrica</i></b>	
	Forma e centralização	2 mm do isocentro
<b>Ao receber as bandejas</b>	<b><i>Geométricas</i></b>	
	Dimensões dos blocos de poliestireno	2 mm
	Dimensões e centralização das bandejas	1 mm
	<b><i>Mecânicos</i></b>	
	Cortador de poliestireno	Funcional
	Sistema de controle das proteções	Funcional
	Cruz para a centralização do plano	1 mm
	Verificação de escala: Distância fonte-olano	5 mm
	Verificação de escalas: Distância fonte-bandeja	2 mm
<b>Anual</b>	<b><i>Dosimétricos</i></b>	
	Transmissão do material das proteções	2%

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

## 5.2 Elaboração do controle da qualidade do acelerador linear sem IMRT

A garantia da qualidade dos equipamentos empregados em teleterapia é em primeiro lugar uma avaliação contínua de suas características funcionais. Estas características influem em última instância na exatidão geométrica e dosimétrica das doses aplicadas aos pacientes.

O comportamento funcional desses equipamentos pode variar abruptamente devido a defeitos eletrônicos, falhas de componentes ou rupturas mecânicas, ou podem variar lentamente devido ao deterioramento e envelhecimento de seus componentes. Portanto, se destacam dos requerimentos essenciais: devem ser realizadas medidas de CQ periodicamente em todos os equipamentos, incluindo o controle da qualidade dos próprios instrumentos de medida; deve existir um monitoramento sistemático de manutenção preventiva e das correções do comportamento dos equipamentos de tratamento e de medida.

A finalidade destes procedimentos é garantir que as características funcionais, definidas a partir dos parâmetros físicos estabelecidos durante o comissionamento do equipamento, não apresentem discrepâncias significativas.

O programa de GQ do equipamento em radioterapia é, sobretudo, um trabalho de grupo e as responsabilidades de execução das distintas tarefas devem ser divididas entre físicos médicos, dosimetristas, técnicos em radioterapia e engenheiros eletromédicos, sendo a responsabilidade global do referido programa atribuído ao físico médico.

O programa de GQ deve basear-se em uma investigação geral dos parâmetros do estado de referência definidos durante os testes de aceite e comissionamento do equipamento para seu uso clínico.

Os procedimentos e condições para esses testes de aceite estão descritos em diferentes publicações internacionais. Esses procedimentos devem ser realizados a fim de comprovar as especificações do fabricante, assim como estabelecer os valores de funcionamento no estado de referência do equipamento novo, reparado ou que tenha sofrido uma reforma profunda. Uma vez estabelecidos os padrões básicos, deve-se elaborar um protocolo para a realização dos testes periódicos de GQ com vistas a monitorar os valores funcionais de referência.

Nas seguintes epígrafes se apresentam as tabelas resumindo os testes mínimos que devem ser realizados em um Programa de GQ [9, 11, 12, 13] típico, inclusive a frequência e tolerância recomendadas para os mesmos. Todos estes testes são considerados importantes para assegurar que o equipamento está apto a realizar tratamentos de boa qualidade e segurança radiológica.

As técnicas experimentais e procedimentos práticos para realizar estes testes podem ser encontrados em diversas publicações; neste documento estão incluídos recomendações e orientações para a realização destes, utilizando instrumentação e técnicas de medida simples, rápidas e reprodutíveis [17, 28].

Os testes a realizar são classificados de acordo com a frequência como diários mensais. Os testes diários incluem aqueles que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de irradiação e dos volumes alvo (telômetros, lasers, etc.); bem como a dose aplicada ao paciente [29] (constância do rendimento absoluto ou taxa de dose absorvida de referência, no caso de aceleradores), e aspectos de segurança [30, 32]. Estes testes devem ser executados preferivelmente pelo técnico em radioterapia, anotados por este no livro de registros do equipamento e revisados diariamente pelo físico médico.

Os testes mensais verificam parâmetros cujas variações produzam efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês (por exemplo, congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe). Durante estas revisões mensais o físico deverá comprovar com maior nível de exatidão alguns dos aspectos verificados pelo técnico em radioterapia durante os testes diários.

Os testes anuais incluem as verificações da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento do equipamento (PDD, TAR, fatores campos e de filtros, etc.), assim como a verificação mais detalhada de parâmetros controlados mensalmente (por exemplo, dependência da dose de referência com a posição da estativa, coincidência do isocentro mecânico como de radiação, etc.) [36].

As frequências dos testes indicadas nas tabelas podem aumentar para algum parâmetro específico se este apresentar desvios significativos em relação a um valor de referência. Da mesma forma se um controle cuidadoso e extenso demonstrar que um parâmetro não varia significativamente, a frequência de execução do teste correspondente pode ser reduzida. Ainda é difícil a recomendação de quanto tempo é necessário o monitoramento de um parâmetro antes de se decidir pela redução de sua frequência de teste (o caso oposto é óbvio). É prudente que os registros do processo de GQ [78, 84, 85] sejam estabelecidos durante um período apreciável sobre o comportamento do equipamento (por exemplo, um ano ou mais) assim como determinar as possíveis implicações clínicas de qualquer modificação na frequência do teste.

Quadro 15 - Testes de segurança diários recomendados.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Diário</b>	Luzes on/Off	Funcional
	Luzes no painel de controle	Funcional
	Luzes de irradiação	Funcional
	Sistema audiovisual	Funcional
	Interruptor de radiação no console	Funcional
	Programação	Funcional
	Interrupção por UM	Funcional e Coincidentes
	Verificação das câmaras monitoras	Funcional e Coincidentes

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 16 - Testes de segurança mensais e anual.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Mensal</b>	Verificar topo da mesa	Funcional
	Verificação de travas e códigos de acessórios	Funcional
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Coincidente com o fabricante
	Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Funcional e coincidente com o fabricante
	Campos permitidos para filtros	Funcional
<b>Anual</b>	Comprovação de todas as travas	Funcional

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 17 - testes mecânicos diários e mensais.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Diário</b>	Lasers	2 mm
	Telêmetro	2 mm a SAD
	Tamanho de campo (10 cm x 10 cm)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro
	Centro do campo luminoso	2 mm
<b>Mensal</b>	Indicadores angulares da estativa	1°
	Indicadores angulares do colimador	1°
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm
	Indicadores do tamanho de campo	2 mm
	Isocentro mecânico	2 mm de diâmetro
	Coincidência do campo de luz-radiação	2 mm
	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso
	Posição do filtro	2 mm
	Posição da bandeja	2 mm
	Trava de filtros e bandejas	Funcional
	Centralização dos cones	2 mm
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
	Escalas da mesa	2 mm ou 1°

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 18 - Testes mecânicos anuais.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Anual</b>	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com isocentro	2 mm de diâmetro
	Coincidência do isocentro mecânico e de radiação	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 19 - Testes dosimétricos recomendados.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Diário</b>	Constância da dose de referência	3%
<b>Mensal</b>	Constância da dose de referência	2%
	Constância do monitor secundário	2%
	Constância da qualidade dos fótons	2%
	Planura	2%
	Simetria	3%
<b>Anual</b>	Constância da dose de referência	2%
	Reprodutibilidade da dose de referência	1%
	Constância dos fatores de campo	2%
	Constância sobre os parâmetros do eixo central	2%
	Constância dos fatores fora do eixo	2%
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2%
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	1%
	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%
	Constância da dose de referência com a taxa de dose	2%

Fonte: O autor, 2017.



### 5.3 Elaboração do controle da qualidade do acelerador linear com IMRT

Um programa de garantia e controle da qualidade para serviços de radioterapia que possuem aceleradores lineares tem como principal meta, garantir que os valores obtidos no momento dos testes de aceitação e do comissionamento continuem dentro dos limites aceitáveis recomendados pelos padrões nacionais e internacionais [86, 88, 89].

A Associação Americana de Física Médica (AAPM) no ano de 1994 publicou seu reporte de número 40, AAPM TG 40, protocolo que vinha sendo usado como texto base para controle da qualidade dos equipamentos em radioterapia em diversas instituições no mundo.

Com o advento de novas modalidades de tratamento como IMRT, SRS, SBRT e TBI e com a maior utilização de técnicas como MLC, colimadores assimétricos, filtros dinâmicos e em cunha, EPID e até mesmo a utilização de técnicas guiadas por imagens como CBCT, imagens estáticas com energia de kV e “*gating*” respiratório, que na época eram raramente usadas, e que hoje são amplamente utilizadas, o AAPM TG 40 passou por uma atualização e no ano de 2009 a AAPM publicou o AAPM TG 142, mais conhecido como TG 142.

Com a aquisição de um novo equipamento pelo Centro Regional Integrado de Oncologia e com a possibilidade de utilização das novas modalidades de tratamentos radioterápicos, se faz necessário à elaboração desse manual de como se realizam e as frequências recomendadas pelo TG 142 para os testes.

Aqui se faz importante lembrar que a cada introdução de nova tecnologia e nova modalidade de tratamento é necessário à realização de um teste, chamado de “End-to-End”. Esse teste visa à simulação de um tratamento completo, desde a aquisição de imagens, até a entrega da dose pelo equipamento, em um fantoma, para que se tenha a confiança necessária [91, 92, 100] para a realização de tratamentos em pacientes e que se possa garantir que todo o processo esteja correto e em caso de erro em alguma parte do processo, possa ser visualizado e corrigido [101, 108].

Quadro 20 - Testes recomendados para IMRT.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Segurança</b>	Comprovação do sistema de funcionamento de registro e verificação	Funcional
<b>Mecânico</b>	Comprovação da forma de campo	2 mm

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 21 - Testes mecânicos diários recomendados para IMRT.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Diário</b>	<b>Mecânico</b>	
	Exatidão ótica do posicionamento lâminas (gantry a 0°)	2 mm

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 22 - Testes de segurança e mecânicos mensais recomendados para IMRT.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Mensal</b>	<b>Segurança</b>	
	Comprovação dos enclavamentos em modo clínico	Funcional
	<b>Mecânicos</b>	
	Exatidão no posicionamento das lâminas (gantry a 90° e 270°)	1 mm
	Alinhamento ótico das lâminas em relação aos eixos principais do campo	1 mm
	Correspondência entre campo luminoso e de radiação	2 mm

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 23 - Testes mecânicos e dosimétricos anuais recomendados para IMRT.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>
<b>Anual</b>	<b><i>Mecânicos</i></b>	
	Centrado das MLC em relação ao eixo de rotação do colimador	1 mm
	Centrado das MLC em relação ao eixo de rotação do gantry	1 mm
	<b><i>Dosimétricos</i></b>	
	Transmissão das lâminas	5% máximo (Valor médio de acordo com o fabricante)
	Penumbra	< 1,5 mm

Fonte: O autor, 2017.

#### **5.4 Elaboração de um programa para comissionamento e controle da qualidade para tomografia computadorizada**

A tomografia computadorizada (CT) é, e seguirá seguindo, a modalidade de imagem predominante em radioterapia, no processo de aquisição de imagens do paciente em posição de tratamento [2, 5, 35].

Estas imagens são utilizadas para a delimitação de volumes tumorais e órgão de riscos, simulação virtual e cálculo de distribuições de doses absorvidas.

Diferentes publicações abordam essa temática com maior ou menor detalhe, algumas das quais utilizarei nesse trabalho de elaboração de um programa de controle da qualidade em tomografia.

Os testes de controle da qualidade de um CT para radioterapia são divididos em três grupos:

- a) Testes mecânicos e geométricos que podem afetar a planificação do tratamento.
- b) Testes relativos a imagens de CT antes da transferência para o TPS.
- c) Testes relativos às imagens transferidas para o TPS.

Como referências, utilizei as mais recentes publicações da IAEA.

Os testes referentes as imagens devem ser efetuados nas mesmas condições de aquisição que o usuário utilizará para o planejamento (mA, kV, FOV, algoritmos de reconstrução, filtros das imagens, espessura do corte e tempo de escaneamento). Esses parâmetros devem ser padrões e devem ser elaborados antes da elaboração de qualquer protocolo.

Quadro 24 - Testes a serem realizados na aceitação e comissionamento do equipamento de tomografia. (Continua)

<b>Teste</b>	<b>Parâmetro</b>	<b>Valor obtido</b>	
<b>Segurança e estabilidade elétrica</b>	Travamentos	Funcional	
<b>Aspectos mecânicos e geométricos</b>			
<b>Concordância das luzes do centrado externo e interno</b>	Deslocamento das luzes externas-interna		mm
<b>Indicação do eixo X</b>	Diferença absoluta entre as coordenadas Y		mm
<b>Alinhamento dos laseres móveis</b>	Deslocamento das luzes axiais internas-laser axial da parede		mm
<b>Alinhamento dos laseres móveis (cont.)</b>	Deslocamento das luzes axiais internas-laser axial da parede		mm
	Deslocamento das luzes coronais internas-laser móvel coronal da parede (centralizado)		mm
	Deslocamento das luzes axiais internas-laser axial do teto		mm
	Deslocamento da luz sagital interna e laser sagital móvel (centralizado)		mm
<b>Aspectos relativos a imagens</b>			
<b>Precisão geométrica dentro de um corte</b>	Distância medida, eixo X		mm
	Distância medida, eixo Y		mm
<b>Uniformidade do número da CT</b>	Diferença máxima (kV)		HU
	Diferença máxima (kV)		HU
	Diferença máxima (kV)		HU

Quadro 25 - Testes a serem realizados na aceitação e comissionamento do equipamento de tomografia. (Conclusão)

<b>Teste</b>	<b>Parâmetro</b>	<b>Valor obtido</b>	
<b>Número da CT (prova de constância) (kV1)</b>	Número CT (água)		HU
	Número CT (pulmão)		HU
	Número CT (osso)		HU
	Número CT (gordura)		HU
<b>Número da CT (prova de constância) (kV2)</b>	Número CT (água)		HU
	Número CT (pulmão)		HU
	Número CT (osso)		HU
	Número CT (gordura)		HU
<b>Número da CT (prova de constância) (kV3)</b>	Número CT (água)		HU
	Número CT (pulmão)		HU
	Número CT (osso)		HU
	Número CT (gordura)		HU
<b>Conversão de HU em DER</b>	DER (água)		HU
	DER (pulmão)		HU
	DER (osso)		HU
	DER (gordura)		HU
	DER (músculo)		HU
<b>Ruído da imagem</b>	Desvio padrão da HU		HU
<b>Resolução de alto contraste</b>	Pares de linhas/cm		
<b>Resolução de baixo contraste</b>	Número de objetos de baixo contraste		

Fonte: Documento cedido pelo Prof. Dr. Rodolfo Alfonso no ano de 2017.

## 5.5 Elaboração do controle da qualidade do tomógrafo computadorizado utilizado para simulação de tratamento

As tabelas a seguir foram elaboradas e que serão utilizadas para a realização do QA do tomógrafo do serviço de radioterapia do CRIO.

### 5.5.1 Testes de controles da qualidade dos CT para simulação em radioterapia

Quadro 26 - Testes diários para o QA do tomógrafo.

Frequência	Teste	Tolerância
Diário	<i>Segurança</i>	
	Parada de emergência	Funcional
	<i>Mecânico e geométrico</i>	
	Alinhamento das luzes internas do centrado	2 mm
	Horizontalidade do suporte plano da mesa	2 mm
	<i>Relativas à imagem</i>	
	Constância do número da CT (água)	10 HU
	Ruído da imagem	Segundo fabricante

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 27 - Testes mensais para o QA do tomógrafo.

Frequência	Teste	Tolerância
<b>Mensal</b>	<i>Mecânico e geométrico</i>	
	Coincidência das luzes do centrado externas e internas	2 mm
	Alinhamento e orientação das luzes do centrado	2 mm
	Alinhamento dos lasers móveis (se existem)	2 mm
	Indicação do eixo X	2 mm
	Rotação do eixo do suporte no plano	2 mm ou 1°
	<i>Relativas à imagem</i>	
	Orientação do paciente (direita e esquerda)	Coincidente
	Posição geométrica dentro de um corte	2 mm
	Uniformidade do número da CT (kVp mais comum)	10 HU (água)
	Constância do número de CT para 4 ou 5 materiais	20 HU (pulmão e ossos)

Fonte: O autor, 2017.

Quadro 28 - Testes anuais para QA do tomógrafo.

Frequência	Teste	Tolerância
<i>Mecânico e geométrico</i>		
<b>Anual</b>	Ortogonalidade da mesa em relação ao plano da imagem	2 mm
	Horizontalidade da mesa a um peso leve	2 mm
	Indicador da posição da mesa	2 mm
	Localização da imagem reconstruída (CT helicoidal)	2 mm
	<i>Relativas a imagens</i>	
	Uniformidade do número da CT (Vários kVp)	5 HU
	Conversão do número de CT para densidade eletrônica	Referência inicial
	Resolução espacial (alto contraste)	Segundo especificação
	Resolução de baixo contraste	Segundo especificação

Fonte: O autor, 2017.



## 5.6 Início da implementação clínica da IMRT do serviço de radioterapia do CRIO

### 5.6.1 Estratégia utilizada para a elaboração de testes e implementação da radioterapia por intensidade modulada

Nos últimos anos temos visto um rápido aumento no uso da radioterapia por intensidade modulada no Brasil e no mundo. Em se tratando de garantia da qualidade, a *Swedish Radiation Safety Authority (SSM)*, preconiza que cada plano de tratamento e, para cada campo, seja garantido a entrega da dose de acordo com o que foi planejado, através de medidas durante a primeira aplicação. Já a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM), em vários de suas recomendações, recomenda que seja realizada uma verificação pré-tratamento.

A estratégia utilizada para a implementação da IMRT e do programa de controle da qualidade do CRIO, teve início com uma revisão das várias recomendações existentes sobre QA em IMRT. Após essa exaustiva revisão, demos início ao processo de implementação e elaboração de um PGC em IMRT do serviço de radioterapia.

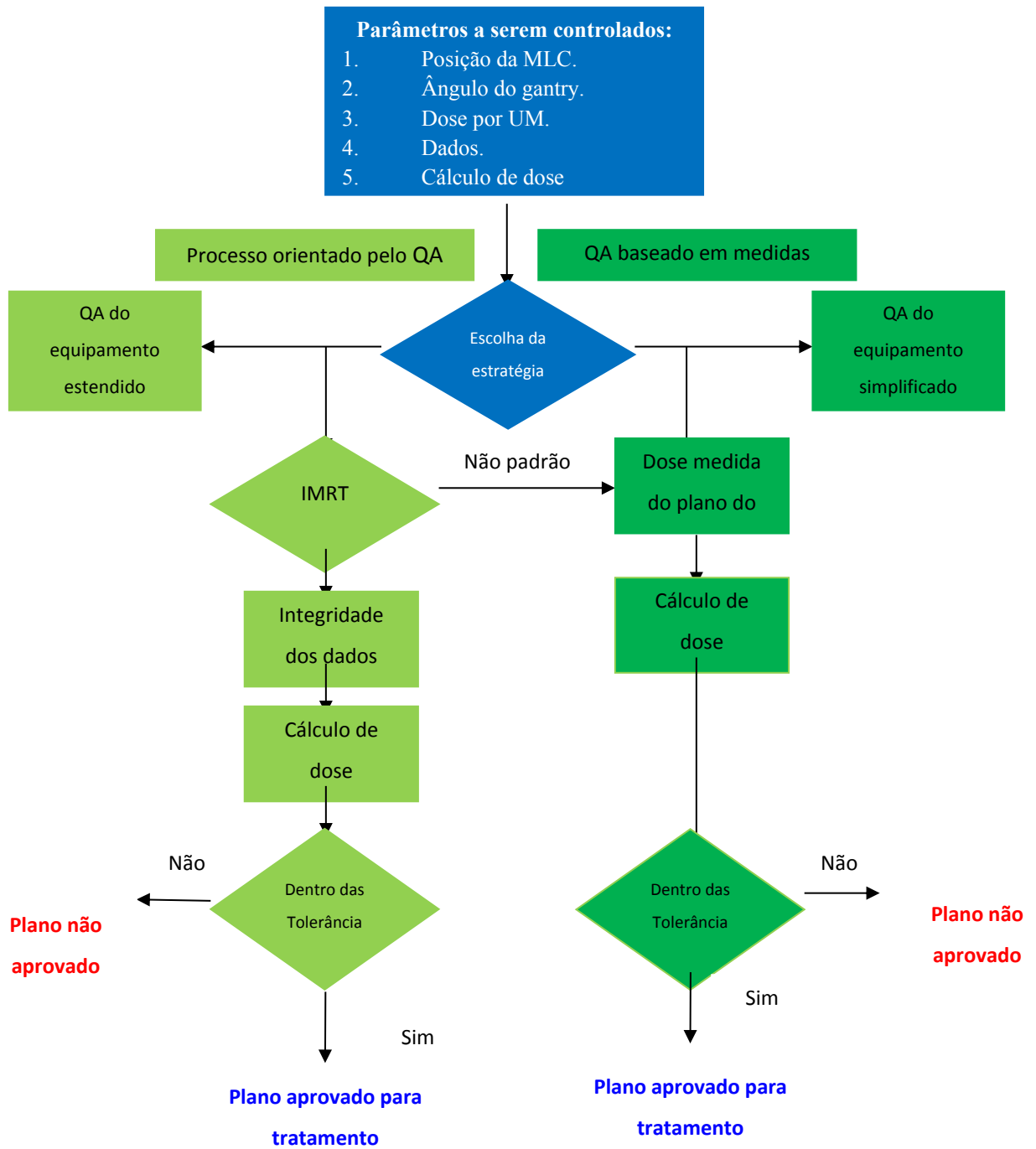
Cinco parâmetros principais foram identificados como necessários e que deveriam ser utilizados para cada novo tratamento a ser realizado, isso não implica, que foram utilizados esses parâmetros apenas.

Os parâmetros principais foram:

1. Posição das lâminas.
2. Angulação de gantry.
3. Unidade Dose/monitor.
4. Integridade dos dados.
5. Cálculo de dose.

No processo de implementação desse processo, uma estratégia orientada se fez necessária, e a elaboração de um índice foi realizada em forma de controles, e esses, devem ser verificados e avaliados. O organograma encontra-se a seguir.

Figura 15 - Organograma do processo de implementação da IMRT.



## 5.7 Comissionamento da IMRT baseado no TG 120 da AAPM

### 5.7.1 Testes baseados no TG 120 da AAPM

No report 120, comissionamento de ferramentas e equipamentos dosimétricos, a premissa básica é o de aceite, ou seja, testes realizados antes do comissionamento, para verificação dos parâmetros básicos dos equipamentos. A metodologia utilizada encontra-se descrita abaixo.

#### 5.7.1.1 Inspeção visual por Raios X

Foram realizadas imagens de Raios X, para cada uma das câmaras e para o fantoma de WL-QA, para verificação física e mecânicas das mesmas.

#### 5.7.1.2 Teste para avaliação da corrente de fuga

A corrente de fuga foi medida para que se pudesse garantir que a câmara possui um suficientemente baixo “background” e que o eletrodo guarda está em pleno funcionamento.

Diferenças de potencial de 300 V foram aplicadas para avaliação dos resultados. O resultado esperado é que entre a fuga da corrente esteja entre  $(1 \text{ a } 5) \times 10^{-14}$ , após 10 minutos do fim da irradiação.

#### 5.7.1.3 Teste para avaliação do efeito haste

O efeito haste foi quantificado ao se irradiar a câmara de ionização em diferentes direções que incluíram e excluíaam a porção (cabo) da câmara de guarda da câmara. Se o eletrodo guarda estiver funcionando corretamente, o resultado deve ser negligenciável.

#### 5.7.1.4 Teste para avaliação equilíbrio de leitura do dosímetro

Tempo de equilíbrio a radiação foi medido. Uma câmara em bom funcionamento deve prover medidas reprodutíveis após, pelo menos, duas leituras de, aproximadamente, 2 Gy.

#### 5.7.1.5 Teste para avaliação da polaridade

O efeito da polaridade foi determinado para verificar se foi pequeno o suficiente como deve ser (<1%). Para a energia utilizada (6 MV), o efeito devido a polaridade não deve ultrapassar 0,3%.

#### 5.7.1.6 Teste para avaliação da eficiência de coleta

A eficiência da coleta foi medida. Os fatores de recombinação devem ser pequenos (< 1,02 e, desejável < 1,015). Se os valores obtidos não estiverem dentro dessa faixa, correções mais precisas devem ser realizadas.

#### 5.7.1.7 Teste para avaliação da dependência direcional

A dependência direcional foi verificada de acordo com as especificações do fabricante. Esse teste é importante, pois a sensibilidade direcional pode limitar a utilidade da câmara de ionização.

#### 5.7.1.8 Teste para avaliação do eletrômetro e performance do cabo

Os requerimentos básicos para eletrômetros são acurácia, linearidade, estabilidade, sensibilidade, alta impedância e baixa fuga.

Para câmaras com volumes pequenos usadas em IMRT, a leitura de saída se torna muito mais importante do que as de maiores volumes. A fração da carga integrada devido ao cabo e fuga do eletrômetro é inversamente proporcional a carga coletada pela câmara e proporcional a quantidade de tempo necessário para as medidas.

A fuga do sistema eletrômetro/câmara/cabo deve ser checada para cada realização de medida e comparado com as especificações de fuga padrão,  $10^{-15}$  (excelente),  $10^{-14}$  (bom) e  $10^{-13}$  (ruim).

### 5.8 Testes dosimétricos realizados baseados no TG 106

É preciso, em primeiro lugar, realizar testes preliminares para a avaliação e comparação dos detectores que foram adquiridos pelo serviço.

Os testes realizados são pequenos conjuntos de medidas que, por finalidade, devem cobrir todas as situações que devem ser comissionadas e realizadas com todos os detectores disponíveis.

Nesse trabalho, como a finalidade não era a de comissionar o equipamento, e sim, verificar aspectos dosimétricos pertinentes a modalidade de IMRT, realizamos perfis de dose em profundidade no eixo central (PDP) e perfis cross e inplane na profundidade de 10 cm, para

os campos 1 cm x 1 cm, 2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm e 5 cm x 5 cm, para três tipos de detectores, câmara de ionização do tipo PinPoint, semiflex e diodo.

Utilizamos uma segunda câmara semiflex como sendo a de referência, para que se pudesse compensar os pulsos do equipamento emissor de radiação. O setup é mostrado nas figuras a seguir.

Todas as medidas foram obtidas no fantoma 3D da Sun Nuclear e todas as câmaras posicionadas no ponto efetivo de medição, 0,5 do raio da câmara, com velocidade de varredura de 0.25 cm/s e distância fonte-superfície (SSD) de 100 cm.

Foram avaliados os resultados obtidos por cada um desses detectores e os intercomparamos

Figura 16 - Scanner 3D utilizado para a obtenção das medidas.



Fonte: O autor, 2018.

Figura 17 - Setup de realização das medidas com as câmaras de campo e de referência.



Fonte: O autor, 2018.

Figura 18 - SSD a 100 cm.



Fonte: O autor, 2018.

Figura 19 - Posicionamento da câmara de referência no campo.



Fonte: O autor, 2018.



## 5.9 Implementação clínica da IMRT do serviço de radioterapia do CRIO baseado no detector volumétrico ArcCheck da empresa Sun Nuclear

### 5.9.1 Por quê o ArcCheck?

A escolha da utilização do ArcCheck para a realização dos testes necessários para a implementação da IMRT se deu devido a sua praticidade, eficiência e ser de fácil transporte.

O ArcCheck pode ser utilizado para diversas aplicações, entre elas:

- a) Medidas de campos compostos e em tempo real.
- b) É capaz de detectar falhas em mecanismos (TPS, Linac e MLC).
- c) Possui a habilidade de medir angulação de gantry, posição final da lâmina e dose.
- d) A análise é sincronizada com o tempo.
- e) Avalia QA rotineiro, de imagem e de setup.

O seu formato cilíndrico é bem similar ao formato de um paciente, figura a seguir. O ArcCheck consegue emular a geometria do paciente e insertos podem ser utilizados para prover densidades que serão usadas no TPS para se corrigir pelas diversas heterogeneidades existentes no corpo humano.

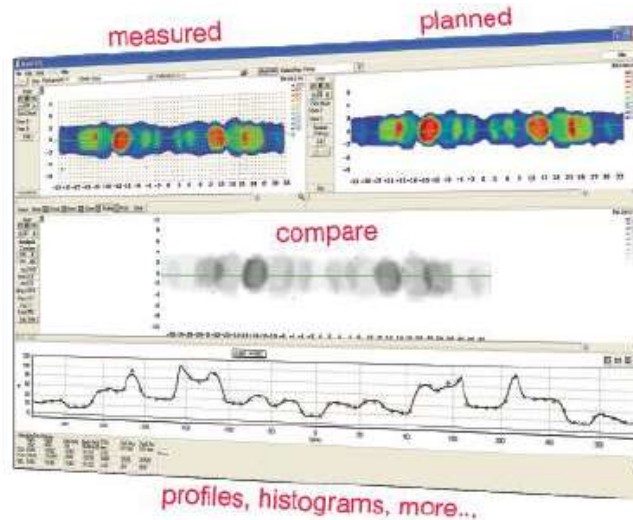
Figura 20 - Comparação do formato do ArcCheck com um slice da TC.



Fonte: Manual SunNuclear 2018.

Outro ponto importante, é a facilidade de avaliação do plano com o software SNC, do próprio ArcCheck, onde é possível de se avaliar planos em 3D.

Figura 21 - Software para avaliação do planejamento.



Fonte: Manual SunNuclear 2018.

### 5.9.2 Problemas com o ArcCheck?

O ArcCheck é composto por 1386 diodos em uma geometria helicoidal. Essa geometria helicoidal, faz com que, o detector seja paciente dependente. Por ser composto apenas por diodos, é preciso avaliar a dependência com a taxa de dose do equipamento, a resposta do diodo a uma taxa de dose instantânea, dependência dos diodos com o tamanho de campo e a dependência angular dos diodos.

Aqui é importante comissionar o ArcCheck, até para se estabelecer os limites padrões nos resultados que serão obtidos na implementação desse acessório para o QA de IMRT.

## 5.10 Testes pré comissionamento do ArcCheck

### 5.10.1 Avaliando o gantry com o ArcCheck

O Teste permite verificar erros na angulação e rotação do gantry, bem como, a sua rotação em relação ao isocentro. Como o equipamento é programado para realização de IMRT do tipo Step and Shoot, o ArcCheck foi isocentricamente posicionado, com tamanho de campo  $X = 1 \text{ cm} \times Y = 25 \text{ cm}$ , com colimador angulado em 9 graus, irradiado com 50 unidades monitoras e com angulos que variavam a cada 30 graus. O valor esperado é um círculo com um diâmetro menor que 2 mm ao redor do isocentro.

## 5.11 Teste recomendado por LoSasso

### 5.11.1 Alinhamento da MLC

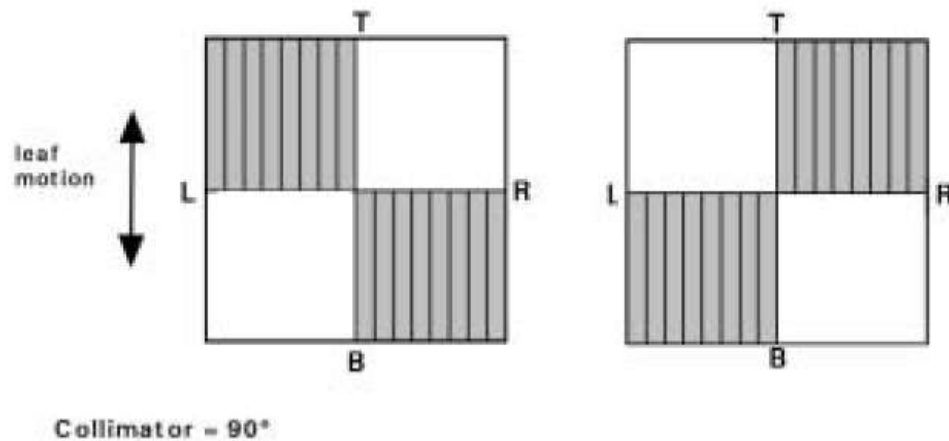
LoSasso, em um documento denominado *IMRT Delivery System QA*, deixa bem claro que qualquer nova tecnologia pode e deve ser implementada de forma segura e que cada componente do processo deve ser entendido pelo usuário.

Um programa da qualidade deve envolver desde o sistema de planejamento, bem como os problemas associados com a mecânica das MLCs, eletrônica, software e verificação para cada paciente de forma individual [108].

LoSasso, elaborou novos e diferentes testes, em relação a Ezzell et al. Um desses testes foi o do alinhamento das MLCs. Vários autores, perceberam que existe a possibilidade da lâmina de MLC afetar a incerteza espacial entre a extensão periférica dos feixes de radiação e o perímetro do volume alvo [112].

Para esse teste, em específico, utilizamos a mesma configuração de LoSasso e mostrada da figura 22.

Figura 22 - Padrões complementares das lâminas para o teste do alinhamento das MLCs.



Fonte: LoSasso, IMRT Delivery System QA.

LoSasso, deixa bem claro, que o deslocamento do campo na direção radial, é máxima, nos ângulos a 0 e 180 graus [125]. O desalinhamento da MLC relativo ao isocentro foi avaliada com o seguinte procedimento:

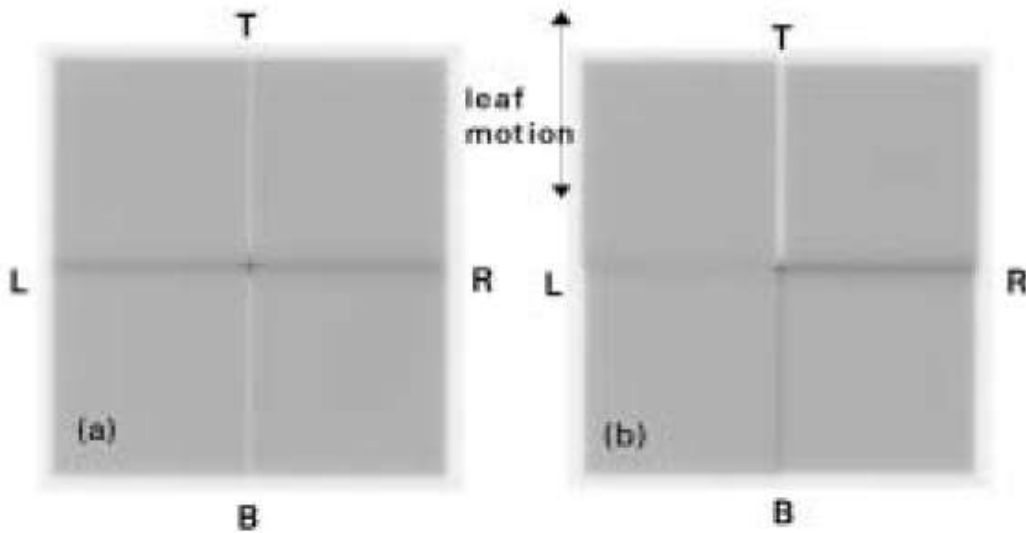
- a) Irradiamos o ArcCheck com dois padrões de lâminas que se complementam, o que sugere, um campo uniforme.

No nosso caso, a avaliação, desse teste, no equipamento Siemens [126, 129], o resultado esperado é diferente dos equipamentos da Elekta e Varian, já que, o o centro da lâmina sobrepõe o eixo central.

Portanto o resultado esperado no encontro das linhas perpendicularmente ao movimento da lâmina é deslocado, para fora do eixo, por um valor de 0,5 cm. Conforme figura (b) a seguir.

A assimetria mostrada corresponde a 0,5 mm de desalinhamento, tanto perpendicularmente, como paralelamente ao movimento da lâmina [134, 135].

Figura 23 - Resultado Esperado no teste de alinhamento da MLC.



Fonte: LoSasso, IMRT Delivery System QA.

Para 3DCRT, a acurácia nos limites dos campos estáticos, seja definido por MLC, blocos ou jaws, somente afetam as regiões de altos gradientes perto do limite do volume alvo ou estruturas críticas. Nesses tratamentos estáticos, 1 mm de erros são bem tolerados. Já em IMRT, não importante se na entrega de dose estática ou dinâmica, a dose entregue pode ser bem mais sensível a erros na calibração da posição da lâmina (Budgell et al 2000).

Para SMLC, a sobreposição ou subposição nos segmentos do campo levam a pontos quentes ou frios em até 13%/mm, de dose média, para as energias de 6MV (Low et al. 2001).

### 5.11.2 Transmissão da MLC

O objetivo desse teste é o de verificar a constância da transmissão da MLC em relação ao valor de referência.

A transmissão da MLC pode ser em 3 vias: através das lâminas, através de lâminas adjacentes e transmissão entre os extremos das lâminas. Ao utilizar campos com seguimentos adjacentes se produzem um efeito de sub-dosagem (tongue and groove), o qual deve ser verificado. O resultado foi obtido no teste de Losasso.

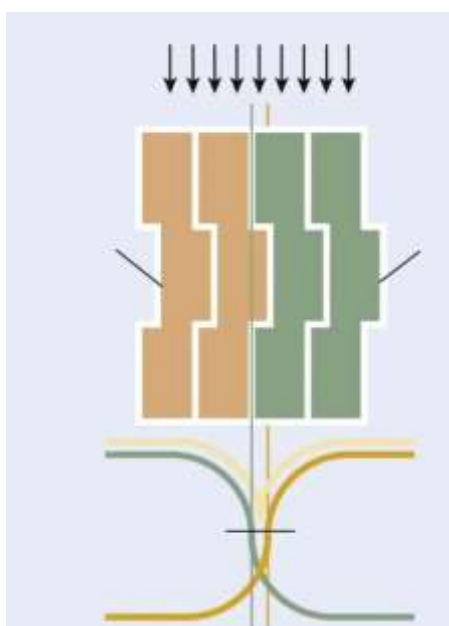
### 5.11.3 Efeito Tongue and Groove

O colimador de multilâminas (MLC) é um dispositivo usualmente empregado em aceleradores lineares que permite colimar o feixe de radiação no formato do tumor, evitando a exposição desnecessária de tecidos sadios. É composto por dois bancos de lâminas metálicas que se movimentam perpendicularmente ao feixe de radiação, como ilustrado na Figura 1. Cada lâmina pode deslizar em relação às outras do mesmo banco, avançando em relação ao eixo central do feixe e o bloqueando ou retraindo e permitindo a exposição do feixe.

Para minimizar a transmissão entre as lâminas adjacentes, a maioria dos MLCs utiliza do artifício de *Tongue & Groove* (T&G), característico de cada projeto de MLC, no qual a face de uma lâmina tem uma porção sobressalente chamada *tongue* enquanto a face da lâmina adjacente possui uma porção rebaixada denominada *groove*.

Embora T&G reduza a transmissão entre lâminas, cria outro efeito dosimétrico que, apesar de menor, também é importante<sup>1</sup>. A transmissão do feixe pela lâmina se torna mais complexa e depende de onde o feixe atravessa o seu perfil: centro, face do *tongue* ou do *groove*.

Figura 24 - Vista do colimador mostrando o detalhe do Tongue and Groove.

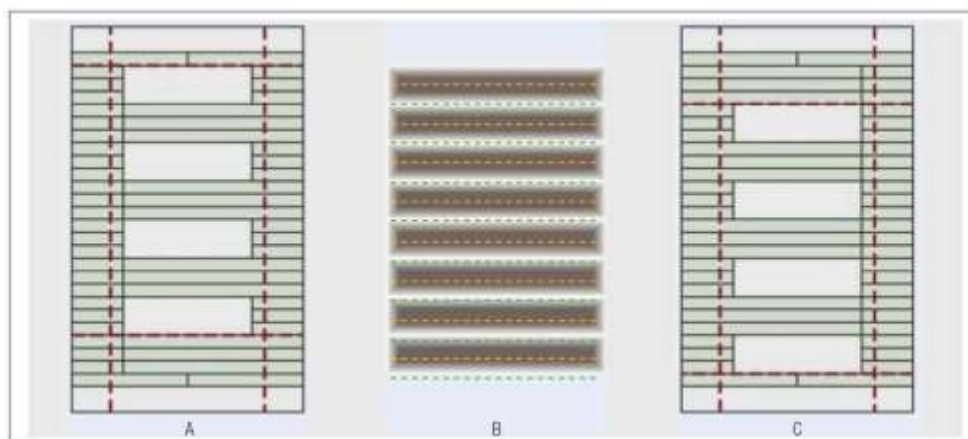


Fonte: Aluísio Castro et al. Revista Brasileira de Física Médica, 2012.

Segundo estudo de Deng et al., para um campo de tratamento de intensidade modulada, o maior efeito T&G poderia ser de até 10% da dose máxima nas distribuições de dose. Para um tratamento IMRT com vários ângulos de gantry ( $\geq 5$ ), a diferença entre as distribuições de dose com e sem o efeito T&G foi pouco evidente, menos de 1,6% para os dois casos clínicos típicos estudados. Depois de analisar os erros de posicionamento diário do paciente, as distribuições de dose foram suavizadas e as diferenças entre os planos com e sem o efeito T&G reduzidas e insignificantes. Portanto, para um plano de IMRT de vários campos ( $\geq 5$ ), o efeito T&G sobre as distribuições de dose IMRT foi, em geral, clinicamente insignificante devido ao efeito de manchas de campos individuais. O efeito T&G em um plano de IMRT com pequeno número de campos ( $< 5$ ) pode ser significativo ( $> 5\%$  da dose máxima) em alguns casos, especialmente quando a incerteza de posicionamento do paciente é pequena ( $\leq 2$  mm).

Para a avaliação do efeito de tongue and groove no ArcCheck, utilizamos o mesmo padrão utilizado por Aluísio et al. Conforme figura a seguir.

Figura 25 - Duas configurações de colimador de multilâminas complementares (A e C) que, quando expostas, produziram um padrão não uniforme, no qual, as linhas de subdosagem irão se evidenciar no efeito Tongue and Groove.



Fonte: Aluísio Castro et al. Revista Brasileira de Física Médica, 2012.

## **5.12 Teste recomendado pela Furnari**

### **5.12.1 Projeção do campo luminoso**

Esse teste avalia o posicionamento das lâminas em relação ao campo luminoso através das lâminas de MLC. A metodologia mais usada é a de avaliar a projeção luminosa em um papel milimetrado. No nosso caso específico, utilizamos a ArcCheck para a determinação do posicionamento das lâminas nos diversos testes propostos a seguir.

Avaliamos os campos 1 cm x 1 cm, 2 cm x 2 cm, 5 cm x 5 cm, 5 cm x 10 cm, 10 cm x 10 cm, 10 cm x 18 cm e 18 cm x 18 cm.

## **5.13 Teste recomendado por Galvin**

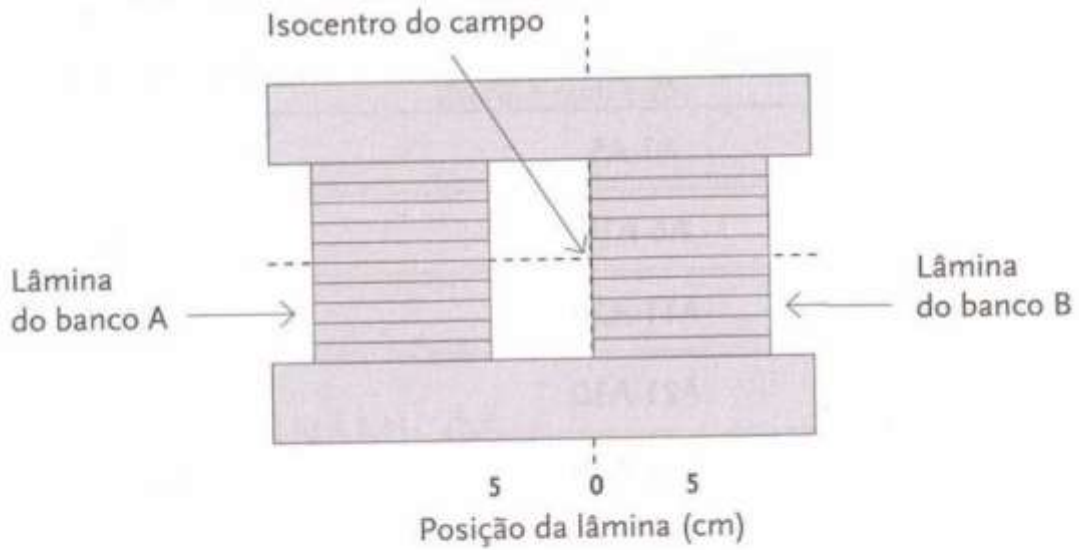
### **5.13.1 Isocentricidade**

O objetivo desse teste é o de conferir a isocentricidade da MLC em função da rotação do gantry e do colimador.

Um campo de 10 cm x 5 cm foi gerado com as lâminas, de um lado do campo, completamente fechadas no isocentro.



Figura 26 - Posição das lâminas no teste da isocentricidade.




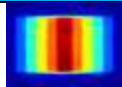
Fonte: Livro Controle da Qualidade em Radioterapia, Laura Furnari, 2012.

Irradiamos o ArcCheck com o gantry a 0°, 90° e 270°. O resultado deve estar dentro dos limites de tolerância, 0,5 para isocentro e posicionamento das lâminas.

**5.14 Teste recomendado por Daniel Venecia**

Os testes foram baseados no artigo publicado na revista Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 5, No. 3, Summer 2004, por Carlos Daniel Venecia e Pelayo Besa, como resultado do comissionamento do DMLC da Pontificia Univerdidad Católica de Chile. Os testes encontram-se na tabela a seguir.

Quadro 29 - Testes opcionais realizados no comissionamento.

Testes opcionais	
Wedge	Pirâmide
	

Fonte: Carlos Daniel Venecia et al., Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2004.

### 5.15 Calibrando o ArcCheck

Neilson et al., em seu trabalho intitulado *Delivery quality assurance with ArcCHECK*, publicado na *Medical Dosimetry*, no ano de 2013, avaliou o potencial do ArcCheck para o controle da qualidade.

No total, 170 planos provenientes de 84 pacientes foram estudados. Os planos foram divididos em dois grupos: aqueles em que o alvo estava situado nos diodos do ArcCheck, que ele chamou de planos D e os planos em que os alvos estavam situados no centro do ArcCheck, ao qual ele chamou de planos C.

A metodologia descrita por Van Dyk, 3%/3mm, foi a escolhida para a avaliação dos planos. Como resultado, ele obteve:

- a) Ele recomenda que desligue a correção para a dependência angular nas medidas e que as medidas seja, medidas no isocentro do ArcCheck.

Baseado nesses resultados, o arranjo experimental deste trabalho foi realizado em SAD.

A calibração do ArcCheck é um passo indispensável antes da realização de qualquer medida. A calibração realizada aqui no serviço foi baseada na recomendação do fabricante para IMRT.

O primeiro passo, foi a calibração do detector, nas quais as medidas foram corrigidas para a sensibilidade relativa dos detectores. Essa calibração é necessária pois é aplicada nas medidas brutas, em cada detector, para eliminar as diferenças das respostas relativas entre cada detector de forma individual.

A calibração foi realizada com uma única exposição (200 UM), entregues em um campo 10 cm x 10cm. A dose entregue foi avaliada no software do ArcCheck (SNC Patient) e o fator de calibração foi obtido.

## 5.16 Metodologia empregada na avaliação e interpretação dos resultados obtidos na implementação da IMRT

Como dito anteriormente, a escolha do ArcCheck, como ferramenta para avaliação de todos os testes necessários para implementação da IMRT, foi devido a sua praticidade, tanto no uso, como na avaliação dos resultados.

O ArcCheck vem acompanhado com um software, *SNS PA Software*, próprio, interligado por cabo, onde é avaliado a dose planejada e dose medida. Nessa avaliação é utilizada a técnica, modificada, descrita por *Low et al.*, em seu trabalho intitulado *A technique for the quantitative evaluation of dose distribution*.

### 5.16.1 Processo de análise do índice $\gamma$

Em IMRT, a avaliação dos tratamentos é puramente quantitativa. O método de avaliação quantitativa compara, de forma direta, valores de distribuição de doses que foram medidas e as que foram calculadas. Van Dyk, no ano de 1992, publicou um trabalho intitulado *Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers*, onde descrevia os procedimentos para a garantia da qualidade dos sistemas de tratamento.

Nesse trabalho, a comparação da distribuição de dose foi sub-dividida em em regiões de baixo gradiente de dose e regiões de alto gradiente de dose, cada uma delas, com critérios de aceitação distintos.

Nas regiões de baixo gradiente de dose, as doses são comparadas diretamente, com uma tolerância de aceitação, definido entre a diferença entre as doses medidas e calculadas. O resultado, ou seja, a diferença de dose identifica as regiões onde a distribuição de dose calculada discorda com a distribuição de dose medida.

Já nas regiões de alto gradiente, deve-se assumir que a extensão espacial é suficientemente grande, e que qualquer pequeno erro espacial, não importando se foi medido ou calculado, irá resultar em uma grande diferença de dose entre o que foi medido e o que foi calculado.

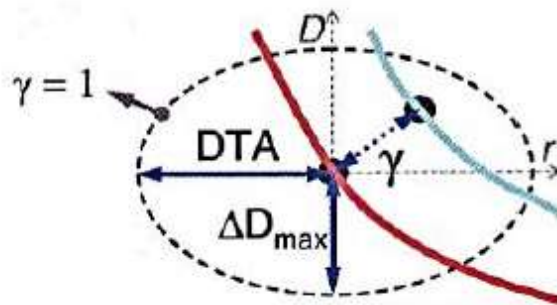
A diferença de dose em regiões de alto gradiente podem desconsideradas, já que um erro não é significativo e representativo da qualidade do planejamento, portanto, o conceito de *distance-to-agreement* (DTA) é usado para avaliação e aceitação do cálculo de dose.

O formalismo matemático utilizado por Low estabelece que o critério para avaliação da diferença de dose, que ele denominou como  $\Delta D_M$ , e para o DTA,  $\Delta d_M$ , os valores, baseados nos padrões internos de sua instituição, como sendo,  $\Delta D_M = 3\%$  e  $\Delta d_M = 3\text{mm}$ .

$$y = \min \left\{ \frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2} \right\} \quad (10)$$

A esse formalismo matemático, que ele chamou de índice gama, que nada mais é do que a combinação quadrática da diferença de dose e DTA. Para o critério estabelecido (3%/3mm) a função define uma superfície elíptica, em que  $\gamma = 1$  e que qualquer ponto dentro dessa superfície elíptica são considerados aprovados.

Figura 27 - Representação da elipse na avaliação gama.



Fonte: Pedro Cardoso, Fundação do Câncer, 2017.

É muito importante ter atenção no significado do critério de tolerância da função gama, por exemplo, 3%/3mm. Da própria definição, “um ponto de referência é considerado aprovado caso haja um ponto avaliado com diferença de dose menor que 3% à uma distância menor que 3 mm”, nem sempre é verdadeira. A figura a seguir demonstra que a interpretação deve ser outra.

$$y = \sqrt{\left\{\left(\frac{3}{3}\right)^2 + \left(\frac{3}{3}\right)^2\right\}} = 1,41 \quad (11)$$

$$y = \sqrt{\left\{\left(\frac{2,5}{3}\right)^2 + \left(\frac{2,5}{3}\right)^2\right\}} = 1.178 \quad (12)$$

$$y = \sqrt{\left\{\left(\frac{2,1}{3}\right)^2 + \left(\frac{2,1}{3}\right)^2\right\}} = 0,99 \quad (13)$$

Aqui, observa-se, que para o critério adotado, a solução da função gama falha. Portanto, a melhor maneira de se definir o processo da avaliação gama é que “um ponto de referência é considerado aprovado caso haja um ponto avaliado cujo a diferença de dose e DTA sejam suficientemente pequenos, de tal forma que satisfaça  $\gamma \leq 1$ , com o critério estabelecido 3%/3mm”.

#### 5.16.2 Processo de análise do índice $\gamma$ , modificado, pelo software do ArcCheck

As taxas de aprovação calculadas pelo software *SNC Patient* emprega um algoritmo baseado, mais diferente, do algoritmo inicial introduzido por Low *et al.* No modo absoluto, primeiro a diferença de dose é verificada, seguido pela conferência DTA, e, só então, o índice gama á calculado como descrito por Low *et al.*, quando o critério mencionado acima falha. Para comparação dose absoluta com a diferença global (ativo) e a incerteza da medida (desativado) a função é descrita como:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{|r_m - r_c|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(100(D_m - D_c)/D_{max})^2}{\Delta D_M^2}} \quad (14)$$

Onde  $D_m$  e  $D_c$  são as doses medidas e calculadas nas posições  $r_m$  e  $r_c$ , respectivamente.  $D_{max}$  é a dose máxima,  $\Delta d_M$  o critério de distância e  $\Delta D_M$  o critério da diferença de dose em %.

### 5.17 Comissionamento da IMRT baseado no TG 119 da AAPM

Após as etapas de comissionamento mecânico do equipamento para IMRT, comissionamento do sistema de dosimetria, a última etapa de implementação da modalidade de fluência modulada do CRIO, foi o comissionamento do planejamento baseado no TG 119 da AAPM, de autoria de Gary A. Ezzell et al.

Nesse estudo, onde houve a participação de 9 instituições, procurou-se quantificar o “grau de concordância” que deve ser esperado, em instituições de radioterapia, que pretendem tratar pacientes com IMRT. Para isso, usou-se o conceito de limite de confiança, proposto por Venselaar et al. e atualizado por Palta et al.

O limite de confiança é baseado na diferença média entre o que foi medido e o valor esperado para um número de medidas em situações comparáveis (diferenças sistemáticas) somadas com desvios padrão das diferenças, multiplicados por um fator (diferença randômica).

O fantoma que utilizamos, diferente dos que foi utilizado no estudo, foi o ArcCheck 3D, fantoma cilíndrico, com diodos, onde os resultados foram avaliados através do software, ou seja, avaliação pela soma dos campos através do índice gama.

### 5.17.1 Descrição geral dos testes

Cada teste incluiu alvos e estruturas normais com formatos, distintos, que os físicos pudessem criar no fantoma de sua escolha. No nosso caso, baixamos as imagens (dicom) de CT com as estruturas desenhadas no site da AAPM, <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>.

Cada teste especificava parâmetros de doses para o planejamento de IMRT e os arranjos dos feixes que deveriam ser usados. Cada teste, também especificava, as medidas que deveriam ser tomadas, a acurácia da entrega da dose e como analisar e reportar.

#### 5.17.1.1 Planos

Todos os planejamento foram elaborados conforme os padrões descritos no TG 119 da AAPM e descritos na tabela abaixo.

Quadro 30 - Parâmetros utilizados para a realização dos testes do TG 119.

<b>Energia</b>	<b>Grid de cálculo</b>	<b>Prescrição</b>	<b>Parâmetros IMRT</b>
6 MV	2 mm ou mais refinado	2 Gy	Número de níveis de intensidade
			Smoothing
			Menor comprimento de campo
			Mínima UM
			Prioridades e etc.

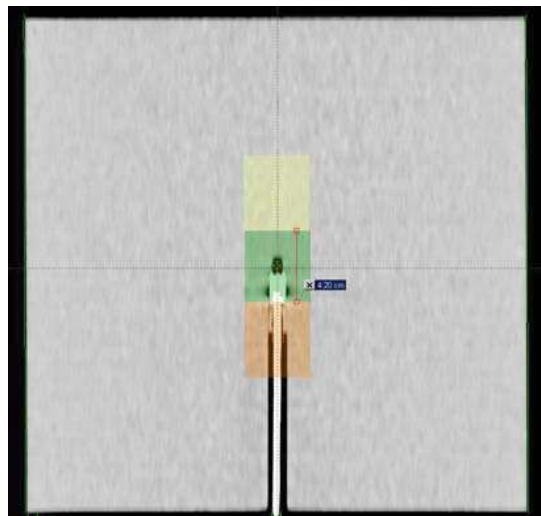
Fonte: AAPM TG 119, 2009.

## 5.18 Testes para comissionamento

### 5.18.1 Alvos múltiplos

São três alvos cilíndricos ao longo do eixo de rotação. Cada um possui um diâmetro de aproximadamente 4 cm e comprimento, também, de 4 cm, figura abaixo. Eles devem receber diferentes doses, sendo que o alvo central deve receber a maior dose por fração. O alvo superior deve receber 50% da dose do alvo central e o alvo inferior deve receber 25% da dose do alvo central

Figura 28 - Estrutura para planejamento dos alvos múltiplos.



Fonte: AAPM TG 119, 2009.

#### 5.18.1.1 Resultados de doses esperados

Os resultados esperados para as doses usadas para o planejamento foram expressas em termos da dose de 99% do volume (D99) e a dose de 10% do volume (D10) para os três alvos, conforme tabela a seguir.



Quadro 31 - Metas a serem alcançadas com o planejamento.

Parâmetro de planejamento	Meta do plano (Gy)	Média (Gy)
Alvo central (D99)	>50	49,55
Alvo central (D10)	<53	54,55
Alvo superior (D99)	>25	25,16
Alvo superior (D10)	<35	34,12
Alvo inferior (D99)	>12,5	14,07
Alvo inferior (D10)	<25	24,18

Fonte: AAPM TG 119, 2009.

### 5.18.2 Próstata

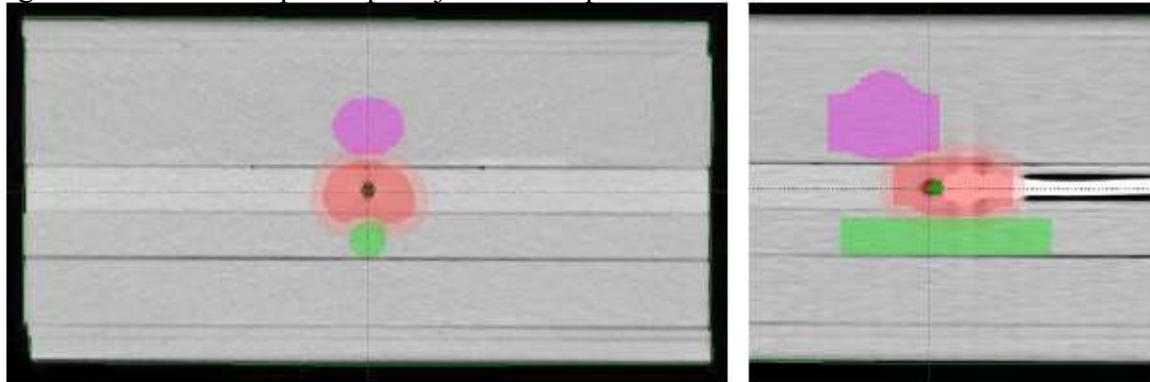
#### 5.18.2.1 Estruturas

O CTV da próstata é de formato elipsoidal, com concavidade posterior, com dimensões de 4,0 cm (LL) x 2,6 cm (AP) x 6,5 cm (SI). O PTV da próstata foi expandido isotropicamente de 0,6 cm ao redor do CTV.

O reto é um cilindro com diâmetro de 1,5 cm que intercepta, de forma proposital, a porção posterior da próstata. O PTV inclui 1/3 do volume retal.

A bexiga está em formato elipsoidal, com dimensões 5,0 cm x 4,0 cm x 5,0 cm e está centralizada na parte superior da próstata, conforme figura a seguir.

Figura 29 - Estruturas para o planejamento da próstata.



Fonte: AAPM TG 119, 2009.

### 5.18.2.2 Resultados de doses esperados

Os resultados esperados para O PTV da próstata foram especificados como D95 e D5. Para o reto e bexiga, D30 e D10, conforme tabela a seguir.

Quadro 32 - Metas a serem alcançadas com o planejamento da próstata.

Parâmetro de planejamento	Meta do plano (Gy)	Média (Gy)
Próstata D95	>75,60	75,66
Próstata D5	<83	81,43
Reto D30	<70	63,56
Reto D10	<75	73,03
Bexiga D30	<70	43,94
Bexiga D10	<75	62,69

Fonte: AAPM TG 119, 2009.

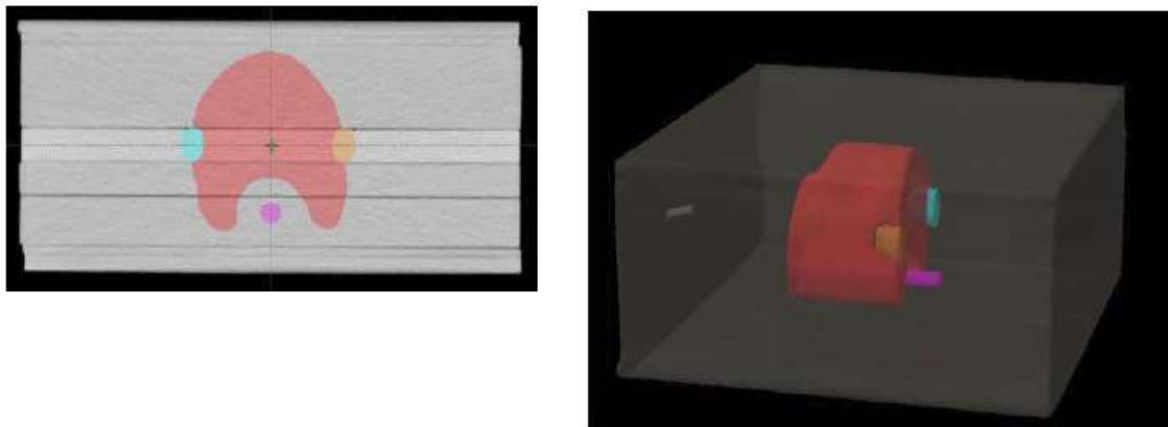
### 5.18.3 Cabeça e pescoço

#### 5.18.3.1 Estruturas

Os volumes para o teste da cabeça e pescoço foram primeiro desenhados em um fantoma antropomórfico e então transferido para o fantoma retângular. O PTV inclui todo volume anterior da base do cênio até a porção superior do pescoço, incluindo os linfonodos posteriores.

O PTV foi retraído da pele por 0,6 cm. Existe um gap de, mais ou menos, 1,5 cm entre a medula e o PTV. As parótidas foram retiradas do PTV.

Figura 30 - Planejamento para cabeça e pescoço.



Fonte: AAPM TG 119, 2009.

### 5.18.3.2 Resultados de doses esperados

Os resultados esperados para o PTV da cabeça e pescoço foram especificados como D99, D90 e D20. Para as estruturas normais, D50 foi usada para a parótida e máxima dose para medula, conforme tabela abaixo.

Quadro 33 - Metas planejamento cabeça e pescoço.

<b>Parâmetro de planejamento</b>	<b>Meta do plano (Gy)</b>	<b>Média (Gy)</b>
PTV D90	50	50,28
PTV D99	>46,50	47,04
PTV D20	<55	52,99
Máximo medula	<40	37,41
Parótida D50	<20	17,98

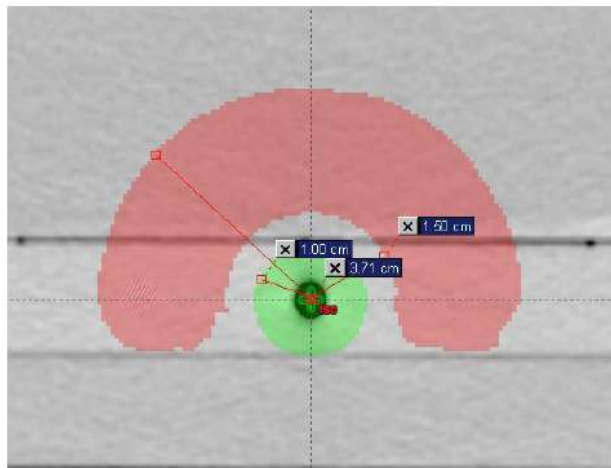
Fonte: AAPM TG 119, 2009.

#### 5.18.4 Formato em C (Cshape)

##### 5.18.4.1 Estruturas

O alvo, em formato de C, que fica ao redor da estrutura que quer se evitar. O centro é um cilindro de 1,0 cm de raio. O gap entre o core e o PTV é de 0,5 cm, então, o arco interno do PTV é de 1,5 cm de raio. O arco externo do PTV é de 3,7 cm de raio. O PTV possui 8,0 cm de comprimento e o core 10 cm, conforme figura abaixo.

Figura 31 - Planejamento C Shape (Hard and Easy).



Fonte: AAPM TG 119, 2009.

Duas versões para o problema são dadas. Uma fácil, onde o core central é mantido a 50% da dose no alvo e o difícil, onde o core central é mantido a 20% da dose no alvo.

##### 5.18.4.2 Resultados de doses esperados

Os resultados esperados para o PTV foram especificados como D95 e D10. Para as estruturas normais, D10 foi usada, conforme tabelas abaixo.

Quadro 34 - Metas planejamento CShape fácil.

<b>Parâmetro de planejamento</b>	<b>Meta do plano (Gy)</b>	<b>Média (Gy)</b>
PTV D90	50	50,10
PTV D10	>55	54,40
Core D10	<25	22

Fonte: AAPM TG 119, 2009.

Quadro 35 - Metas CShape difícil.

<b>Parâmetro de planejamento</b>	<b>Meta do plano (Gy)</b>	<b>Média (Gy)</b>
PTV D90	50	50,11
PTV D10	>55	57,20
Core D10	<10	16,30

Fonte: AAPM TG 119, 2009.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 6.1 Resultados obtidos nas validações dos dados do fabricante nas MLCs

#### 6.1.1 Especificações do fabricante sobre as MLCs

Existem diversas literaturas que mostram a importância de se verificar as especificações das lâminas que serão utilizadas para tratamentos com fluências não homogêneas. A tabela a seguir mostra os resultados obtidos na avaliação sobre as especificações técnicas das MLCs.

Quadro 36 - Confirmação nos dados do fabricante em relação as especificações das MLCs.

<b>Especificação</b>	<b>Dados fabricante</b>	<b>Resultados obtidos</b>
Número de lâminas	160	✓
Acurácia absoluta do posicionamento da lâmina no isocentro (mm)	0,5	✓
Reprodutibilidade no posicionamento da lâmina no isocentro (mm)	0,3	✓
Máximo diâmetro em um campo circular (mm)	40	✓
Resolução da lâmina no isocentro (mm)	5	✓
Velocidade máxima da lâmina (cm/s)	4	✓
Tamanho máximo do campo (cm)	40 x 40	✓
Tamanho mínimo de campo (cm)	0 x 0	✓
Movimento máximo de uma única lâmina (cm)	20	✓

Fonte: O autor, 2017.

Os resultados obtidos na verificação das especificações técnicas das MLCs ficaram todos dentro dos informados e preconizados pelo fabricante. Esse resultado é muito importante, pois fornece uma garantia na qualidade dos futuros tratamentos a serem realizados com esse equipamento.

### 6.1.2 Especificações mecânicas do fabricante sobre as MLCs

O passo seguinte na avaliação das MLCs, foi a de verificação dos resultados mecânicos realizados, obtidos pelos técnicos do fabricante, e aceito pelo físico responsável do serviço, no momento da entrega (aceite) do equipamento ao serviço de radioterapia do CRIO.

Essa validação dos resultados é importante, pois, avalia o comportamento, a longo prazo (uso) das lâminas, já que para tratamentos de IMRT, as lâminas são bastantes exigidas, e, qualquer variação mecânica nas mesmas, precisa ser descoberta e reparada, antes de erros na entrega da dose para o paciente. Os resultados obtidos encontram-se na tabela abaixo.

Quadro 37 - Avaliação dos resultados dos testes mecânicos realizados no comissionamento.

Teste	Tolerância	Resultados comissionamento	Resultados verificação
Coincidência do isocentro com a rotação do colimador	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>	✓
Coincidência do isocentro com a rotação do gantry	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>	✓
Coincidência do campo luminoso com o radioativo	< 1,0 mm de raio	<b>SIM</b>	✓
Alinhamento do crosshairs	< 1,0 mm	<b>SIM</b>	✓
Paralelismo dos colimadores primários com os crosshairs	< 2,5 mm	<b>SIM</b>	✓
Posição das lâminas em várias posições	± 1 mm	<b>SIM</b>	✓

Fonte: O autor, 2017.

## **6.2 Resultados obtidos na implementação durante o ano de 2017/2018 do novo programa de garantia da qualidade do CRIO**

A implementação do novo programa de garantia da qualidade do CRIO levou em consideração a necessidade dos testes a serem realizados, a frequência com que eles devem ser realizados, as técnicas a serem seguidas, sempre tendo em mente, que os equipamentos a serem utilizados para a realização dos testes devem ser de fácil manuseio e utilização para que se possa minimizar erros e economizar o tempo de trabalho. Os resultados obtidos na implementação do novo programa encontram-se a seguir.

### **6.2.1 Resultados obtidos no controle da qualidade**

Os testes diários incluem aqueles que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de irradiação e dos volumes alvo (telômetros, lasers, etc.).

Bem como a dose aplicada ao paciente (constância do rendimento absoluto ou taxa de dose absorvida de referência, no caso de aceleradores), e aspectos de segurança.

Os testes mensais verificam parâmetros cujas variações produzam efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês (por exemplo, congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe). Durante estas revisões mensais o físico deverá comprovar com maior nível de exatidão alguns dos aspectos verificados pelo técnico em radioterapia durante os testes diários.

Os testes anuais incluem as verificações da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento do equipamento (PDD, TAR, fatores campos e de filtros, etc.), assim como a verificação mais detalhada de parâmetros controlados mensalmente (por exemplo, dependência da dose de referência com a posição da estativa, coincidência do isocentro mecânico e radiante, etc.).



## 6.2.1.1 Resultados obtidos na avaliação anual nos testes de segurança

Quadro 38 - Resultado da avaliação de um ano nos testes de segurança realizados.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Resultado obtido</b>
<b>Diário</b>	Luzes On/Off	Funcional	✓
	Luzes no painel de controle	Funcional	✓
	Luzes de irradiação	Funcional	✓
	Sistema audiovisual	Funcional	✓
	Interruptor de radiação no console	Funcional	✓
	Programação	Funcional	✓
	Interrupção por UM	Funcional e coincidentes	✓
	Verificação das câmaras monitoras	Funcional e coincidentes	✓
<b>Mensal</b>	Verificar topo da mesa	Funcional	✓
	Verificação de travas e códigos de acessórios	Funcional	✓
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Coincidente com o fabricante	✓
	Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Funcional e coincidente com o fabricante	✓
	Campos permitidos para filtros	Funcional	✓
<b>Anual</b>	Comprovação de todas as travas	Funcional	✓

Fonte: O autor, 2017.

## 6.2.1.2 Resultados obtidos na avaliação anual nos testes mecânicos

Quadro 39 - Resultados obtidos na avaliação anual dos testes mecânicos.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Resultado obtido</b>
<b>Diário</b>	Lasers	2 mm	✓
	Telêmetro	2 mm a SAD	✓
	Tamanho de campo (10 cm x 10 cm)	2 mm	✓
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro	✓
	Centro do campo luminoso	2 mm	✓
<b>Mensal</b>	Indicadores angulares da estativa	1°	✓
	Indicadores angulares do colimador	1°	✓
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm	✓
	Indicadores do tamanho de campo	2 mm	✓
	Isocentro mecânico	2 mm de diâmetro	✓
	Coincidência do campo de luz-radiação	2 mm	✓
	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso	✓
	Posição do filtro	2 mm	✓
	Posição da bandeja	2 mm	✓
	Trava de filtros e bandejas	Funcional	✓
	Centralização dos cones	2 mm	✓
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm	✓
	Escalas da mesa	2 mm ou 1°	✓
<b>Anual</b>	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro	✓
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro	✓
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro	✓
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com isocentro	2 mm de diâmetro	✓
	Coincidência do isocentro mecânico e de radiação	2 mm de diâmetro	✓
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm	✓

Fonte: O autor, 2018.

## 6.2.1.3 Resultados obtidos na avaliação anual nos testes dosimétricos

Quadro 40 - Resultados obtidos na avaliação anual dos testes dosimétricos.

<b>Frequência</b>	<b>Teste</b>	<b>Tolerância</b>	<b>Resultados obtidos</b>
<b>Diário</b>	Constância da dose de referência	3%	✓
<b>Mensal</b>	Constância da dose de referência	2%	✓
	Constância do monitor secundário	2%	✓
	Constância da qualidade dos fótons	2%	✓
	Planura	2%	✓
	Simetria	3%	✓
<b>Anual</b>	Constância da dose de referência	2%	✓
	Reprodutibilidade da dose de referência	1%	✓
	Constância dos fatores de campo	2%	✓
	Constância sobre os parâmetros do eixo central	2%	✓
	Constância dos fatores fora do eixo	2%	✓
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2%	✓
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	1%	✓
	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%	✓
	Constância da dose de referência com a taxa de dose	2%	✓

Fonte: O autor, 2018.

Acima descrevi os resultados de forma prática. A forma mais completa está descrita nas tabelas a seguir.

Quadro 41 - Resultados obtidos mês a mês na avaliação dos testes de segurança.

Testes	Tolerância	Fevereiro de 2017 a fevereiro de 2018												
		Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev
Warm up	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Luzes On/Off	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Luzes Painel de Controle	Funcional	F	F	F	NF	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Luzes de irradiação	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Sistema audiovisual	Funcional	F	F	F	F	F	F	NF	F	F	F	F	F	F
Interruptor de radiação no acesso a sala	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Interruptor de radiação no console	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Programação	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Interrupção por UM	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
Verificação das câmaras monitoras	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
V&R (IMRT)	Funcional	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F

Legenda: Funcional (F), Não Funcional (NF)

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 42 - Resultados obtidos nos testes mecânicos mês a mês.

Teste	Tolerância	Fevereiro de 2017 a fevereiro de 2018												
		Fev	Mar	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	
Laser	±1,5 mm	+1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0
Telêmetro	±2 mm	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0
Tamanho de campo	±2 mm	10,1	10,2	10,1	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2	10,2
Centro do reticulado	±2 mm	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
Centro do campo luminoso	±2 mm	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 43 – Avaliação anual do rendimento.

Teste	Tolerância	Fevereiro de 2017 a fevereiro de 2018 (%)											
		Fev	Mar	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev
Rendimento	2%	+1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	-1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0	+1,0

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 44 - Avaliação dosimetria mensal.

Teste	Tolerância	Fevereiro de 2017 a fevereiro de 2018											
		Fev	Mar	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev
Dosimetria	2%	1,01	1,01	1,02	1,00	1,00	1,00	1,00	1,01	1,01	1,01	1,01	1,01

Fonte: O autor, 2018.

Os resultados obtidos, em sua maioria, estão dentro das tolerâncias e limites nacionais e internacionais. É preciso apenas esclarecer, nos testes de segurança, o processo de avaliação como funcional ou não funcional.

Se no mês em avaliação, 1/3 dos dias os resultados foram não conforme, todo o mês era considerado não conforme.

Se no mês em avaliação 2/3 dos dias foram em conformidade, o restante do mês era considerado funcional.

Isso pode ser visto na tabela 51, nos meses de maio (luzes on/off) e no mês de agosto (sistema audiovisual).

No restante dos meses, tudo dentro da funcionalidade. Isso garante uma maior segurança para pacientes e IOEs.

Com relação aos resultados na tabela 52, testes mecânicos, vale frisar que todos estão dentro dos limites estabelecidos. O que é importante de se analisar é que, nos testes realizados no tamanho de campo, o campo Y, escrito com uma cor azul mais clara, é onde se tinha sempre a maior variação.

Da mesma forma, tabela 53, o fator rendimento diário foi bastante constante em alguns meses, com valores acima do padrão (1,000) e em outros meses uma sequência de valores abaixo do padrão (1,000).

Na tabela 54, a dosimetria mensal foi bastante constante e encontram-se dentro da tolerância de 2%. Isso demonstra o quão linear é o equipamento em questão.

### 6.3 Resultados Obtidos no Comissionamento baseado no TG 120 da AAPM

#### 6.3.1 Inspeção por Raios X nas câmaras de ionização do tipo Farmer

Imagens de Raios X foram realizadas com a técnica e o material descritos na tabela a seguir.

Quadro 45 Técnica utilizada para a obtenção dos Raios X realizados.

<b>kVp</b>	<b>mA</b>	<b>Tempo (s)</b>	<b>Chassi para revelação</b>	<b>Programa de obtenção da imagem de Raios X</b>	<b>Programa de avaliação da imagem de forma quantitativa e qualitativa</b>
59	59	0,5	Digital (Fuji)	DR-ID 300CL (Fuji)	MicroDicom

Fonte: O autor, 2018.

O método quantitativo, conforme figura a seguir, mostra, que em uma das câmaras, denominada de Farmer 1 (a), apresentou uma falha na fabricação, com o seu eletrodo central deslocado do centro da câmara.

Figura 32 - Imagem de Raios X da câmara Farmer.



Fonte: O autor, 2018.

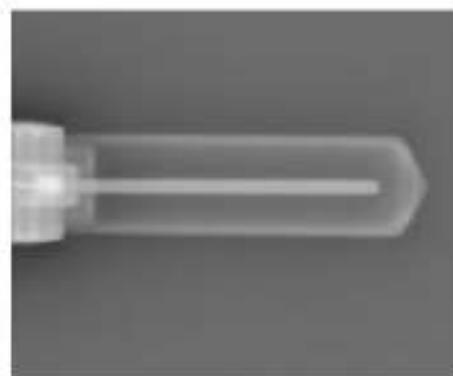
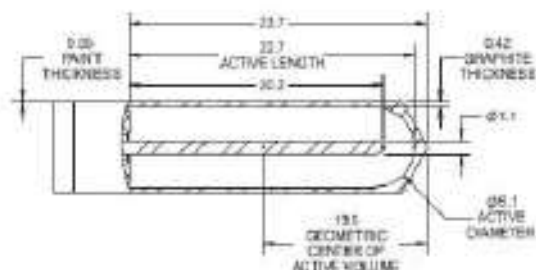
Como resultado da avaliação mecânica da câmara, mais testes precisam ser realizados para avaliar, até que ponto, esse defeito de fabricação, irá prejudicar o funcionamento da câmara.

Apesar de ser um deslocamento, na ordem de centésimos de milímetro, se faz necessário a realização de novos testes para garantir o devido funcionamento e confiança nos dados obtidos. Já, que os dados obtidos por essa câmara, alimentará o sistema de cálculo de dose em pacientes.

Antes mesmos das realizações dos testes, o físico responsável pelo serviço, entrou em contato com o representante da empresa no Brasil, enviou as fotos, e como consequência, a empresa enviou um técnico para a realização desses testes.

Para a avaliação qualitativa e comparativa, os parâmetros utilizados foram as figuras do manual da Sun Nuclear conforme figura a seguir.

Figura 33 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo Farmer.



Fonte: O autor, 2018.

Os resultados, qualitativos e comparativos, com os fornecidos pelo fabricante, encontram-se na tabela a seguir.

Quadro 46 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo Farmer.

Característica	Dados do fabricante	Resultados obtidos
<b>Comprimento ativo</b>	22,7 mm	<b>22,9 mm</b>
<b>Centro do volume geométrico</b>	13 mm	<b>13,1 mm</b>
<b>Espessura do eletrodo central</b>	1,1 mm	<b>1,3 mm</b>
<b>Diâmetro ativo</b>	3,1 mm	<b>3,2 mm</b>
<b>Espessura do grafite</b>	0,452 mm	<b>0,5 mm</b>

Fonte: O autor, 2018.



### 6.3.2 Inspeção por imagens de Raios X das câmaras do tipo Semiflex

O resultado quantitativo, conforme figura a seguir, mostra, que, diferentemente do ocorrido com a câmara do tipo Farmer, nenhuma câmara do tipo dedal apresentou falha na fabricação.

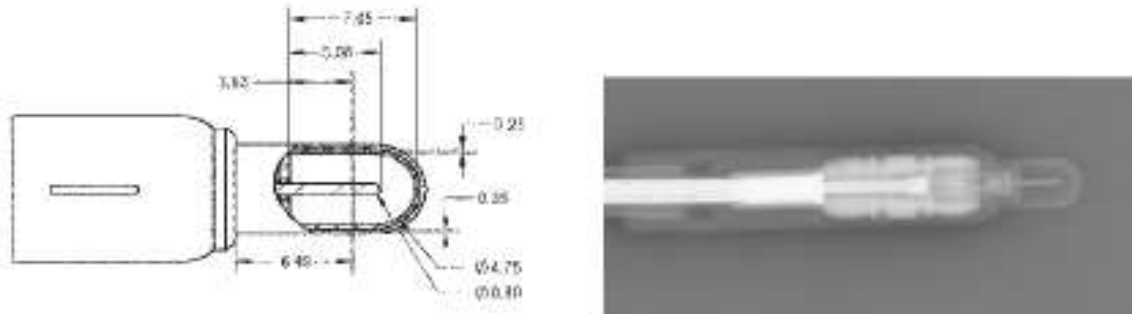
Figura 34 - Imagem de Raios X da câmara Semiflex.



Fonte: O autor, 2018.

Para a avaliação qualitativa e comparativa, os parâmetros utilizados foram as figuras do manual da Sun Nuclear conforme figura a seguir.

Figura 35 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo Semiflex.



Fonte: O autor, 2018.

Os resultados, qualitativos e comparativos, com os fornecidos pelo fabricante, encontram-se na tabela a seguir.

Quadro 47 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo Semiflex.

Característica	Dados do fabricante	Resultado obtidos
Comprimento ativo	7,05 mm	<b>7,06 mm</b>
Centro do volume geométrico	4,15 mm	<b>4,17 mm</b>
Espessura do eletrodo central	0,80 mm	<b>0,82 mm</b>
Espessura do grafite	0,35 mm	<b>0,36 mm</b>

Fonte: O autor, 2018.

### 6.3.3 Imagem por Raios X da câmara de ionização do tipo PinPoint

O resultado quantitativo, conforme figura a seguir, mostra, que a câmara não apresentou falha na fabricação.

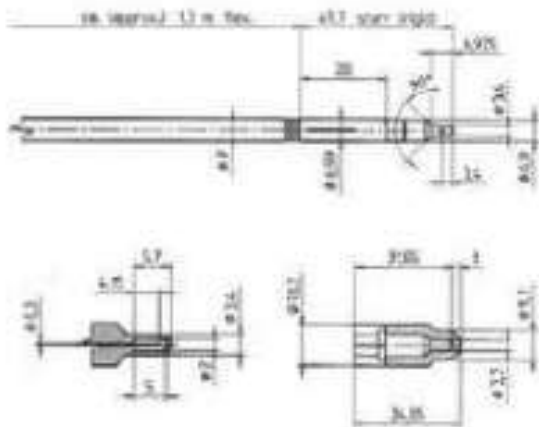
Figura 36 - Imagem de Raios X da câmara de Ionização do tipo PinPoint.



Fonte: O autor, 2018.

Para a avaliação qualitativa e comparativa, os parâmetros utilizados foram as figuras do manual da PTW conforme figura a seguir.

Figura 37 - Comparação visual entre o desenho do fabricante e o obtido pela imagem de Raios X realizada na câmara do tipo PinPoint.



Fonte: O autor, 2018.

Os resultados, qualitativos e comparativos, com os fornecidos pelo fabricante, encontram-se na tabela a seguir.

Quadro 48 - Resultados obtidos na comparação com os dados informados pelo fabricante para a câmara do tipo PinPoint.

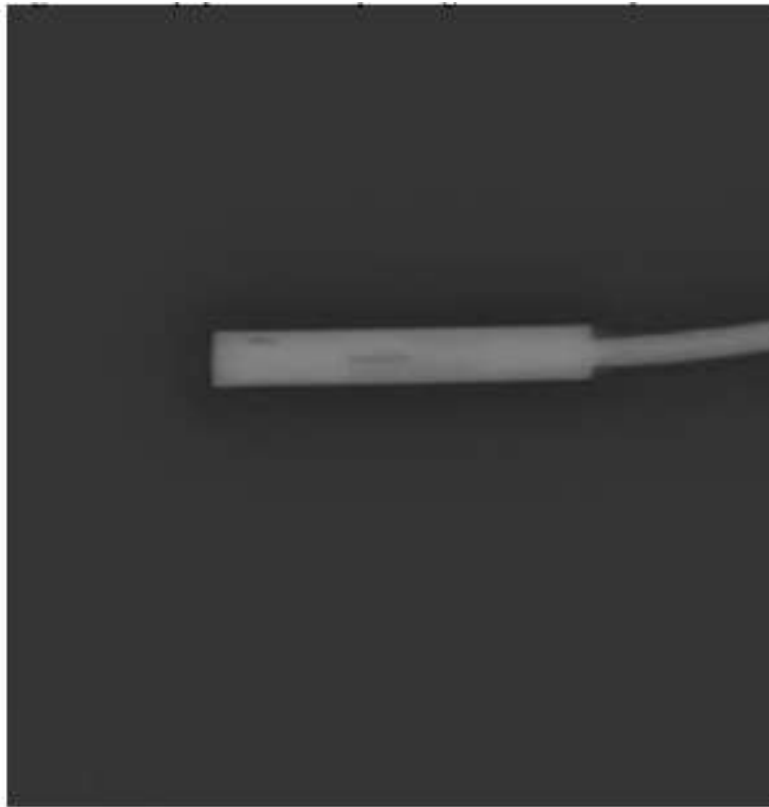
<b>Característica</b>	<b>Dados do fabricante</b>	<b>Resultados obtidos</b>
<b>Volume sensível nominal</b>	0,015 cm <sup>3</sup>	<b>0,02 cm<sup>3</sup></b>
<b>Raio</b>	1 mm	<b>1,5 mm</b>
<b>Comprimento</b>	5 mm	<b>6,2 mm</b>

Fonte: O autor, 2018.

#### 6.3.4 Imagem por Raios X diodo

A inspeção visual da imagem de Raios X do diodo, não apresentou falhas mecânicas visíveis conforme figura a seguir. As comparações qualitativas com as especificações do fabricante não foram possíveis devido as dificuldades em estabelecer resultados confiáveis, devido às incertezas no programa de medidas e de quem estava realizando as medidas.

Figura 38 - Imagem de Raios X do Diodo.



Fonte: O autor, 2018.

#### 6.3.5 Resultados obtidos com os testes recomendados pelo AAPM TG 120 para o conjunto dosimétrico

Os resultados obtidos com os testes para os conjuntos dosimétricos recomendados pelo documento da AAPM (TG 120), foram todos satisfatório. Todos dentro dos limites descritos no documento em questão. Os resultados se encontram na tabela a seguir.

Quadro 49 - Resultados obtidos na avaliação dos detectores baseados no AAPM TG 120.

Testes	Resultado esperado	Resultados obtidos		
		PinPoint	Semiflex	Diodo
Efeito haste	Negligenciável	✓	✓	✓
Equilíbrio leitura	Reprodutíveis após as duas primeiras leituras	✓	✓	✓
Polaridade	$\leq 0,3\%$	✓	✓	✓
Eficiência coleta	$1,015 < X < 1,020$	✓	✓	✓
Dependência direcional	Mínima	✓	✓	✓
Performance eletrômetro/cabo	$10^{-15}$ (excelente)	10 <sup>-15</sup>	10 <sup>-15</sup>	10 <sup>-15</sup>
	$10^{-14}$ (bom)			
	$10^{-13}$ (ruim)			

Fonte: O autor, 2018.

## 6.4 Resultados Obtidos no Comissionamento baseado no TG 106 da AAPM

### 6.4.1 Percentual de dose na profundidade (PDD)

Os gráficos a seguir mostram os resultados obtidos para as câmaras Semiflex e PinPoint e para o Diodo (EDGE) nos parâmetros avaliados, profundidade de dose máxima (dmáx), porcentagem de dose a 10 cm de profundidade (%D10cm) e a 20 cm de profundidade (%D20cm) e a porcentagem de dose na superfície.

Os resultados esperados nos parâmetros avaliados são que:

- A dose na superfície aumente com o tamanho do campo devido a maior contribuição da radiação espalhada.
- A profundidade de dose máxima aumente com o tamanho do campo devido a maior contribuição da dose espalhada.
- A doses nas profundidades de 10 e 20 cm aumentem com o tamanho do campo, com o valor da dose a 10 cm maior que a 20 cm, devido ao inverso do quadrado da distância.

#### 6.4.1.1 Comparação dos resultados de doses na superfície para os detectores utilizados nas medições

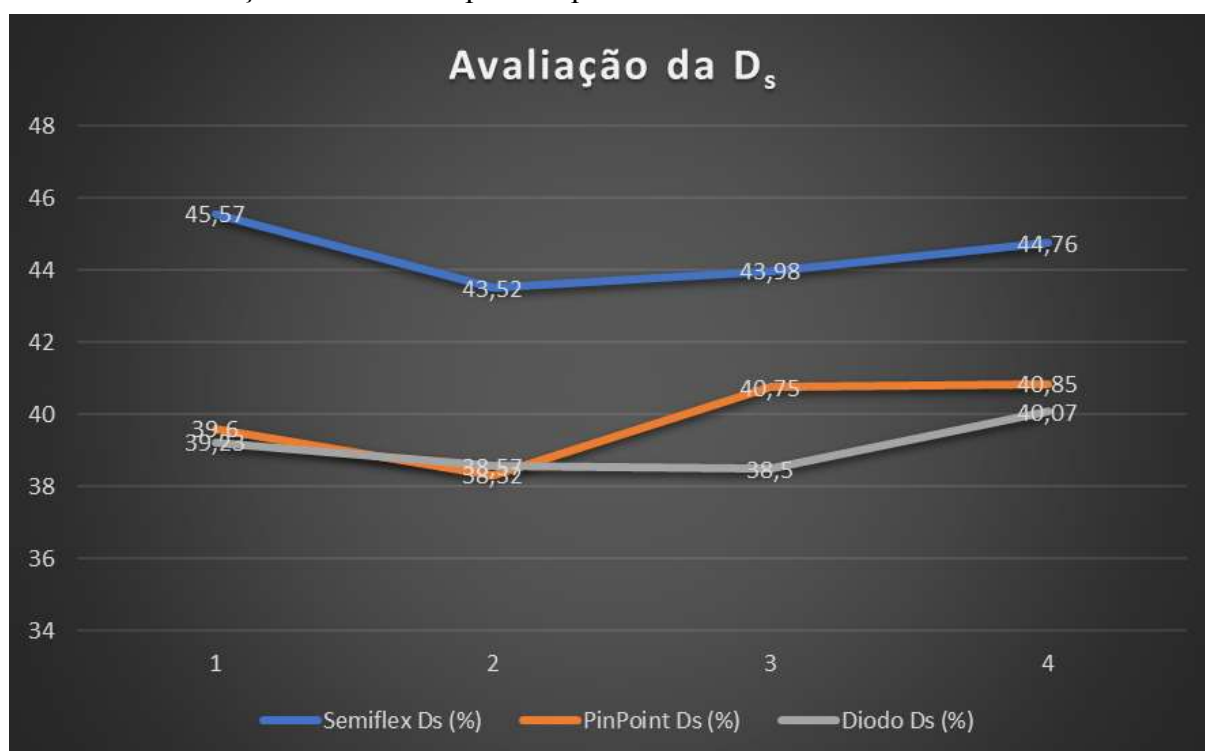
O gráfico abaixo mostra a comparação das doses nas superfícies obtidas pelos detectores utilizados no trabalho.

Aqui se faz importante frisar que, nessa região, de intersecção entre o ar e o meio, para qualquer detector, é difícil de se determinar devido as incertezas associadas nessa região.

É uma região onde a razão kerma/dose é maior que 1 ( $K/D > 1$ ), ou seja, uma região onde não há o equilíbrio eletrônico de partículas. Esse efeito é bem observado com os valores obtidos pelos detectores utilizados.

O resultado prático importante obtido nessa avaliação é de que, quanto menor o volume sensível do detector, menos incerto (menor a diferença entre os resultados) será a sua medida.

Gráfico 1 - Avaliação da dose na superfície para os detectores utilizados.



Fonte: O autor, 2018.

#### 6.4.1.2 Comparação dos resultados nas profundidades de dose máxima, a 10 e 20 centímetros de profundidade para os três detectores utilizados

Para a avaliação da profundidade de dose de máximo é importante utilizar um detector com o menor volume sensível possível pois, a curva de PDD existe um platô, cujo o comprimento é pequeno e, quanto menor o volume sensível do detector, menor é a incerteza na medida.

Como podemos ver no gráfico abaixo, o diodo, por ter a menor sensível entre os detectores usados, foi o que obteve o melhor resultado. Para termos de comparação, o resultado teórico para a determinação de um feixe com energia nominal de 6 MV é de  $\frac{1}{4}$  do seu valor, ou seja, 1,5 cm.

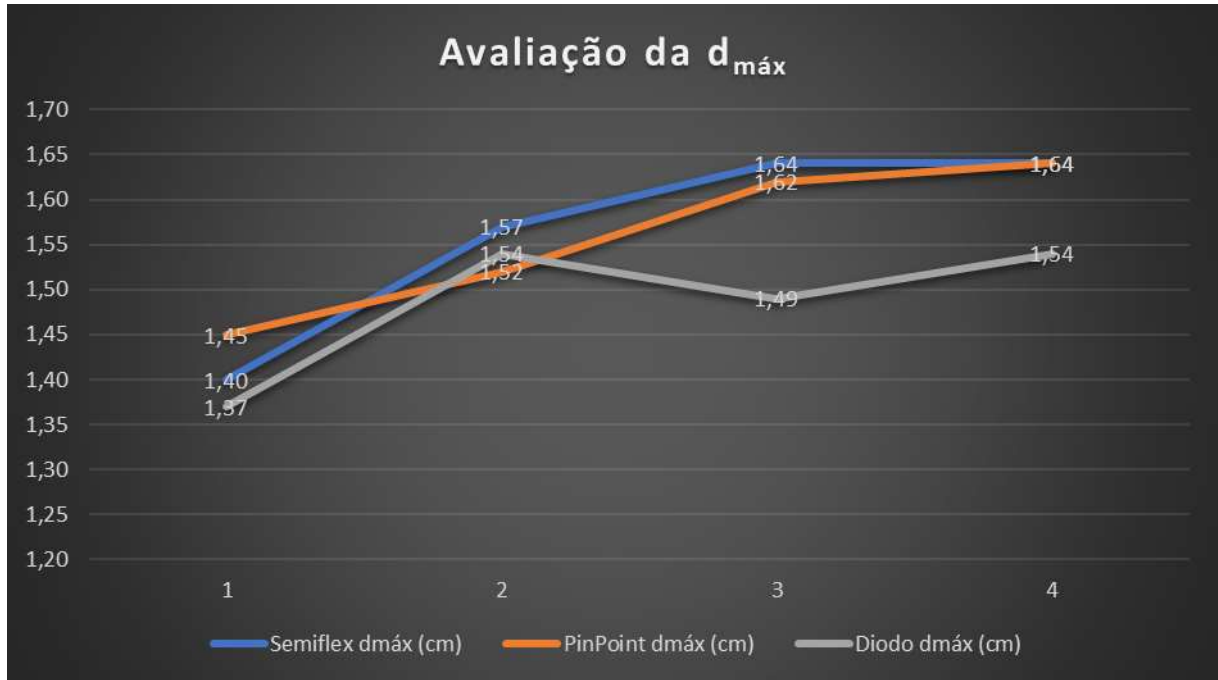
Após a profundidade de dose de máximo, a curva de uma PDD decai quase que exponencialmente. Isso é devido a variação com o inverso do quadrado da distância e da atenuação sofrida pelo feixe ao longo do caminho percorrido (diretamente dependente da profundidade), ou seja, as doses obtidas a 20 cm de profundidade devem ser menores que a 10 cm de profundidade.

Outro ponto importante é que a PDD aumenta com o tamanho de campo, devido à maior contribuição da radiação espalhada nas laterais do campo e que, acabam influenciando, a dose no eixo central (CAX).

Os gráficos abaixo mostram a comparação das doses, em cada detector, para as profundidades de 10 cm e 20 cm. Ao analisar cada gráfico, podemos perceber que o comportamento das curvas de PDD estão dentro dos padrões teóricos, com o diodo tendo o melhor resultado entre todos os detectores avaliados.

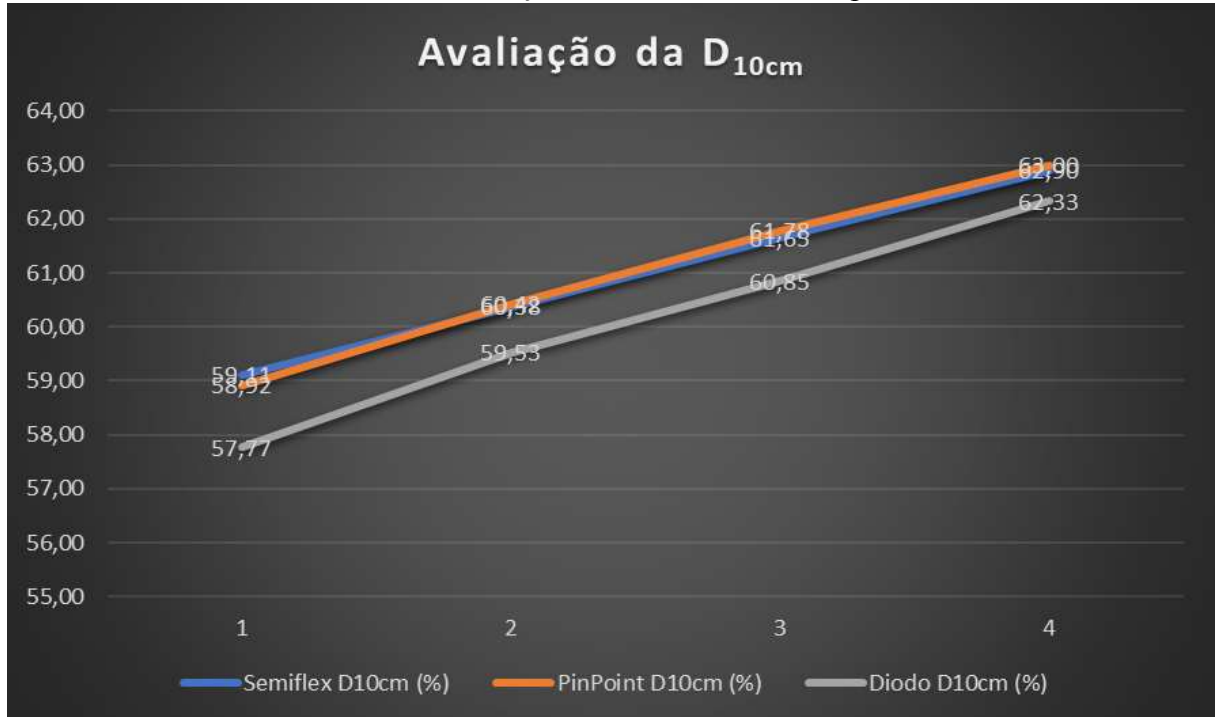


Gráfico 2 - Resultados obtidos na avaliação da profundidade de máxima dose.



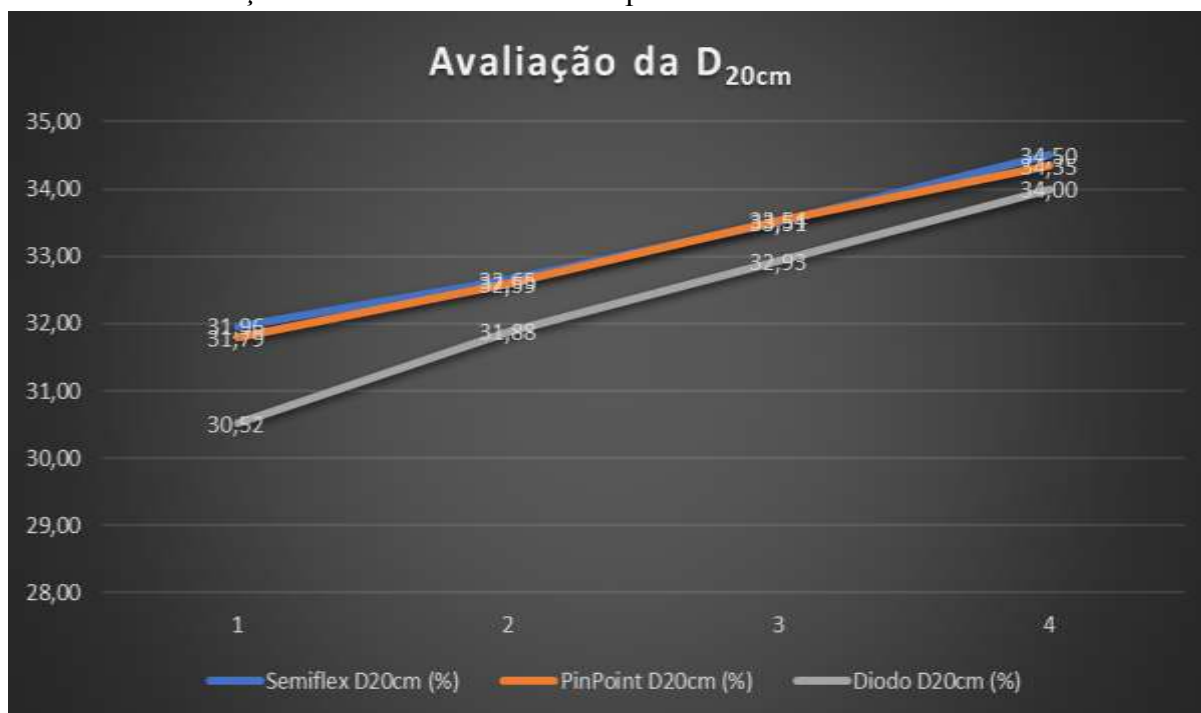
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 3 - Resultados obtidos na avaliação das doses a 10 cm de profundidade.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 4 - Avaliação dos resultados obtidos na profundidade de 20 cm.



Fonte: O autor, 2018.

#### 6.4.2 Perfil de um feixe de radioterapia

O perfil de um feixe em radioterapia é importante de se obter pois, avalia a penumbra, região após a borda do feixe onde a dose cai rapidamente, a simetria, que me fornece a informação de quanto o lado direito do feixe é igual ao lado esquerdo do feixe e, por último, a planura, que me fornece o qual plano é o feixe.

Dos três parâmetros acima, a planura é que menos importa para a modalidade de radioterapia modulada. Pois a modalidade de IMRT se caracteriza pela não homogeneidade de dose em um determinado volume. Para campos pequenos, abaixo de 2 cm x 2 cm, esse conceito perde a validade, já que para esses tamanhos de campos, trabalhamos com o conceito de não-planura.

A penumbra é muito importante pois, como a IMRT é caracterizada pela utilização de campos pequenos, é importante se determinar o tamanho desse alto gradiente de dose (penumbra) nas bordas do campo, para que se evite subdosagens em volumes de interesse.

A simetria também é muito importante, já que me diz quão simétrico é o meu feixe.

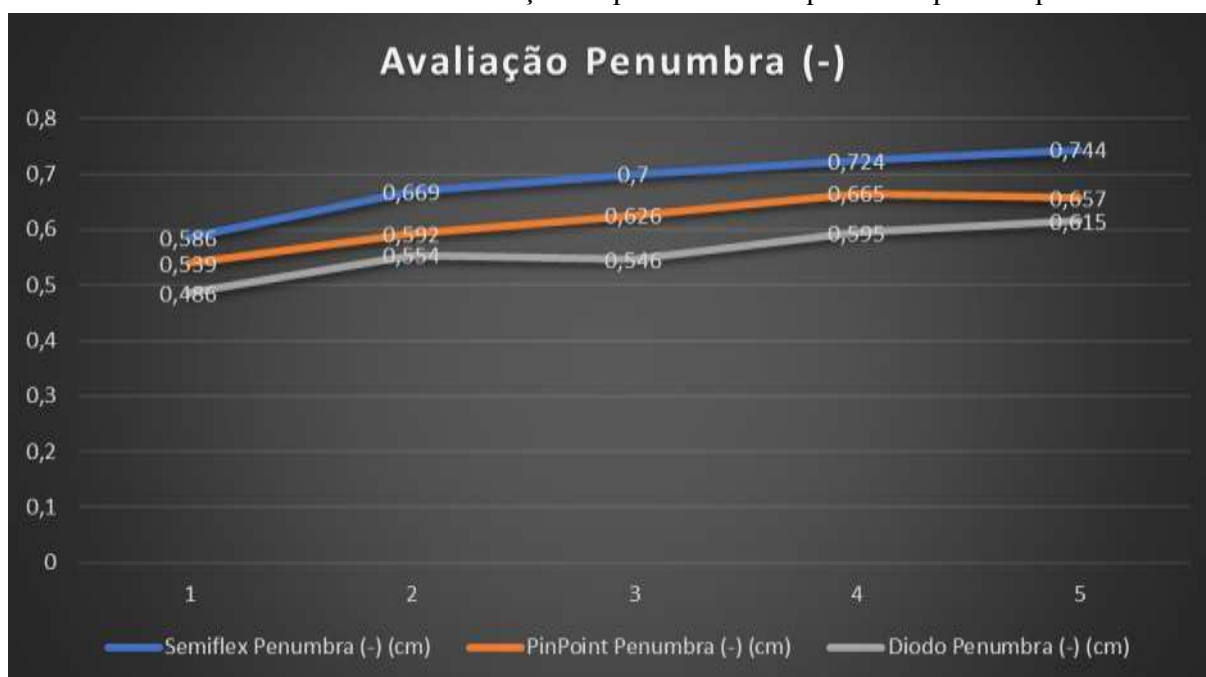
Os resultados abaixo mostram como esses parâmetros variaram quando medidos com as câmaras Semiflex e PinPoint e o diodo para os campos entre 1 cm x 1 cm até 5 cm x 5 cm.

#### 6.4.2.1 Avaliação da penumbra (-) e da penumbra (+) nos perfis inplane e crossplane para todos os detectores utilizados

Os gráficos abaixo mostram os resultados obtidos para as penumbras a direita (+) e para as penumbras a esquerda (-) dos perfis dos campos de 1 cm x 1 cm até o campo 5 cm x 5 cm, tanto para perfis inplane com crossplane.

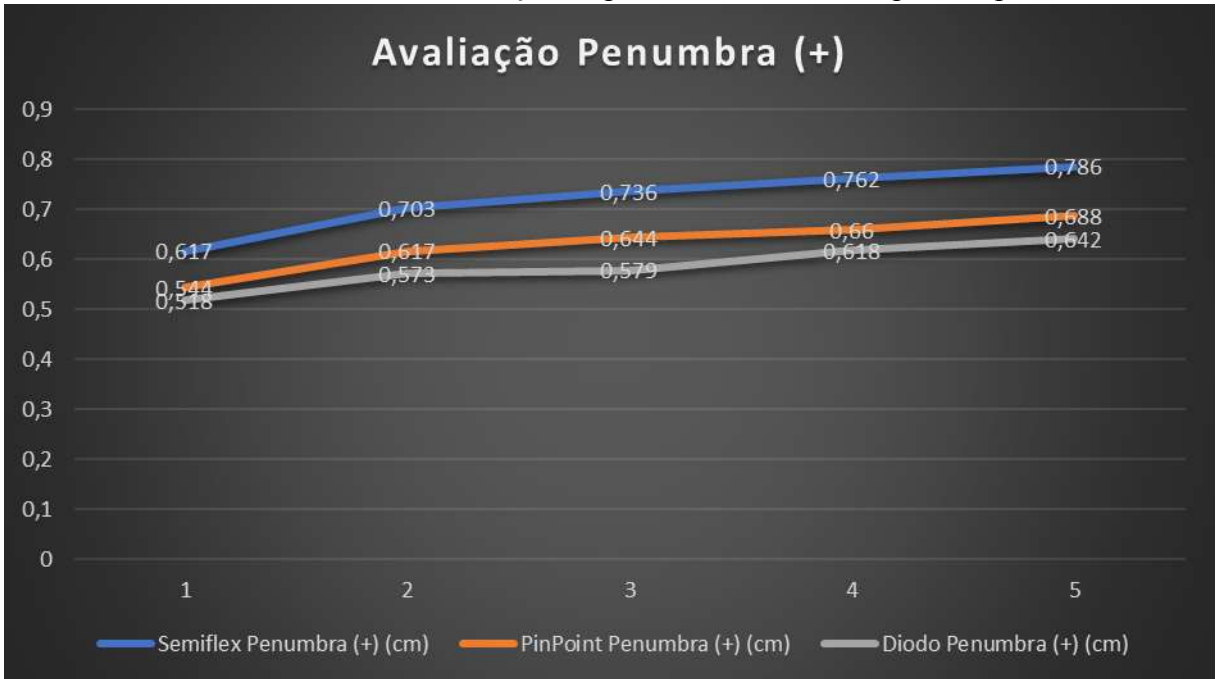
Os gráficos 5 e 6, comparam as penumbras a esquerda e a direita no perfil inplane, enquanto que os gráficos 7 e 8 comparam no perfil crossplane.

Gráfico 5 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a esquerda no perfil inplane.



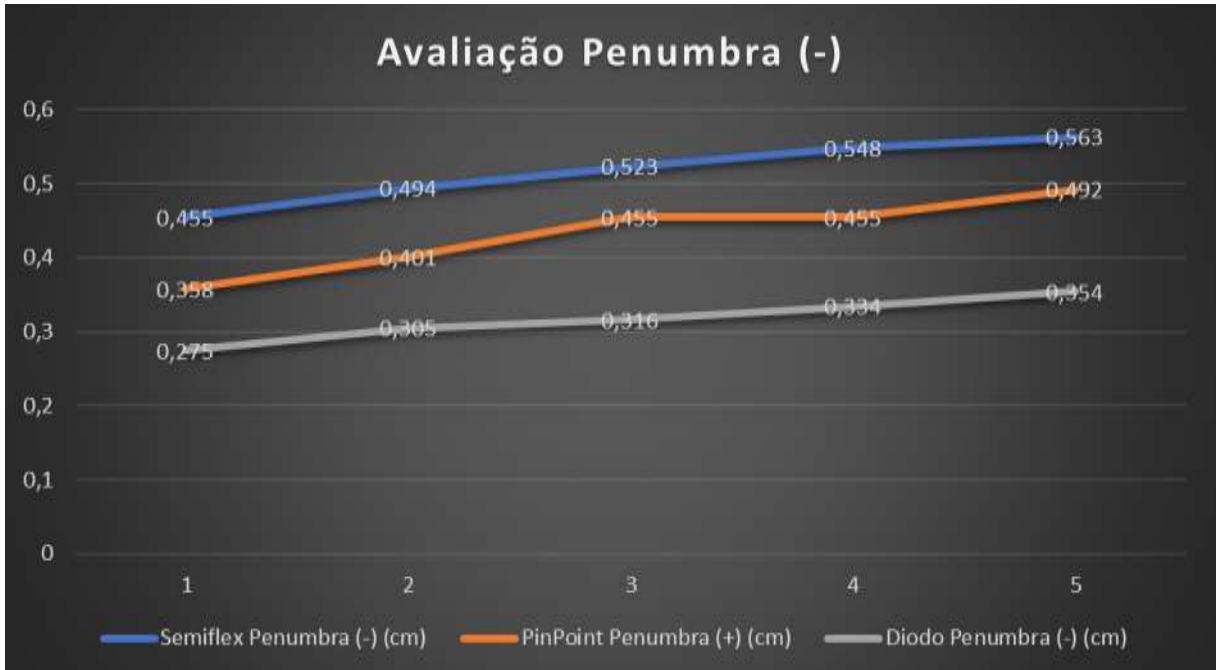
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 6 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a direita no perfil inplane.



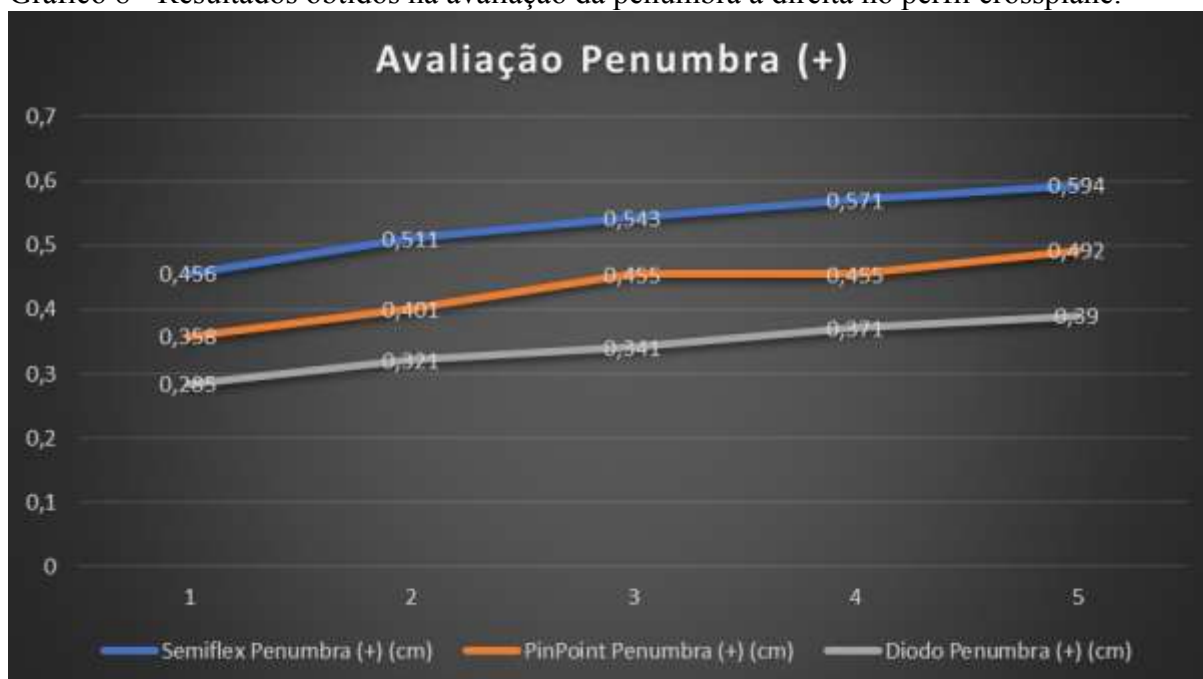
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 7 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a esquerda no perfil crossplane.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 8 - Resultados obtidos na avaliação da penumbra a direita no perfil crossplane.



Fonte: O autor, 2018.

Podemos observar, tanto para o perfil inplane, como para o crossplane, uma pequena variação no comprimento da penumbra entre o lado esquerdo e o lado direito. Isso implica em dizer que, os feixes avaliados, não são completamente simétricos.

A diferença entre as penumbras medidas entre os perfis inplane e crossplane é devido ao posicionamento dos “jaws” em relação as lâminas da MLC no equipamento Artiste da Siemens. Os “jaws” são perpendiculares as lâminas, o que ocasiona a diferença entre os perfis e, conseqüentemente, o comprimento da penumbra.

Devido ao seu menor volume sensível, o diodo é que mediu os valores mais baixos de penumbra, o que já era de se esperar, devido a vários artigos publicados a esse respeito.

#### 6.4.2.2 Avaliação da simetria nos perfis inplane e crossplane para todos os detectores utilizados

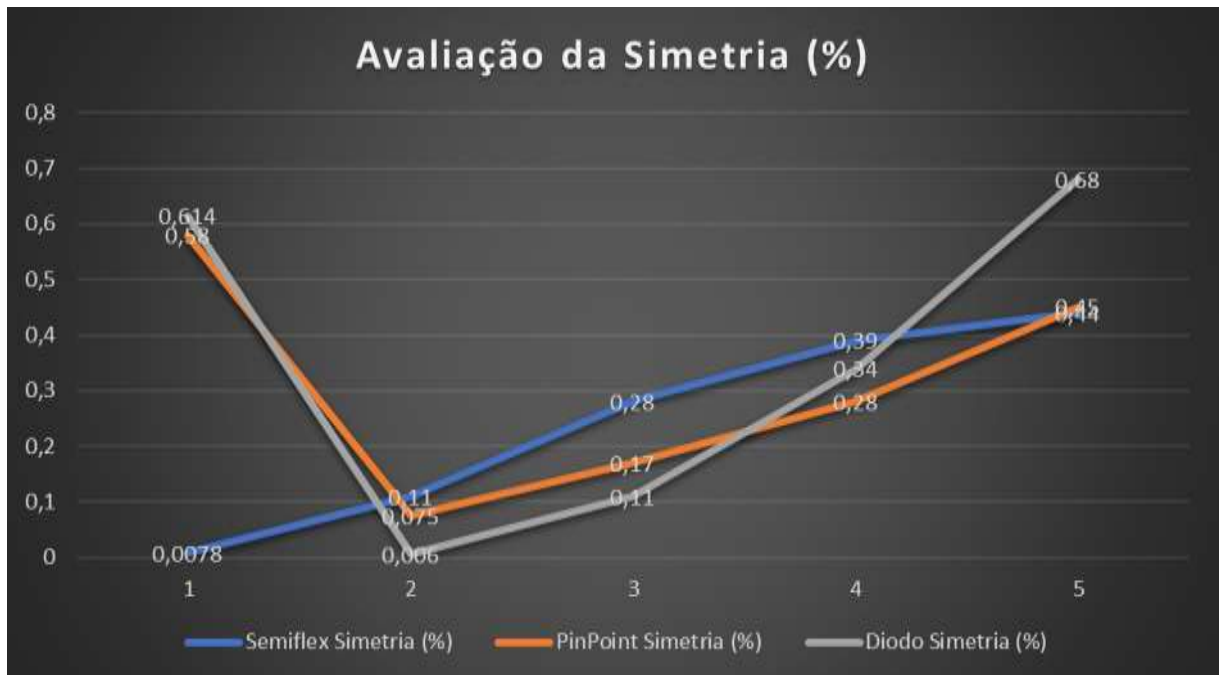
Os gráficos 9 e 10 a seguir mostram o valor obtido, porcentagem, da simetria para os tamanhos de campos medidos nesses trabalhos, para os perfis inplane e crossplane.

A simetria medida no perfil inplane, gráfico 9, mostra que tanto a câmara PinPoint, como o diodo, variaram muito os seus valores do campo de 1 cm x 1 cm para o de 2 cm x 2cm, com o diodo, ainda, sobre medido a simetria no campo 5 cm x 5cm. Isso acontece devido a alta dependência do diodo com baixas energias. Sabemos que a medida que o campo aumenta, a contribuição de baixas energias também aumenta.

A câmara que demonstrou a melhor linearidade ao medir a simetria do feixe foi a semiflex.

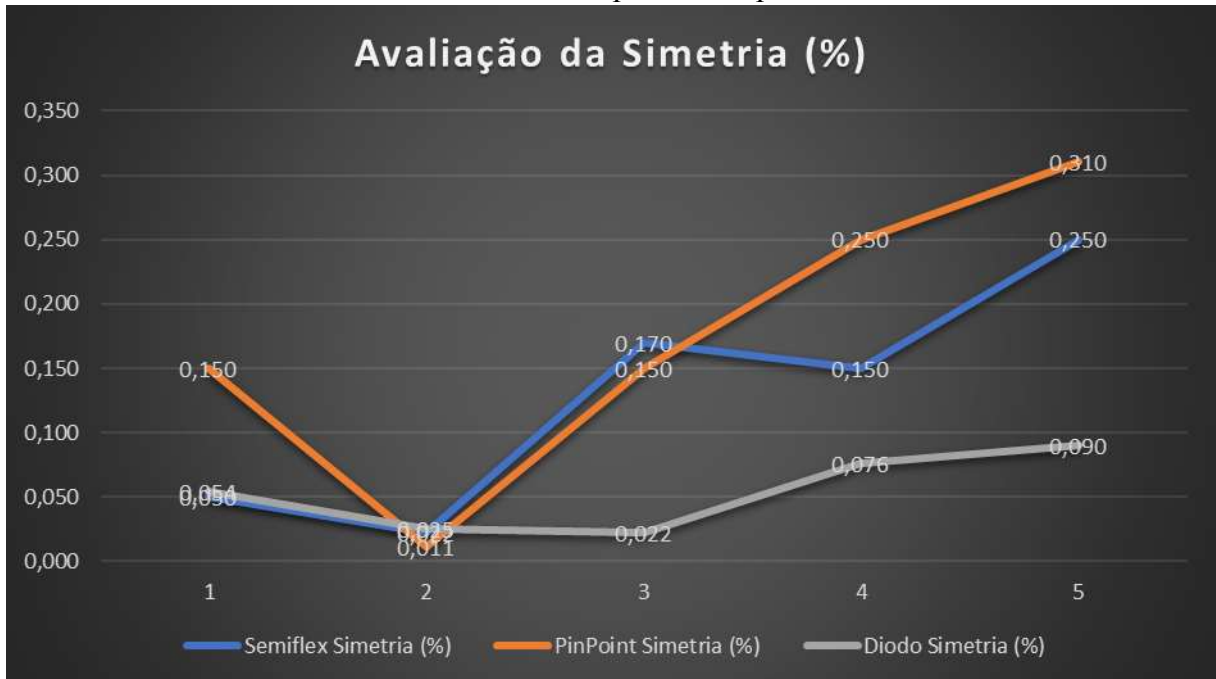
Diferentemente da simetria no perfil inplane, as medidas obtidas no perfil crossplane, gráfico 10, mostram que o diodo demonstrou a melhor linearidade ao medir a simetria do feixe do que a da semiflex.

Gráfico 9 - Resultado obtido na avaliação na simetria para o perfil inplane.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 10 - Resultados obtidos na simetria no perfil crossplane.



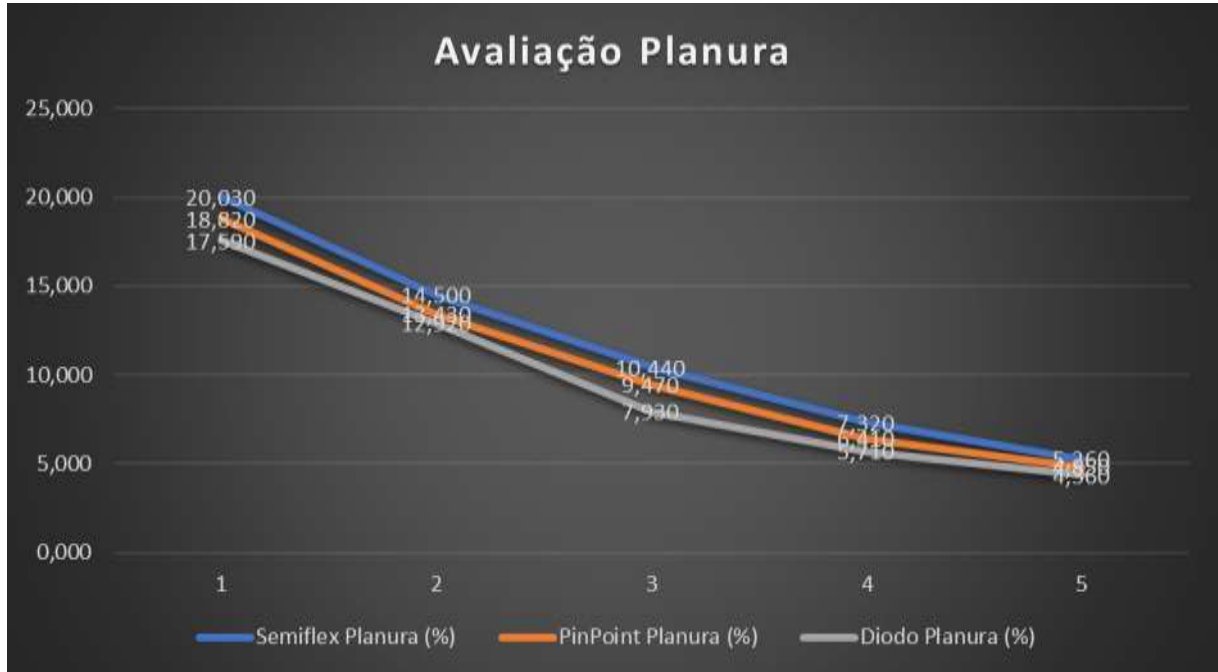
Fonte: O autor, 2018.

#### 6.4.2.3 Avaliação da planura nos perfis inplane e crossplane para todos os detectores utilizados

O que vimos na avaliação da planura, tanto para o perfil inplane (gráfico 11), como para o crossplane (gráfico 12), uma queda quase que exponencial, com o diodo obtendo os melhores resultados.

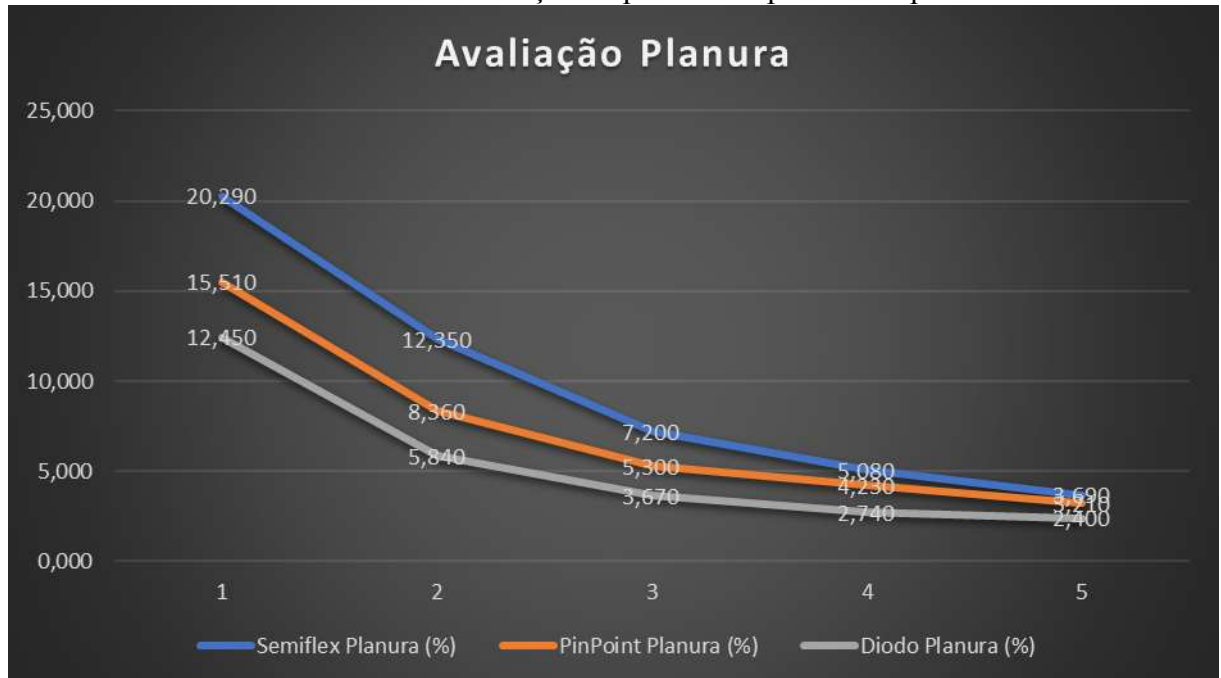
Essa queda brusca é devido ao fato de que tamanhos de campos menores e iguais a 2 cm x 2 cm serem considerados não planos, devido a oclusão da fonte e a perda de equilíbrio eletrônico lateral. E a medida que o campo aumenta, maiores que 3 cm x 3 cm, o conceito de planura passa a valer.

Gráfico 11 - Resultado obtido na avaliação da planura no perfil inplane.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 12 - Resultados obtidos na avaliação da planura no perfil crossplane.



Fonte: O autor, 2018.

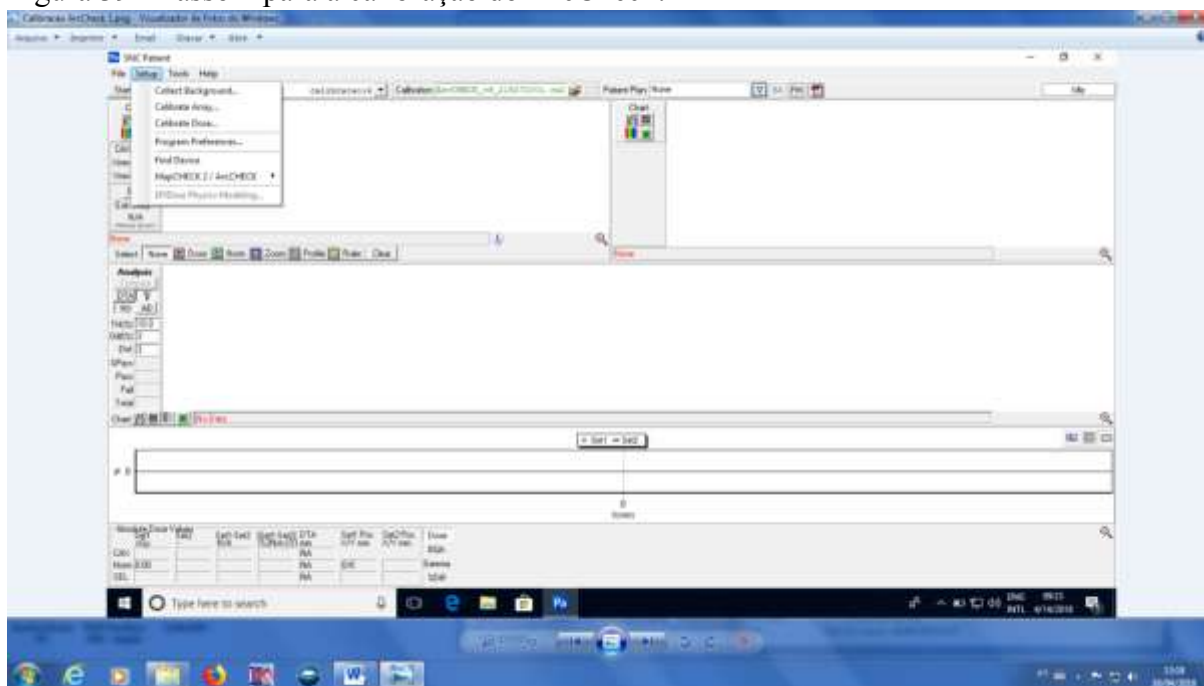


## 6.5 Validação do ArcCheck como ferramenta única de QA

### 6.5.1 Calibrando o ArcCheck

A calibração foi realizada conforme recomendação do fabricante, com uma única exposição (200 UM), entregues em um campo 10 cm x 10 cm. A dose entregue foi avaliada no software do ArcCheck (SNC Patient) e o fator de calibração foi obtido. O passo a passo está representado na sequência de figuras a seguir.

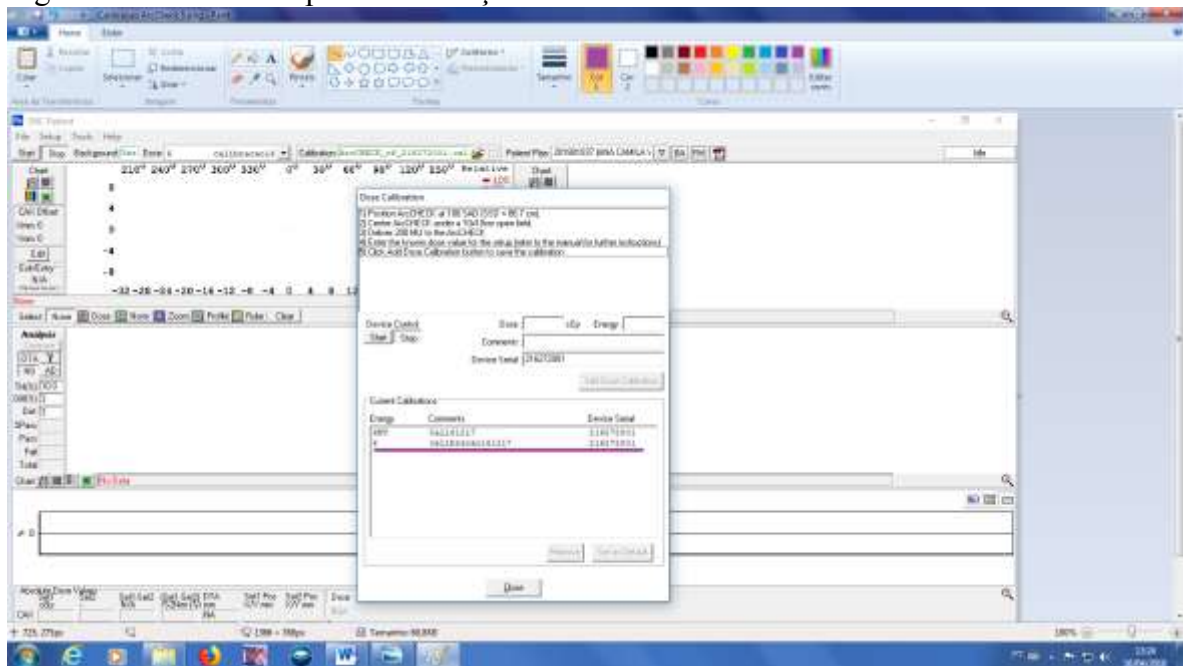
Figura 39 - Passo 1 para a calibração do ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

A calibração pode ser feita em dois modos, o de calibração do array ou calibração com a dose. Utilizamos a primeira opção, já que utilizamos 200 UM para a calibração.

Figura 40 - Passo final para a calibração do ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

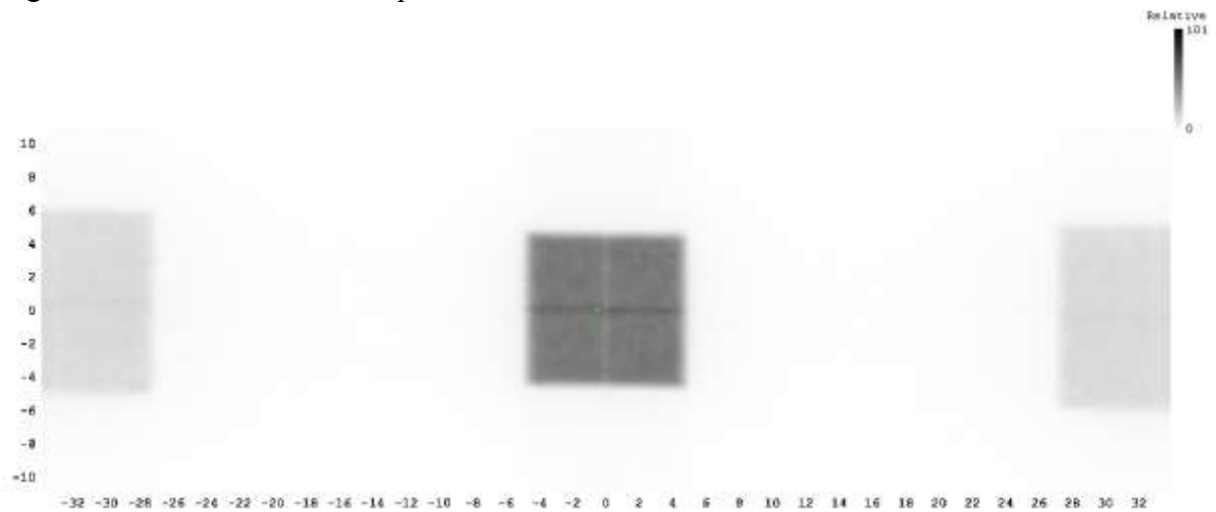
O próximo passo é o de seguir as recomendações descritas no próprio software e o resultado é indicado no quadro (sublinhado na cor roxa). Esse é o fator de calibração calculado e que foi utilizado para a realização das medidas.

## 6.5.2 Validando o ArcCheck como ferramenta para a avaliação do alinhamento da MLC

### 6.5.2.1 Posicionamento das lâminas (LoSasso)

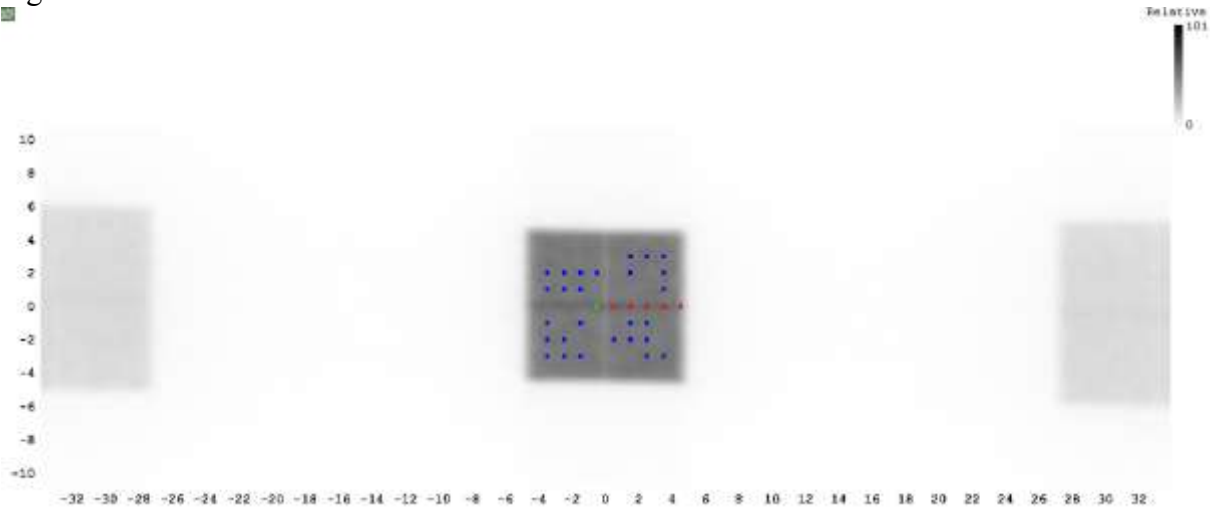
As figuras 45 e 46 a seguir, mostram as fluências que foram obtidas no sistema de planejamento e o resultado obtido no ArcCheck.

Figura 41 - Fluência calculada pelo TPS.



Fonte: O autor, 2018.

Figura 42 - Fluência obtida no ArcCheck.



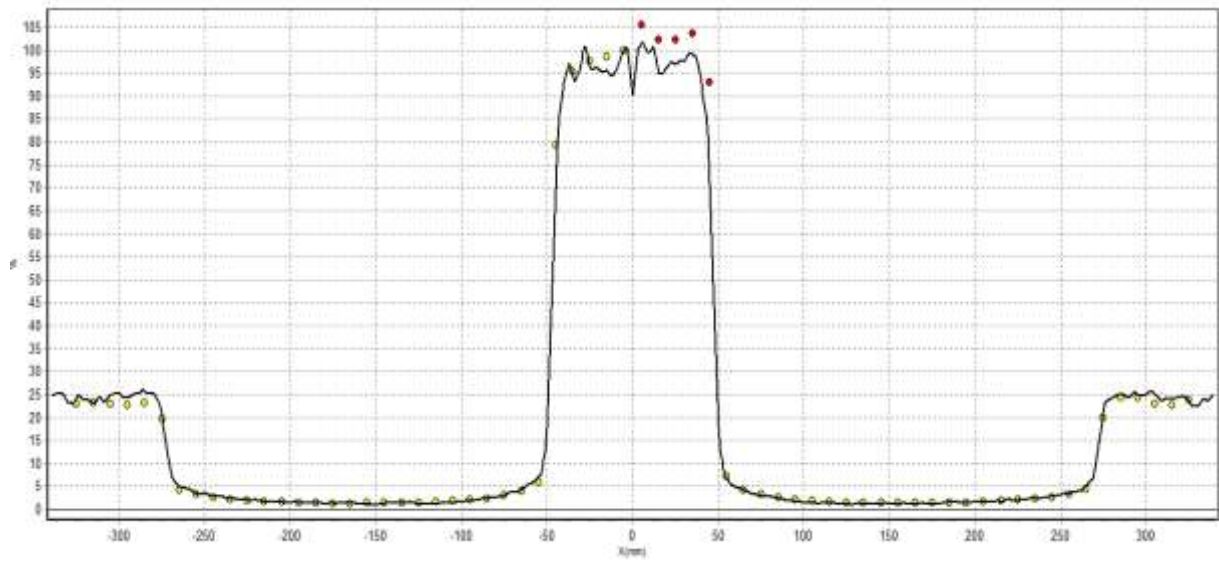
Fonte: O autor, 2018.

A comparação entre as figuras acima, mostra, quantitativamente, que o resultado da fluência obtida no ArcCheck é igual a que foi calculada pelo sistema de planejamento.

Os pontos de cor vermelha na figura 45 significam onde a avaliação gama foi falha. O interessante, é que esses pontos todos falharam no eixo central X (crossplane). Nesse teste, além de avaliar a homogeneidade na soma das partes, também pode-se observar a fuga entre lâminas e o efeito Tongue and Groove.

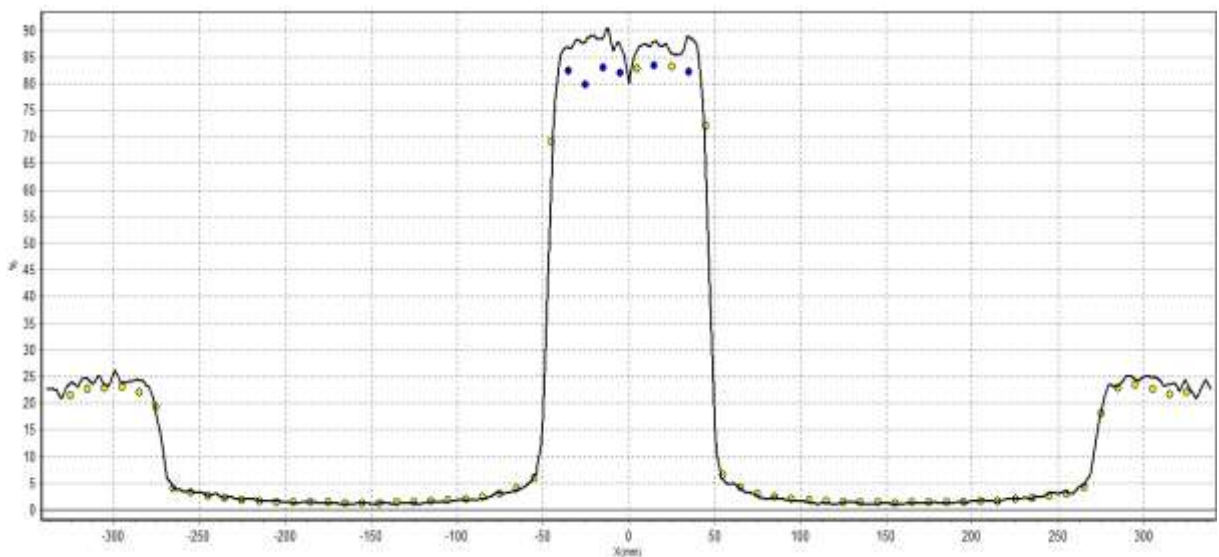
Esse resultado indica, que para esse teste, o lado direito do perfil é menos plano do que o lado esquerdo. Conforme mostrado no gráfico 13 a seguir.

Gráfico 13 - Resultado obtido na avaliação do perfil no eixo central X.



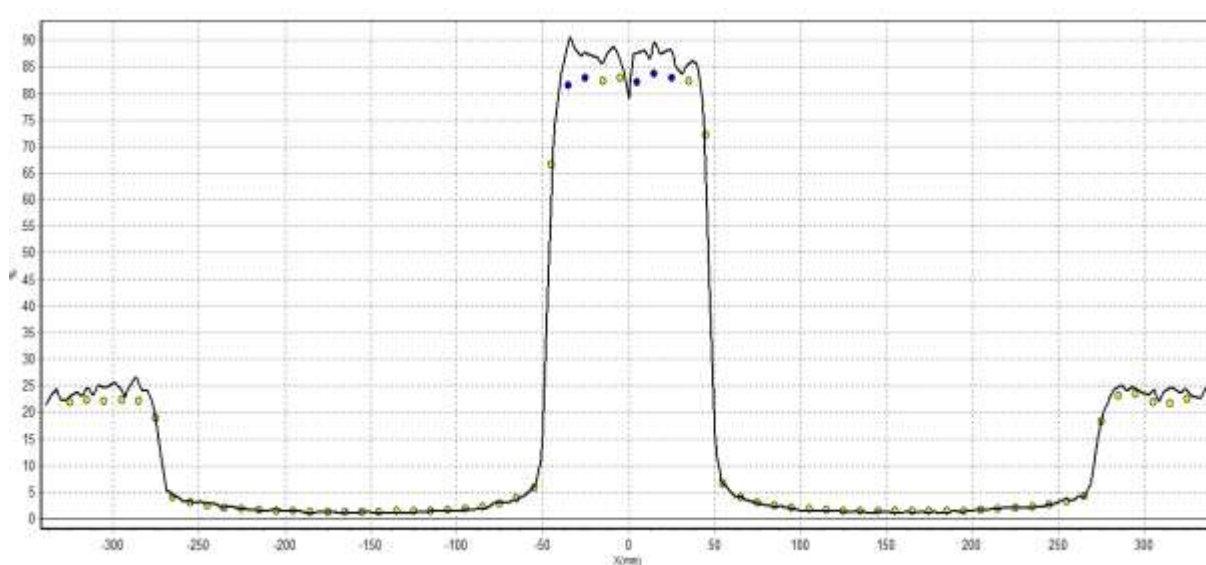
Fonte: O autor, 2018.

Para que pudesse avaliar a uniformidade da fluência, tanto na parte superior, como na parte inferior, do campo, analisei dois cortes no perfil do eixo X, um na posição  $X = 2$  cm e outro na posição  $X = -2$  cm conforme os gráficos 14 e 15 a seguir.

Gráfico 14 - Resultado obtido na avaliação do perfil no eixo  $X = + 2$  cm.

Fonte: O autor, 2018.

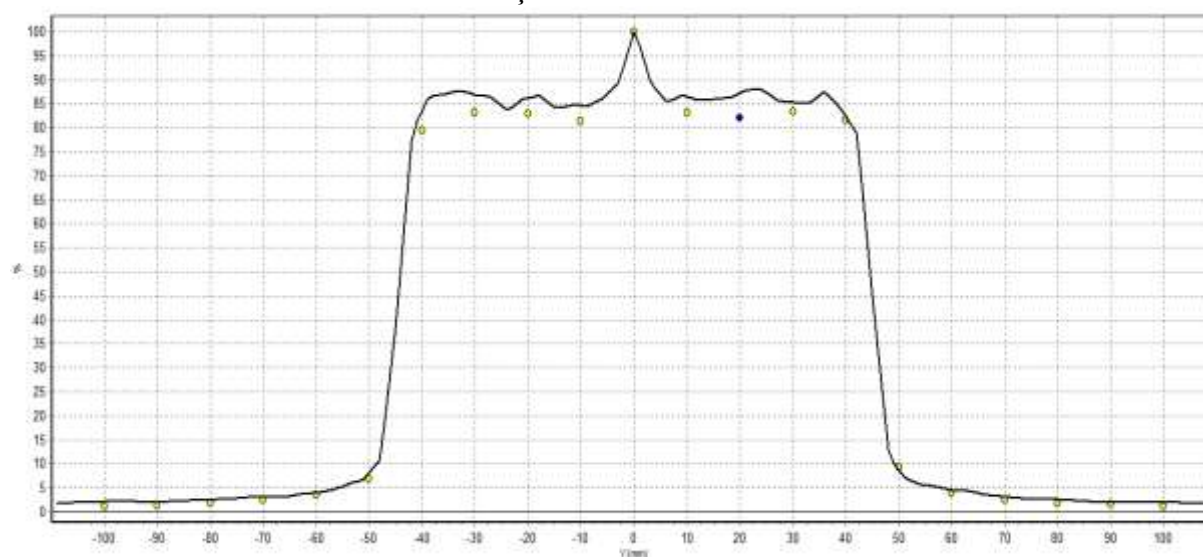
Gráfico 15 - Resultado obtido no eixo X = - 2 cm.



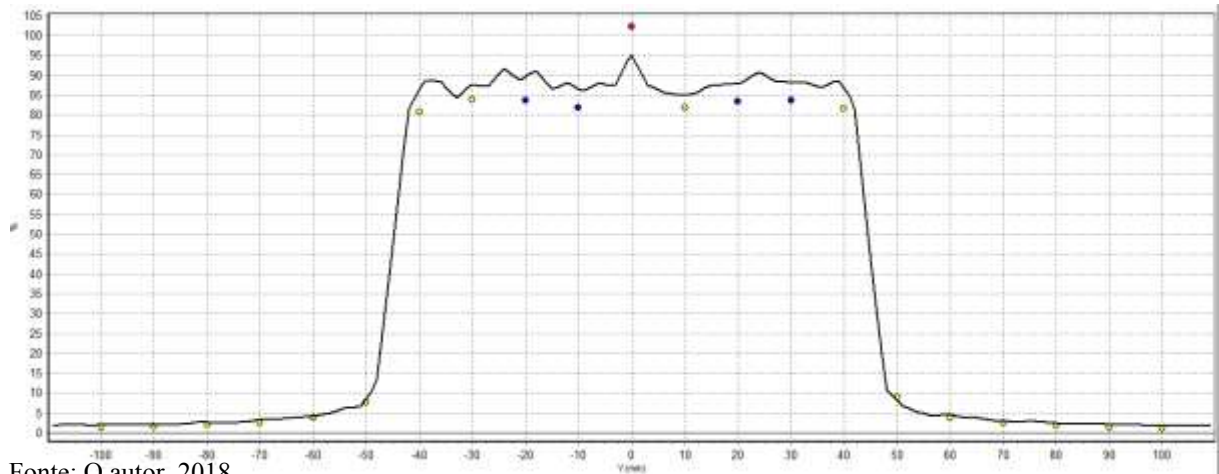
Fonte: O autor, 2018.

Para que pudesse avaliar a uniformidade da fluência, tanto na parte direita, como na parte esquerda, do campo, analisar o efeito de Tongue and Groove e a transmissão entre-lâminas, analisei os perfis do eixo Y = 0 cm, Y = 2 cm e Y = -2 cm conforme os gráficos 16 e 17 e 18 a seguir.

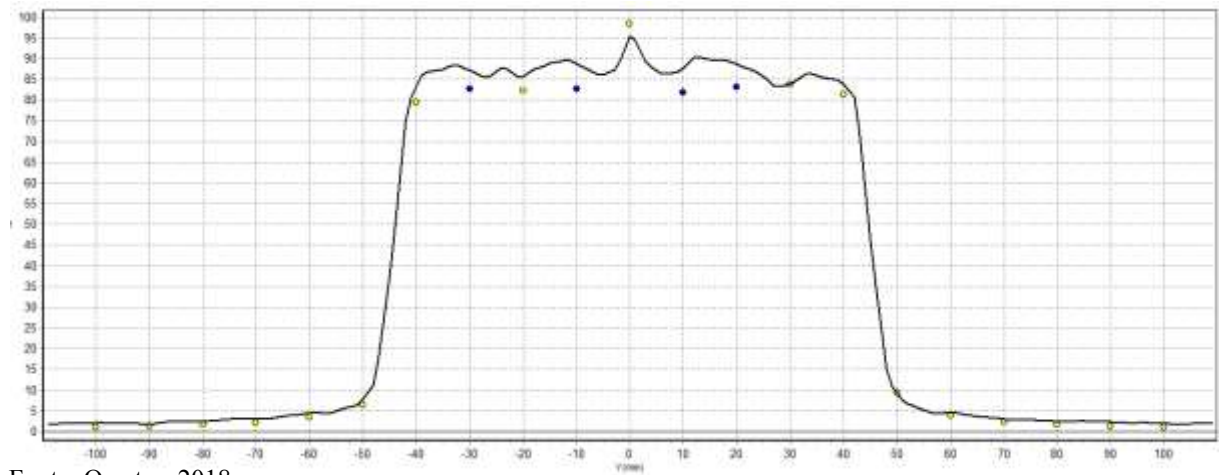
Gráfico 16 - Resultado obtido na avaliação do eixo central Y.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 17 - Resultado obtido no eixo  $Y = + 2 \text{ cm}$ .

Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 18 - Resultado obtido no eixo central  $Y = - 2 \text{ cm}$ .

Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 19 - Resultado na avaliação gama.



Fonte: O autor, 2018.

O ArcCheck demonstrou uma excelente ferramenta para a avaliação do posicionamento das lâminas (gráficos 13, 14 e 15), bem como a possibilidade de avaliar o efeito tongue and groove (gráficos 16, 17 e 18) e a transmissão, tanto inter como intra lâminas (gráficos 16, 17 e 18).

O resultado da avaliação indica, que para o padrão estabelecido para a avaliação do índice gama (3%/3mm), apesar de estar abaixo do que é considerado ideal (95%), é possível concluir que o resultado é considerado satisfatório, já que os pontos onde o índice falhou não interfere no objetivo geral do teste.

Para esse teste, o índice gama falha em regiões de baixas doses, já que ao passarmos de uma padrão mais restititvo (2%/2mm) para o que é considerado o ideal na avaliação de detectores com diodos (3%/2mm), houve um aumento na porcentagem de pontos que passaram na avaliação.

6.5.2.2 Tongue and Groove

As figuras 47 e 48 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 43 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

Figura 44 - Fluência obtida no ArcCheck.

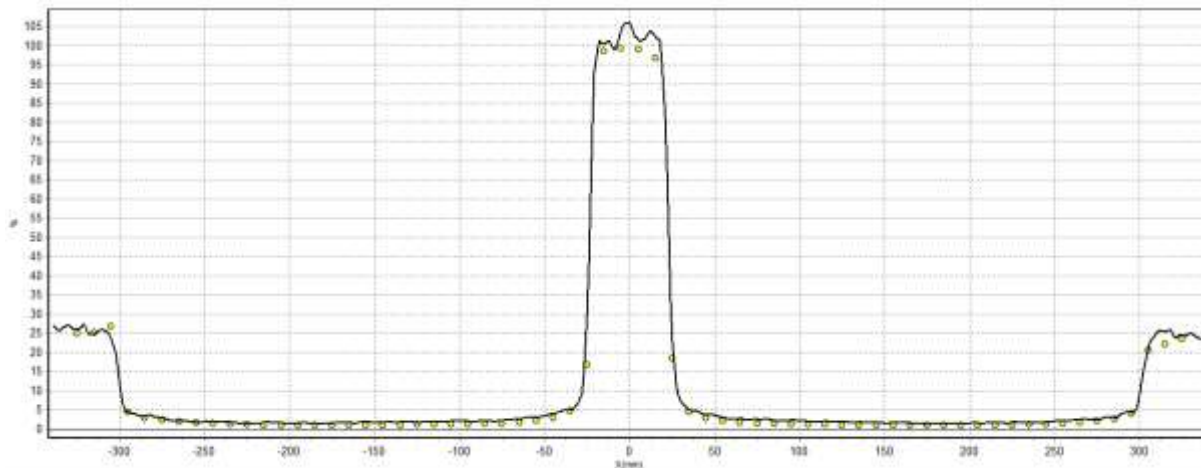


Fonte: O autor, 2018.



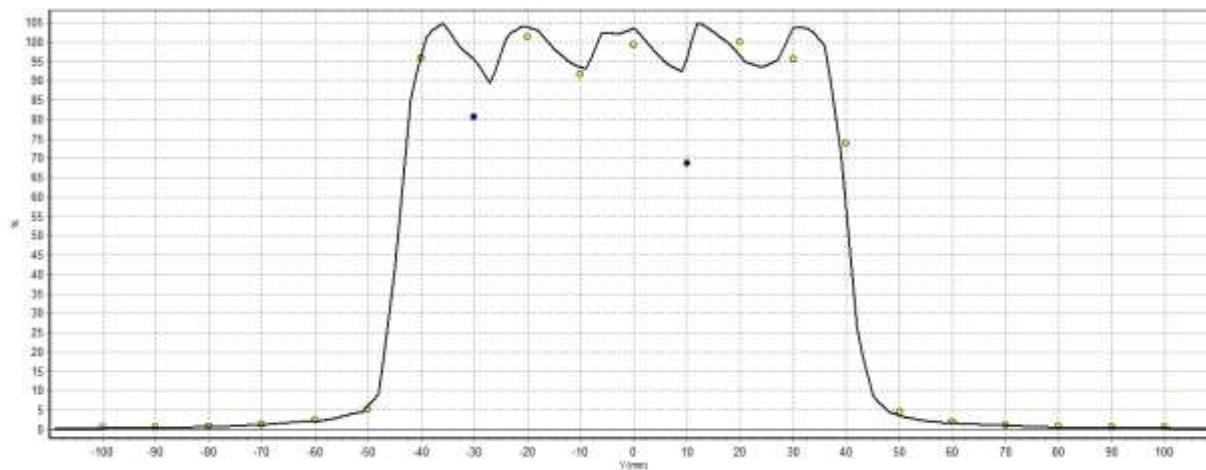
Os gráficos 20 e 21 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis no eixos central X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 20 - Perfil obtido no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

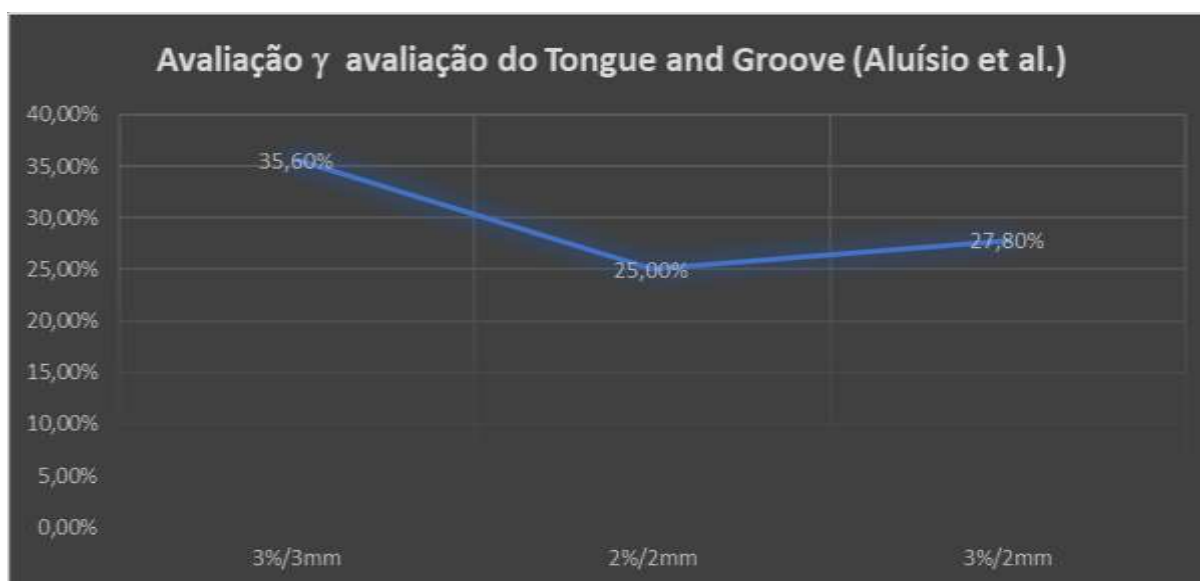
Gráfico 21 - Perfil central no eixo Y.



Fonte: O autor, 2018.

O objetivo principal para a realização desse teste com o ArcCheck, era o de obter um resultado de fácil avaliação, o que não se concretizou. Portanto, para esse tipo de modelagem, o ArcCheck, por si só, não é prático e nem propicia uma avaliação precisa do parâmetro em questão. Isso é bem definido com os resultados obtidos no gráfico a seguir, avaliação do índice gama.

Gráfico 22 - Resultados obtidos na avaliação gama.



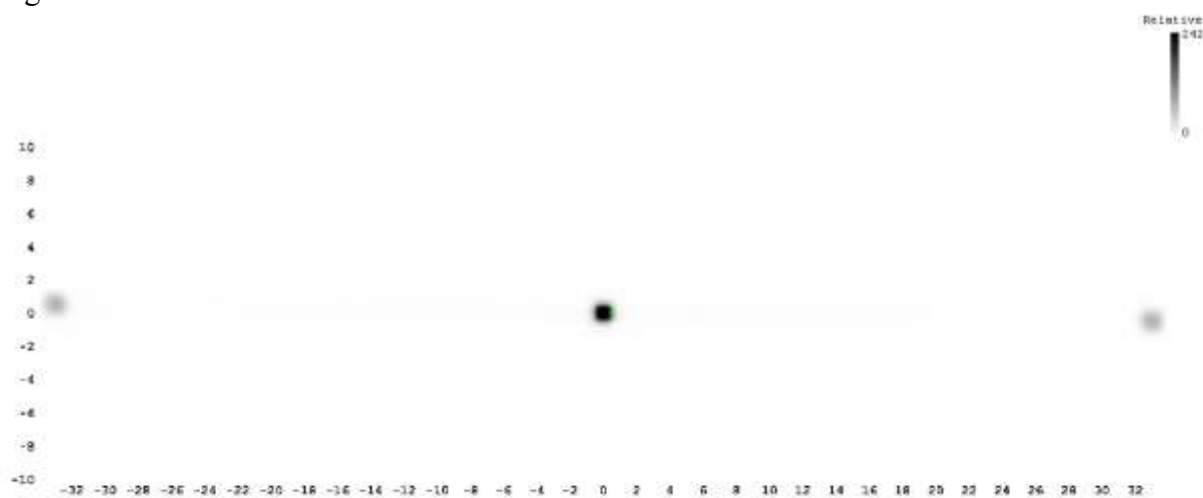
Fonte: O autor, 2018.

### 6.5.3 Validando o ArcCheck como ferramenta para a avaliação da projeção do campo luminoso da MLC e dosimétricos

#### 6.5.3.1 Projeção para o campo 1 cm x 1 cm

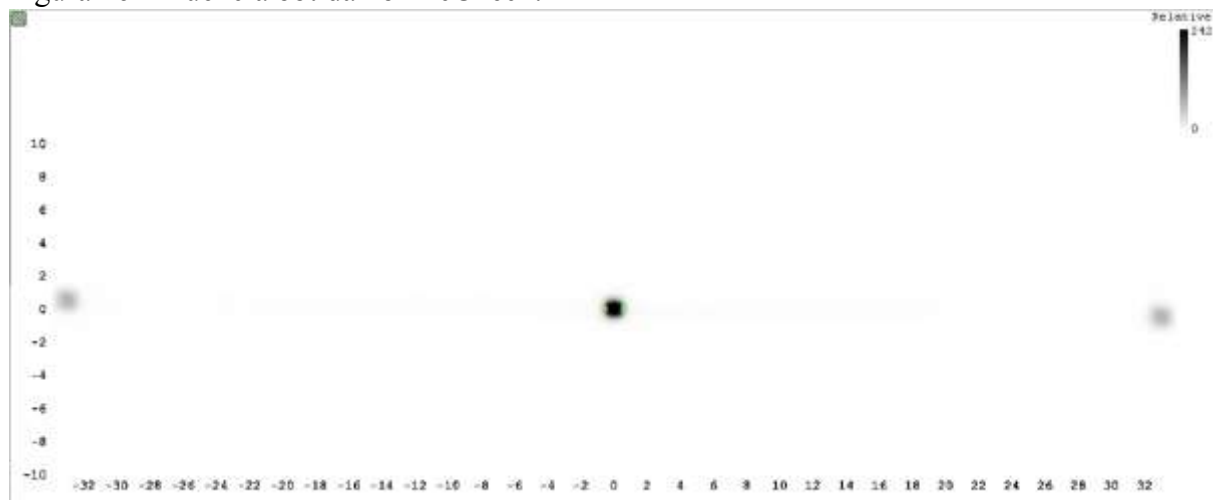
As figuras 49 e 50 a seguir mostram a fluência do campo 1 cm x 1 cm calculado no sistema de planejamento e o que foi obtido no software do ArcCheck.

Figura 45 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

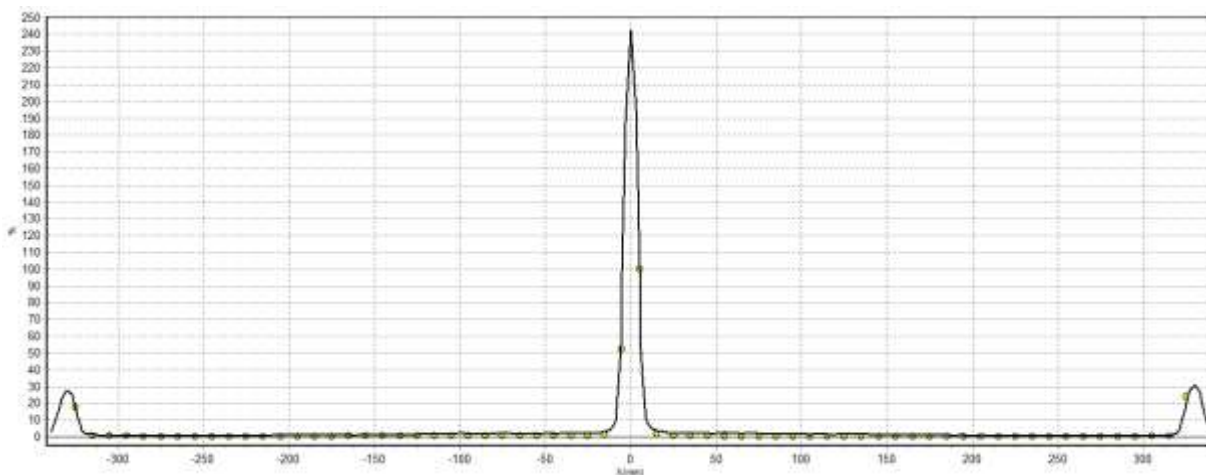
Figura 46 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

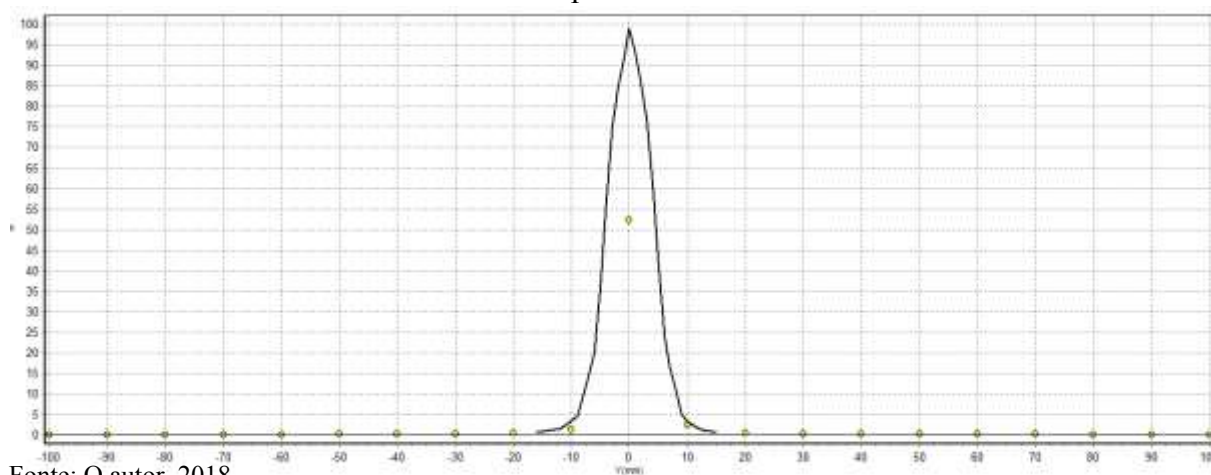
Os gráficos 25 e 26 abaixo, mostram perfis de campo no eixo central X e no eixo central Y. O procedimento foi realizado com o intuito de se verificar as diferenças encontradas pelos detectores na avaliação dos perfis X e Y, era captado pelo ArcCheck.

Gráfico 23 - Perfil obtido pelo ArcCheck no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

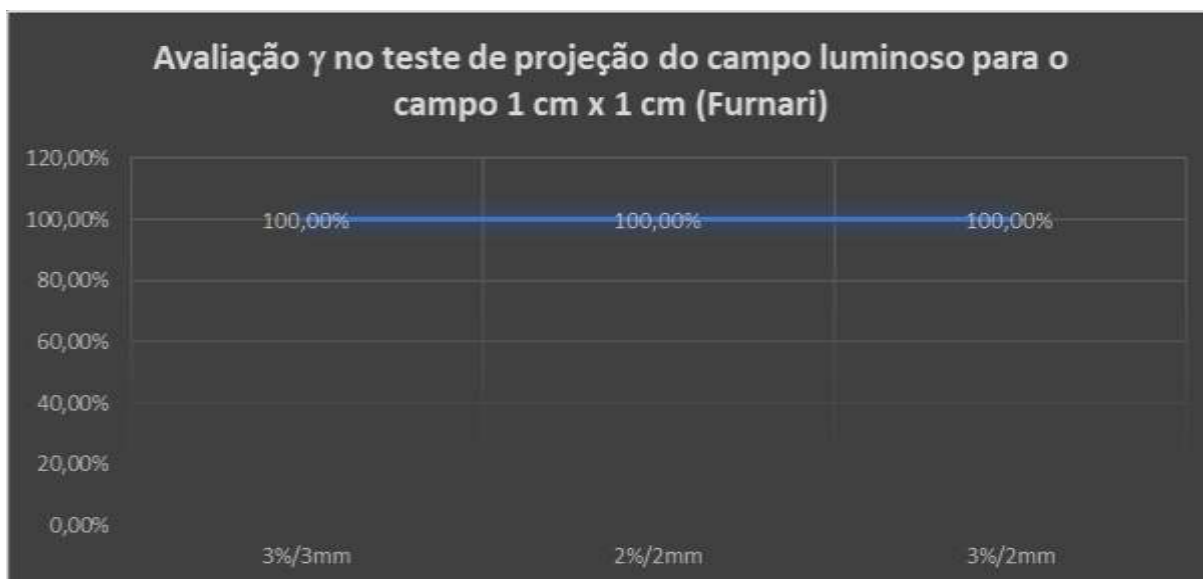
Gráfico 24 - Perfil obtido no eixo central Y pelo ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

Avaliamos para esse teste de projeção do campo luminoso foi avaliado somente o índice gama. O resultado obtido encontra-se no gráfico a seguir.

Gráfico 25 - Resultado obtido na avaliação gama.



Fonte: O autor, 2018.

O resultado obtido pelo ArcCheck mostra o mesmo comportamento mais alargado do perfil do campo no eixo Y. O resultado do índice gama para o valor padrão estabelecido, um mais restrito e o ideal para o detector passaram com 100% de aprovação.

Com o ArcCheck também é possível de se avaliar a planura, simetria e a penumbra, com resultados melhores que com os detectores utilizados nesse trabalho, já que possuem a maior quantidade de detectores, com menores volumes sensíveis. Os resultados não estão aqui descritos pois não eram objeto desse trabalho.

Como conclusão, o ArcCheck se mostrou muito preciso para a avaliação do teste proposto em questão.

#### 6.5.3.2 Projeção para o campo 2 cm x 2 cm

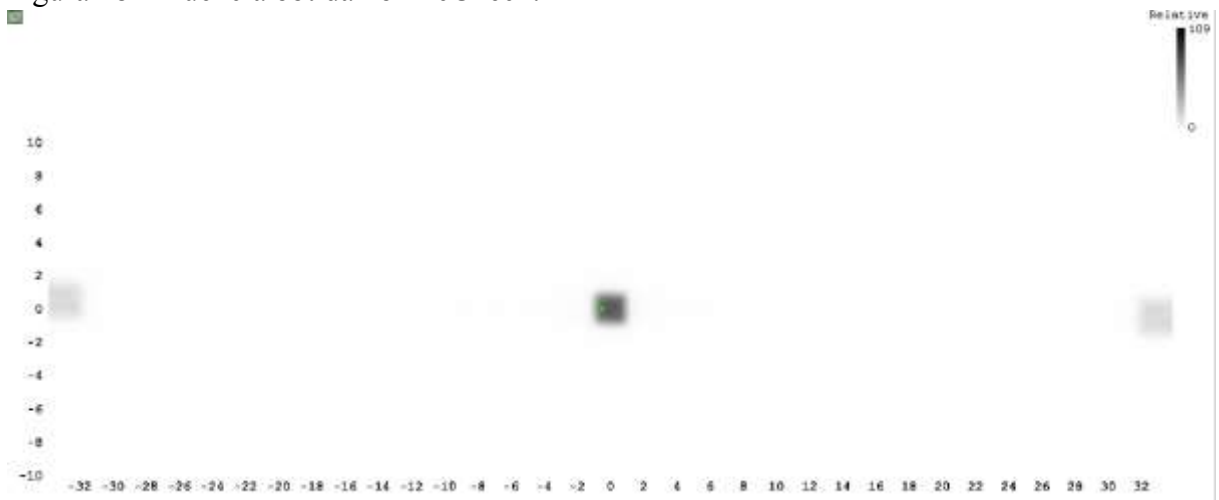
As figuras 51 e 52 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 47 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

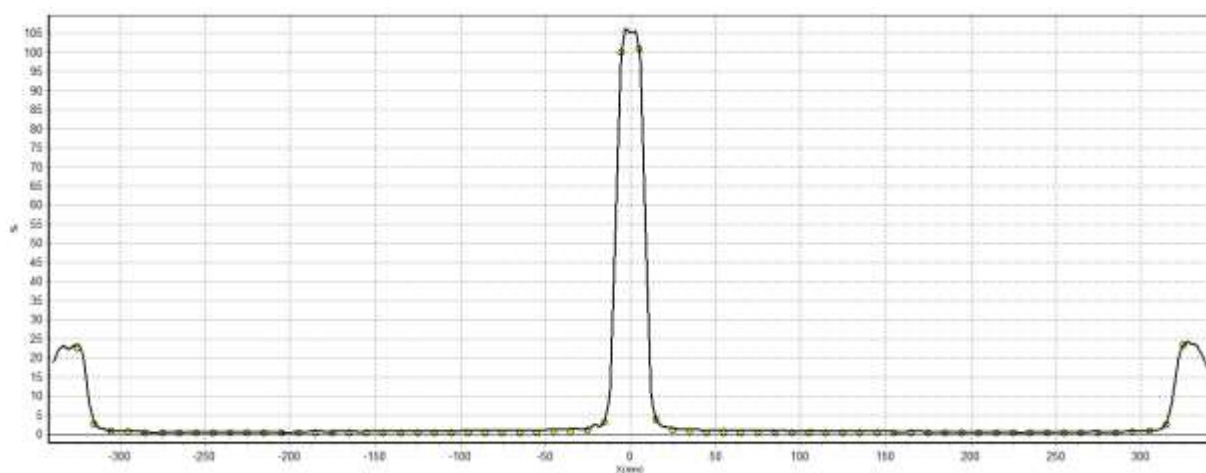
Figura 48 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

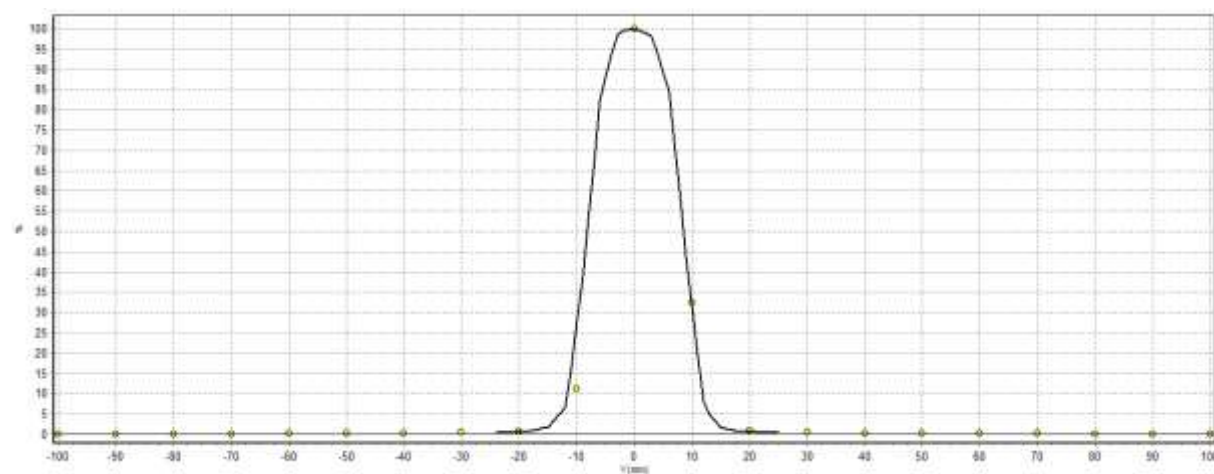
Os gráficos 30 e 31 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 26 - Perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

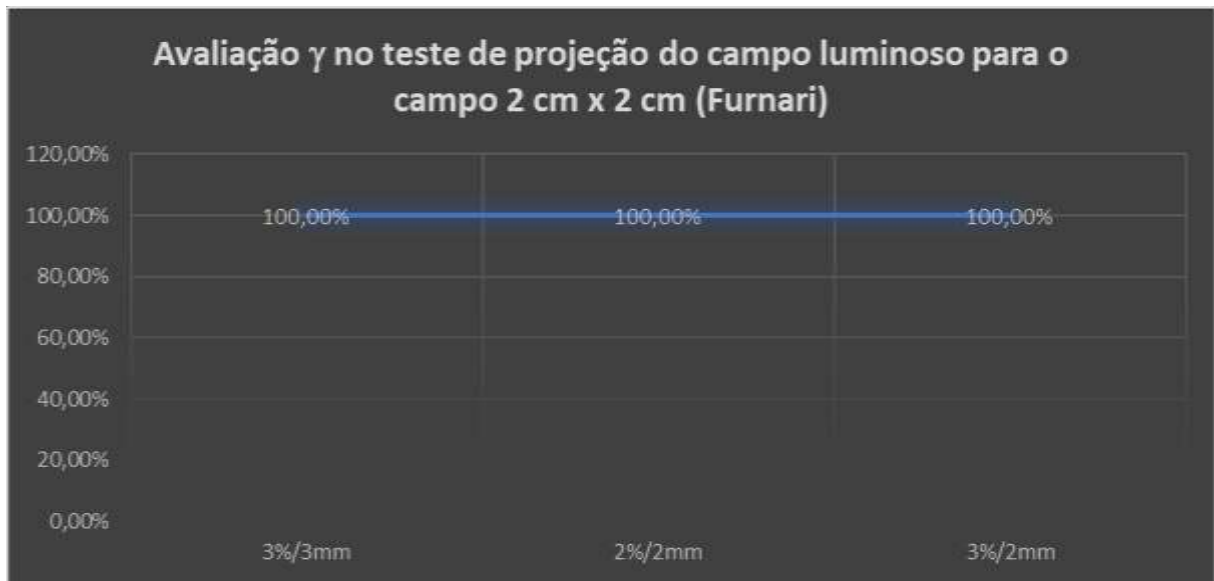
Gráfico 27 - Perfil obtido no ArcCheck para o eixo Y.



Fonte: O autor, 2018.

O resultado obtido pelo ArcCheck, da mesma forma que para o teste anterior, considerado satisfatório. Inclusive com o índice de aprovação do índice gama, gráfico 32 abaixo, de 100% para os padrões avaliados.

Gráfico 28 - Resultado obtido na avaliação gama.

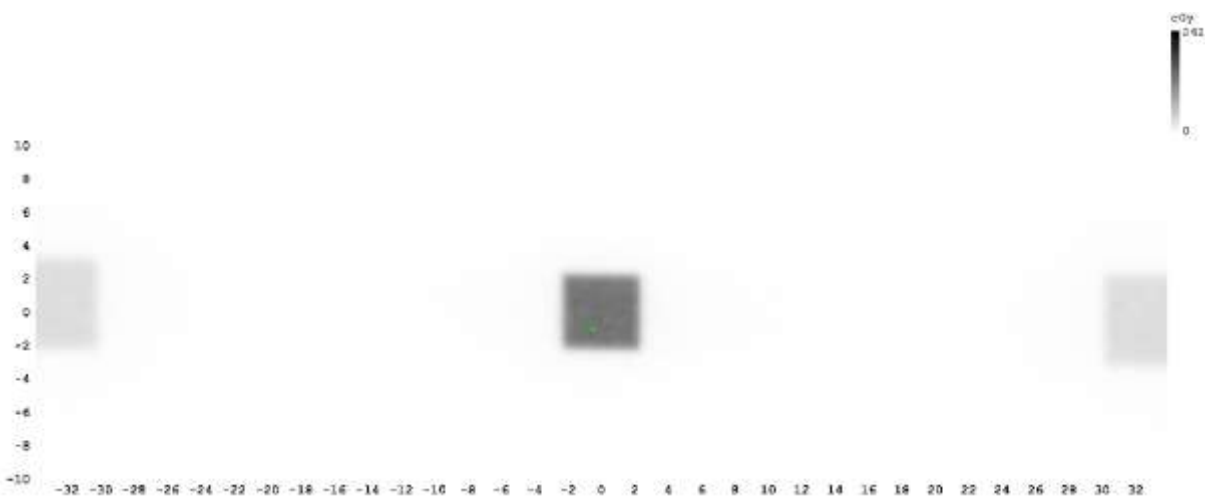


Fonte: O autor, 2018.

### 6.5.3.3 Projeção para o campo 5 cm x 5 cm

As figuras 53 e 54 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

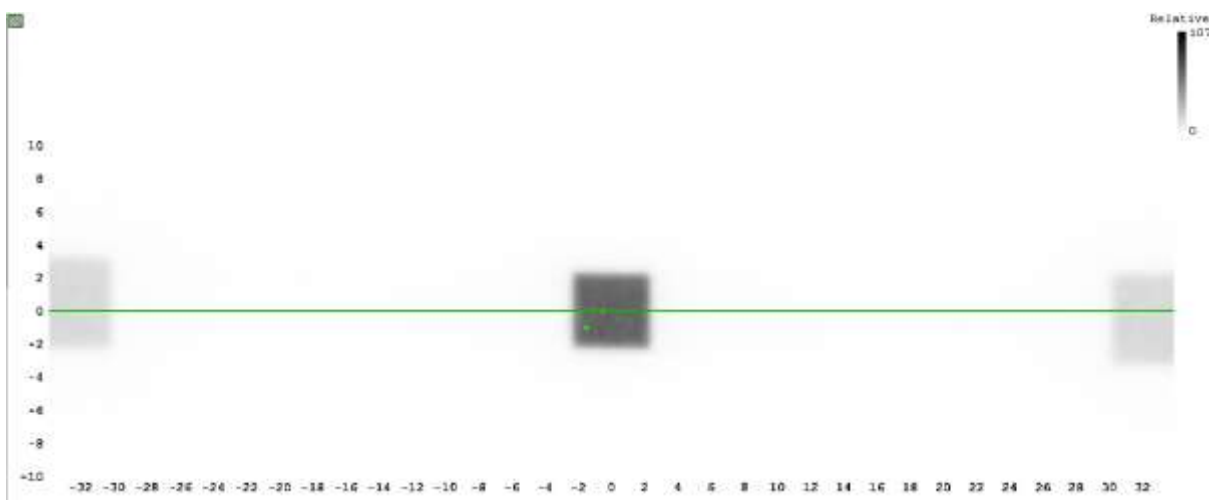
Figura 49 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.



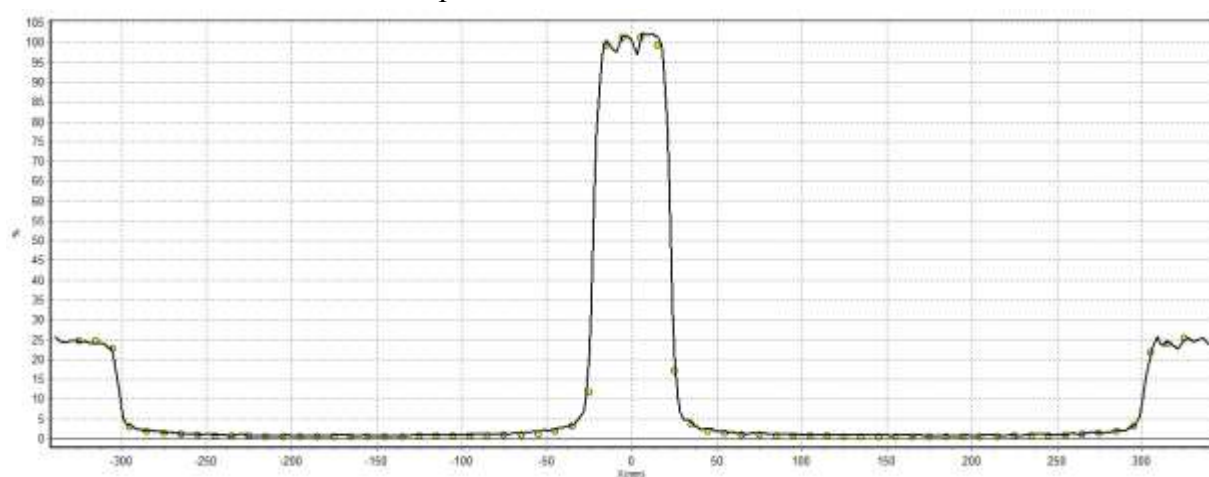
Figura 50 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

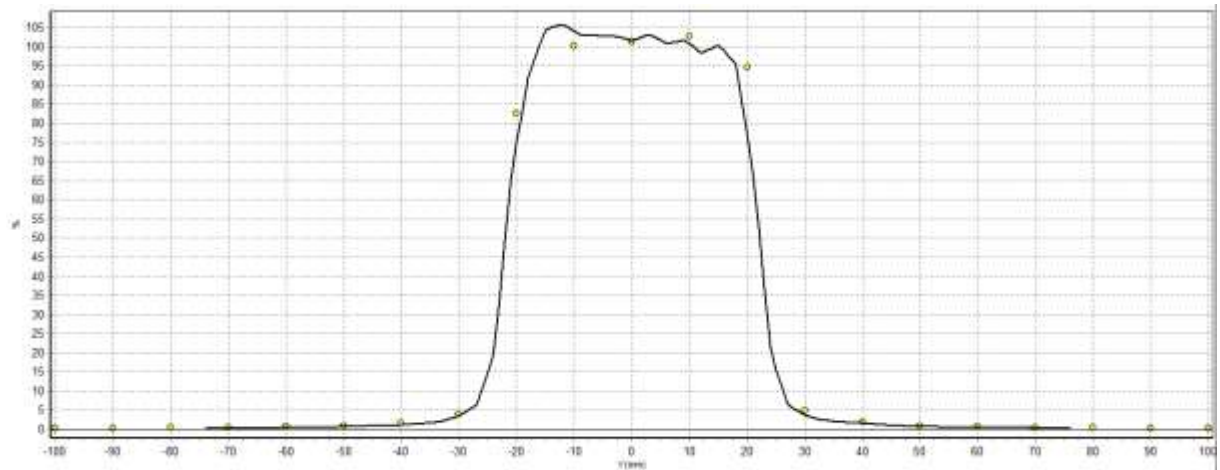
Os gráficos 29 e 30 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 29 - Resultado obtido no perfil do eixo central X.



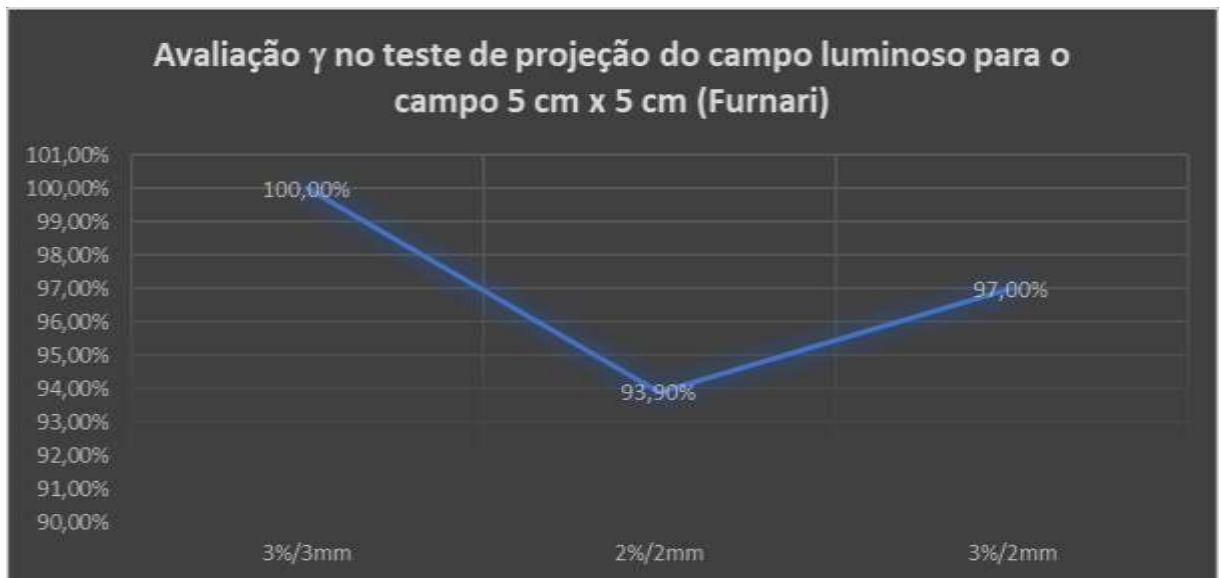
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 30 - Perfil no eixo central Y obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 31 - Resultado da avaliação gama.



Fonte: O autor, 2018.

Diferente dos resultados obtidos até o momento com os campos pequenos, campos menores ou iguais a 2 cm x 2 cm, com o aumento do campo também aumenta a contribuição da radiação espalhada e, como consequência, o aumento de pontos de baixas doses.

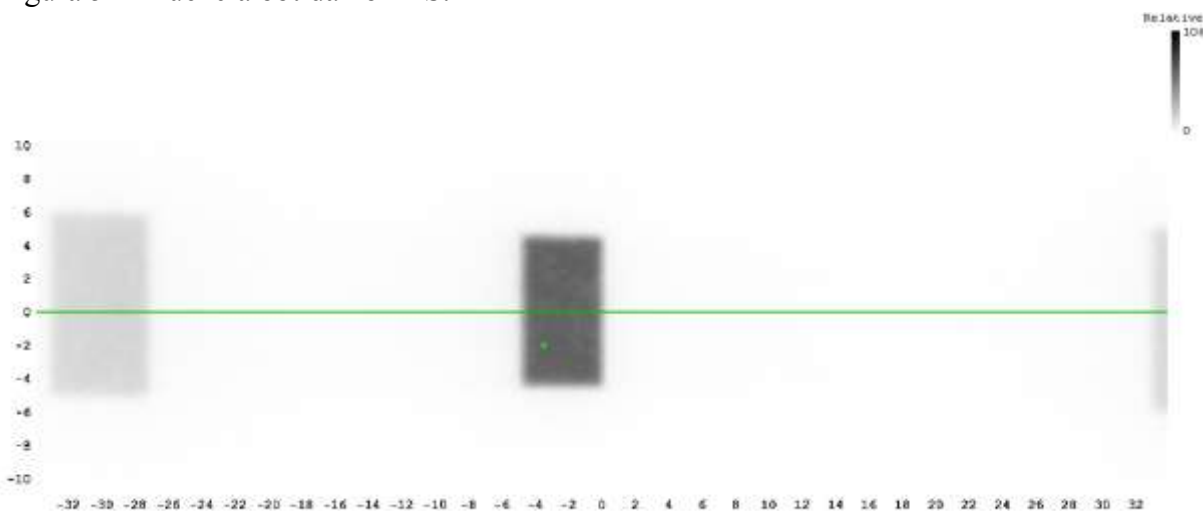
É sabido da literatura pertinente, que o diodo tem uma alta dependência com baixas doses. O que reflete no resultado obtido para a tolerância mais restrita (2%/2mm). Apesar dessa falha, no geral, o ArcCheck obteve resultados bastantes confiáveis. A grande vantagem do

ArcCheck, em relação os detectores utilizados no scanner de água, é o de informar, onde houve a falha.

#### 6.5.3.4 Projeção para o campo 5 cm x 10 cm

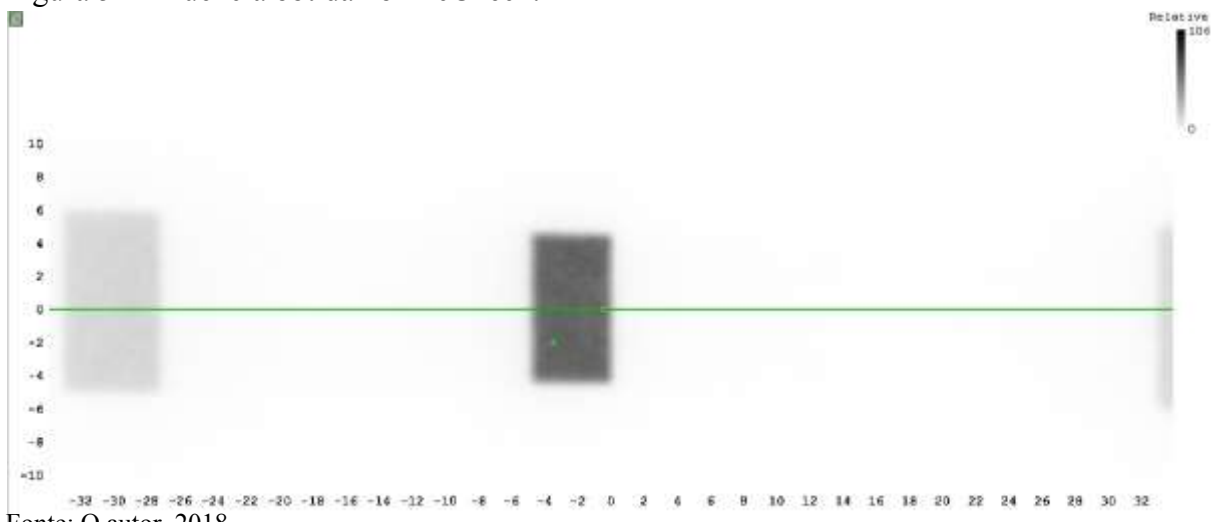
As figuras 55 e 56 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 51 - fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

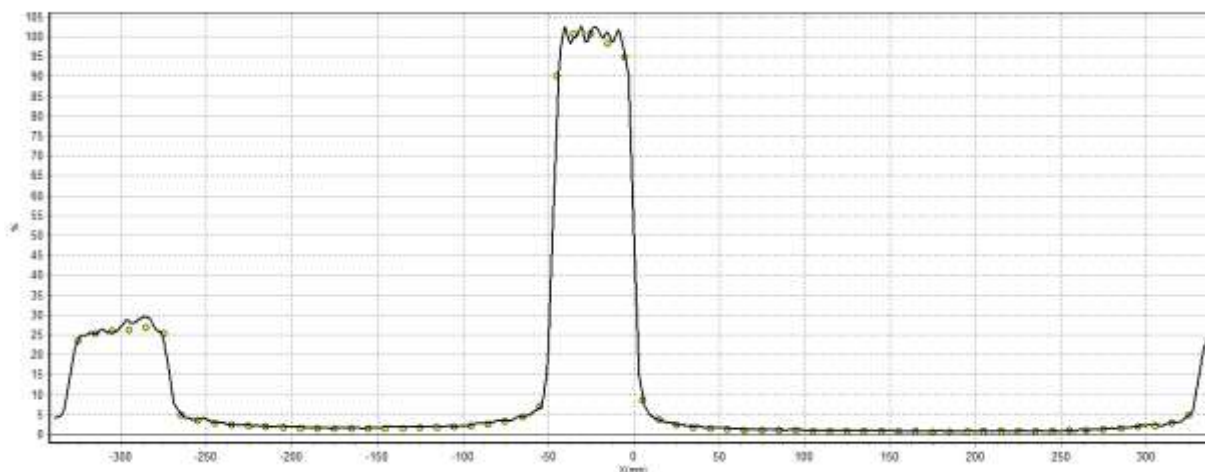
Figura 52 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

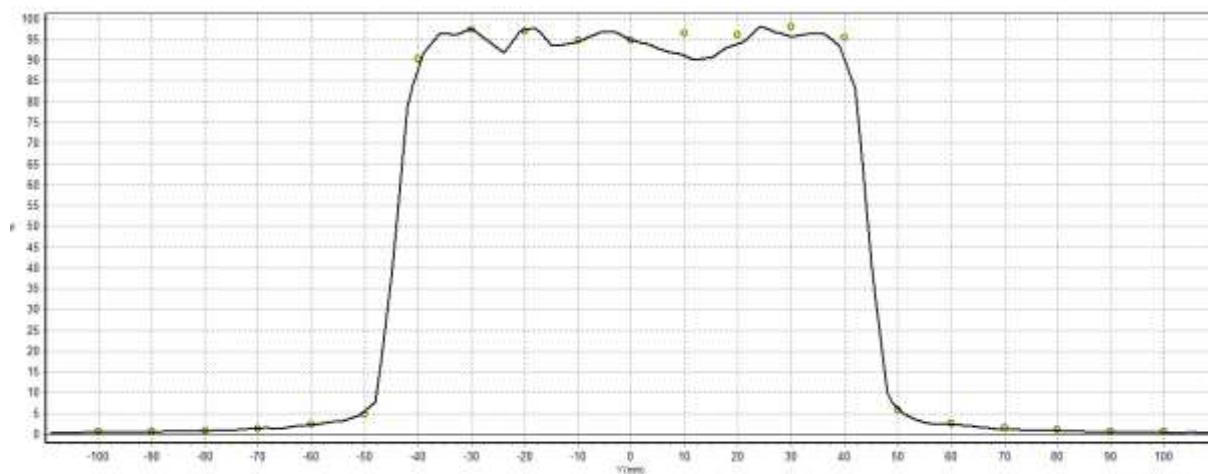
Os gráficos 32 e 33 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 32 - Perfil central X obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

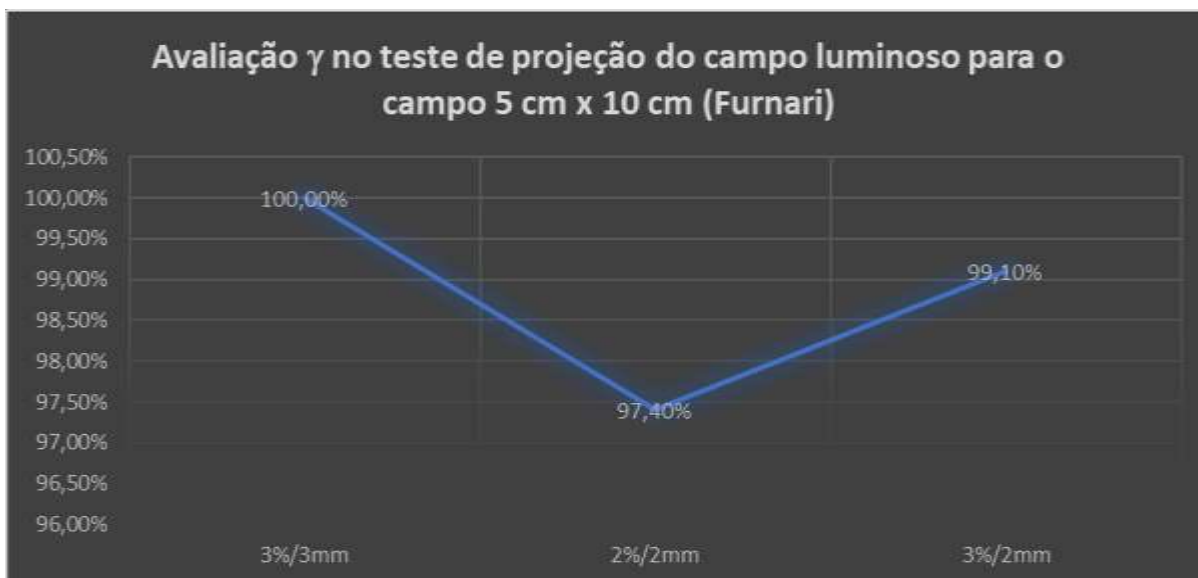
Gráfico 33 - Resultado no eixo Y obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

No gráfico 34 a seguir, podemos ver que a avaliação do índice gama, em diversas situações, foi extremamente satisfatória, o que demonstrou que o ArcCheck, mesmo em casos de campos assimétricos, é capaz de produzir bons resultados na avaliação de parâmetros dosimétricos, bem como em parâmetros mecânicos do equipamento.

Gráfico 34 - Resultado na avaliação gama.

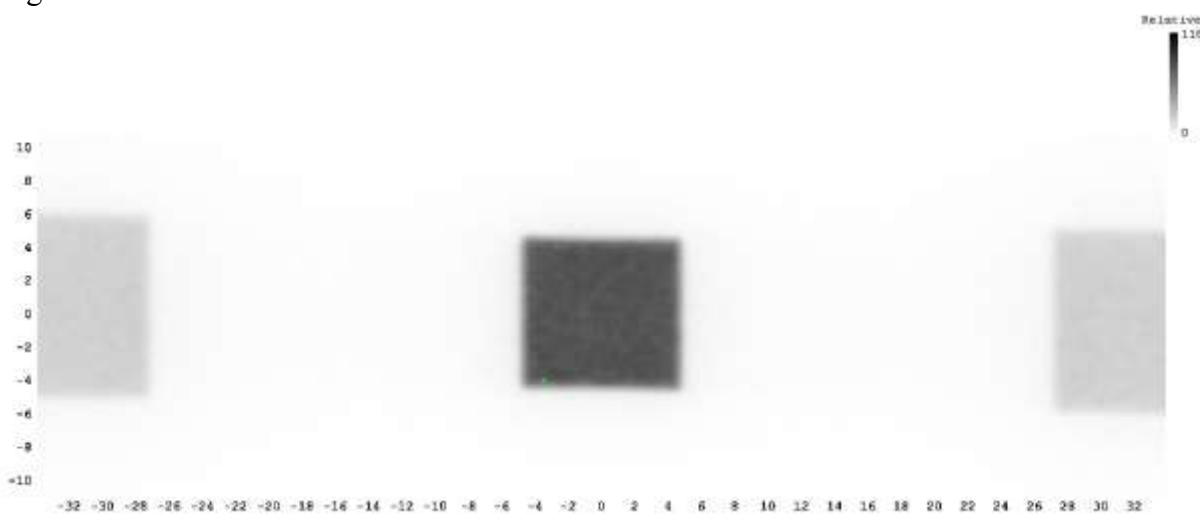


Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.3.5 Projeção para o campo 10 cm x 10 cm

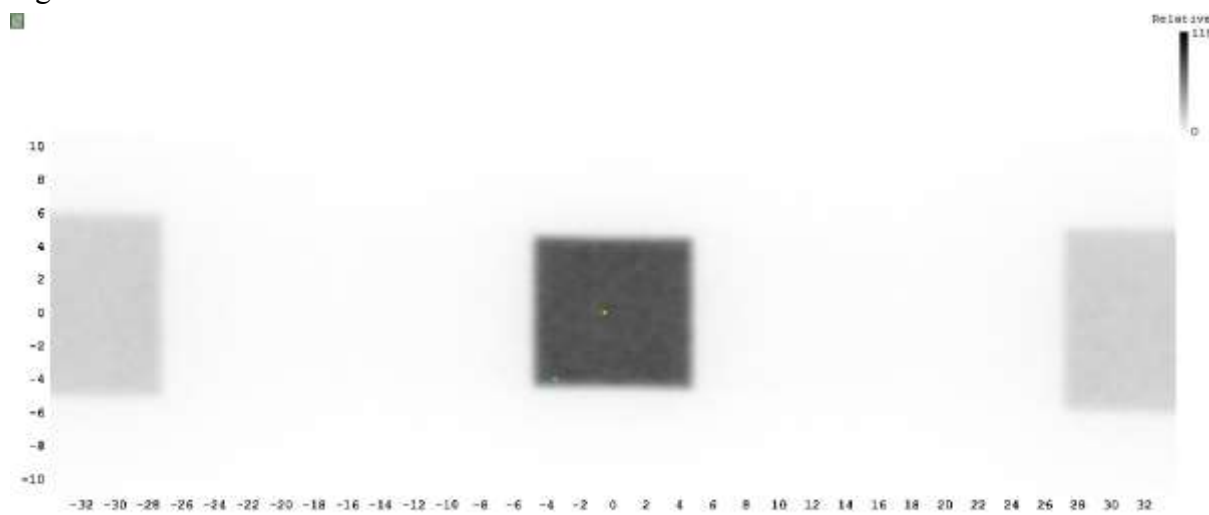
As figuras 57 e 58 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 53 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

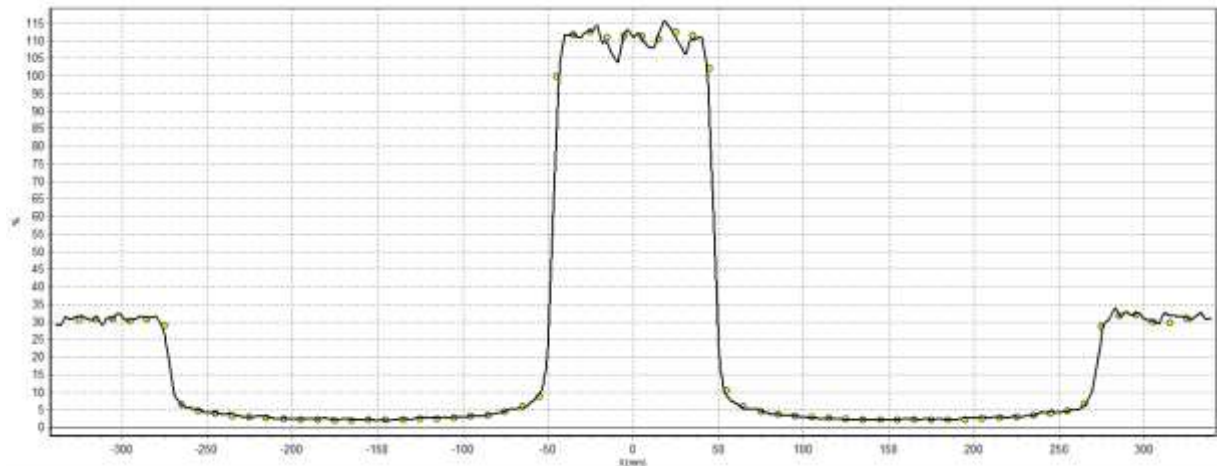
Figura 54 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

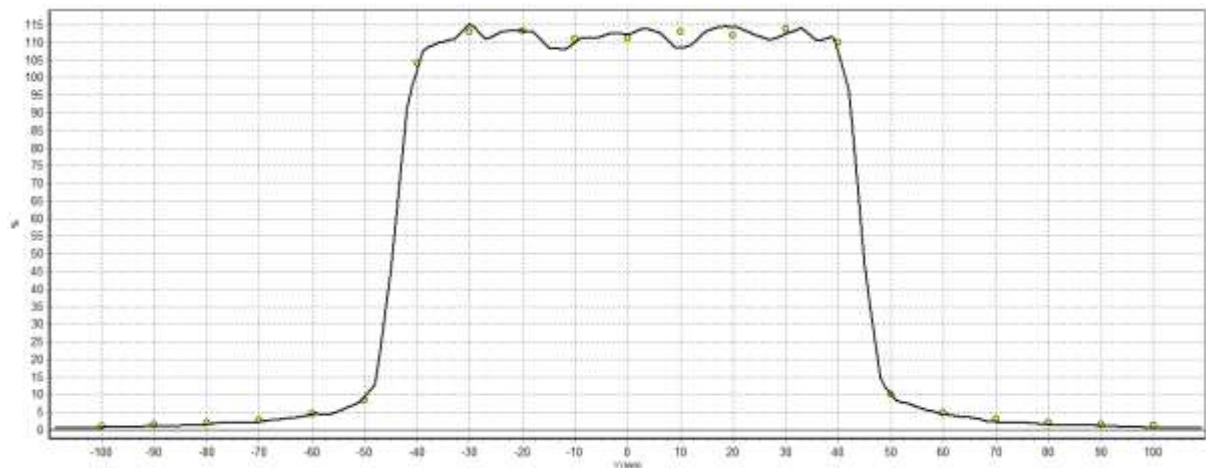
Os gráficos 35 e 36 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 35 - Perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

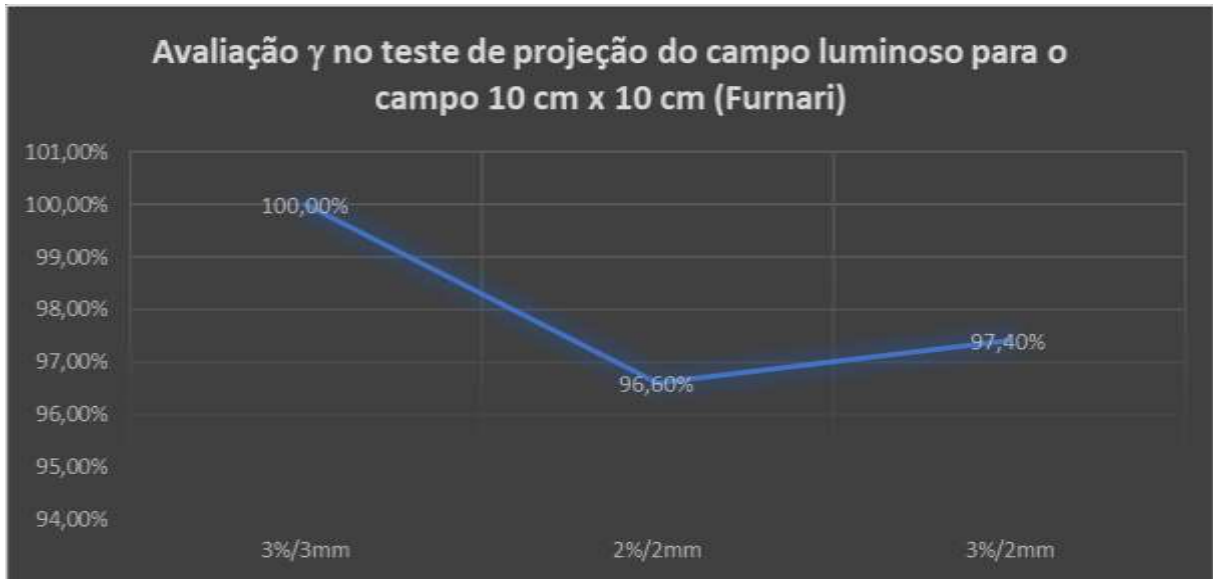
Gráfico 36 - Perfil no eixo central Y obtido no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

Mais uma vez o ArcCheck foi muito preciso no que se propôs. A diminuição na aprovação do índice gama para 2%/2mm, gráfico 34, é devido ao aumento da contribuição da radiação espalhada devido ao aumento do campo.

Gráfico 37 - Resultado na avaliação gama.

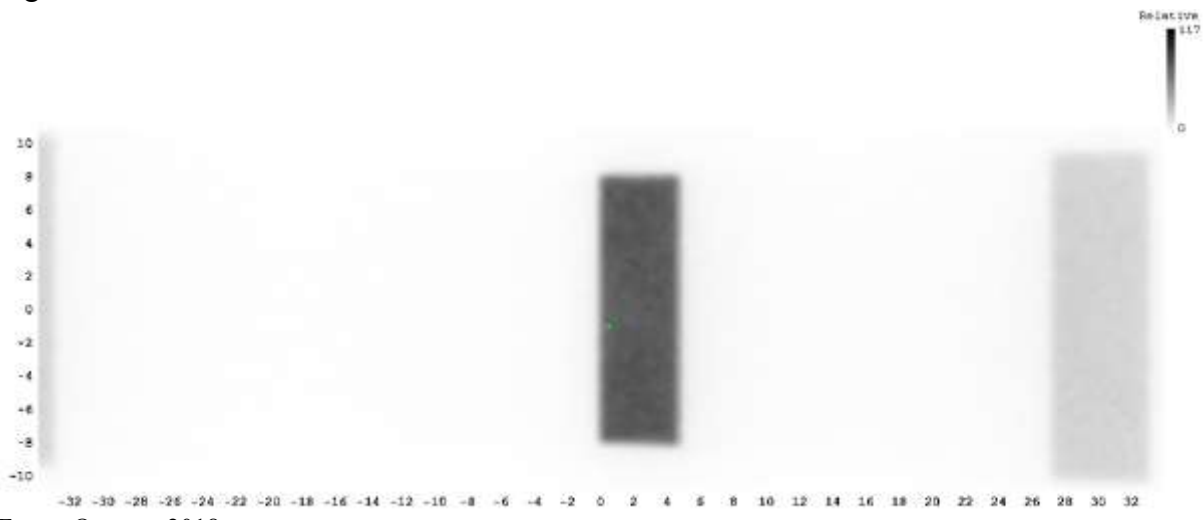


Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.3.6 Projeção para o campo 10 cm x 18 cm

As figuras 59 e 60 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

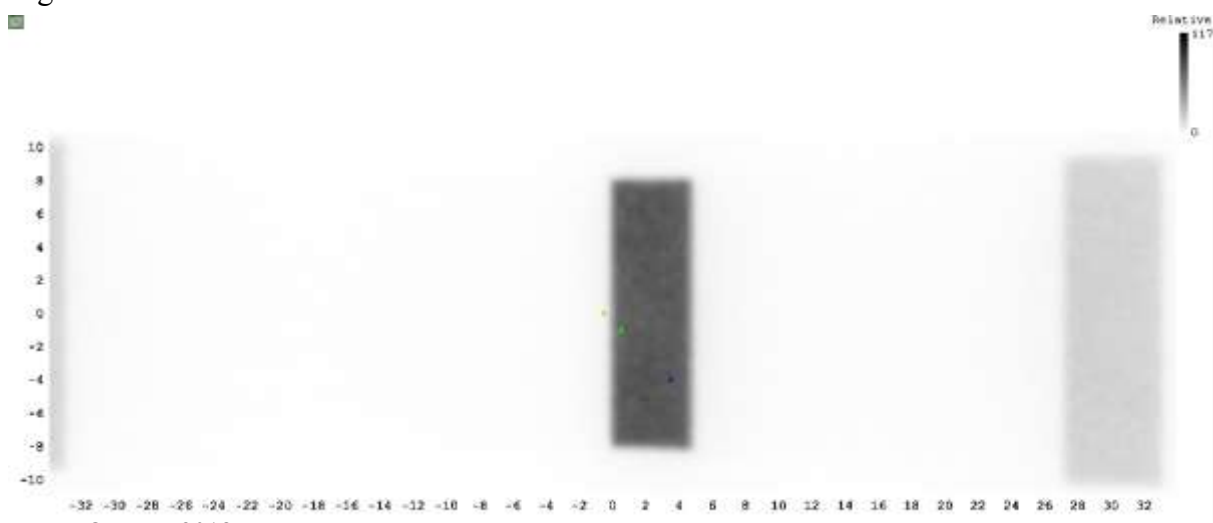
Figura 55 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.



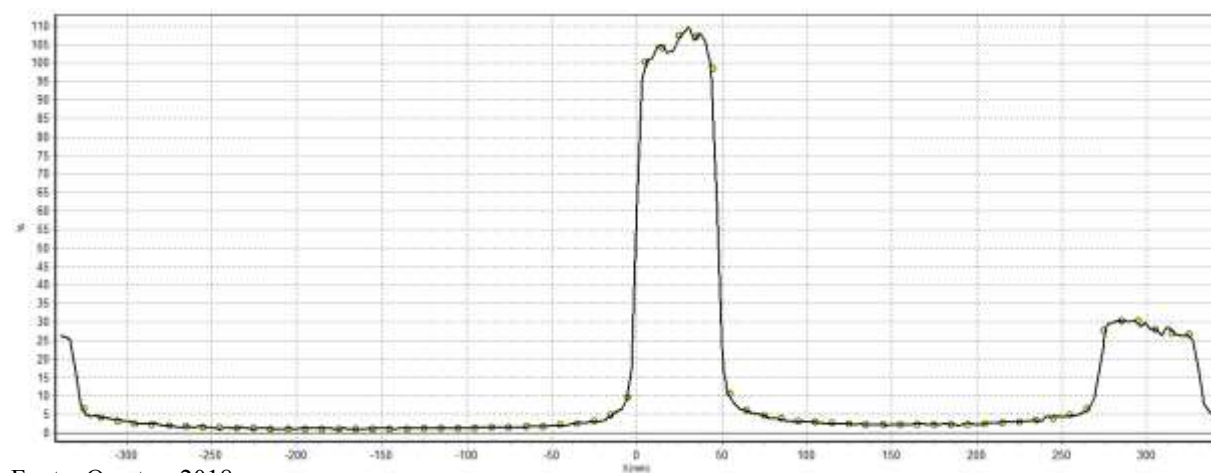
Figura 56 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

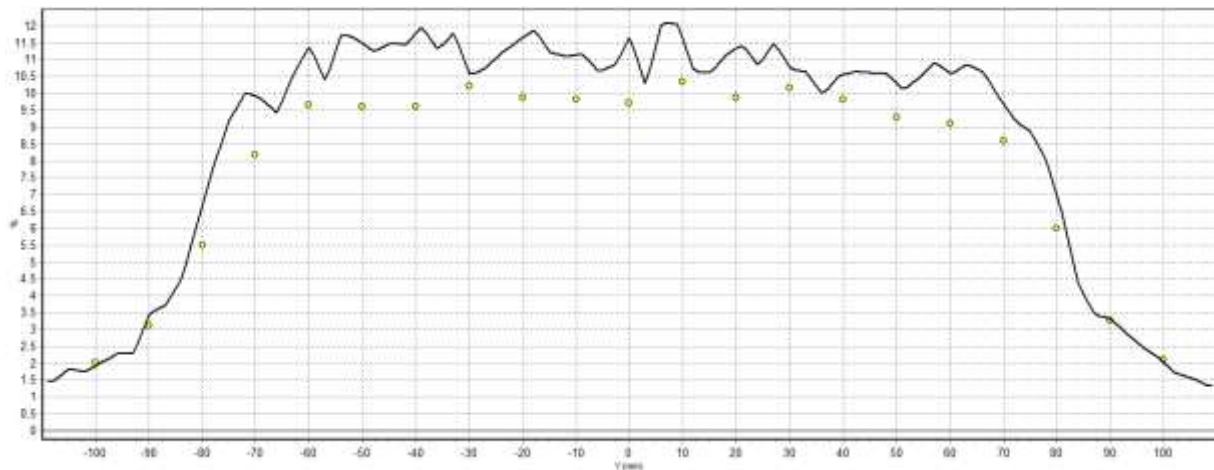
Os gráficos 38 e 39 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 38 - Perfil no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

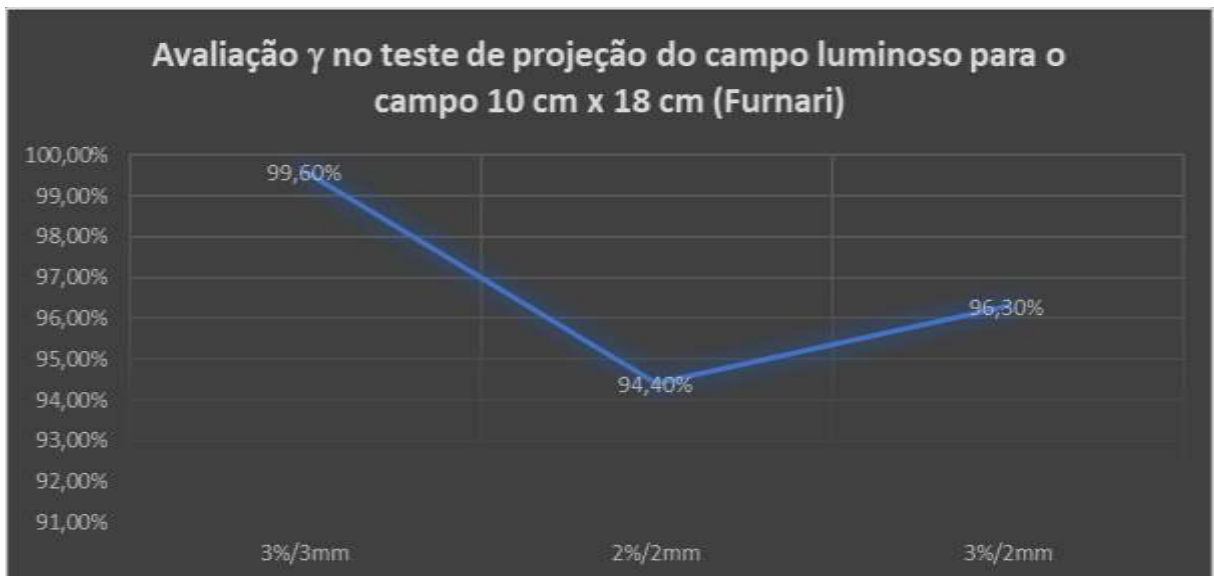
Gráfico 39 - Perfil no eixo central Y.



Fonte: O autor, 2018.

O ArcCheck demonstrou a capacidade de ser muito preciso na determinação do campo utilizado no teste em questão (gráfico 38) no eixo X e no eixo Y (gráfico 39), objeto do teste realizado. Isso é observado nos resultados obtidos na avaliação gama (gráfico 40) a seguir.

Gráfico 40 - Resultado na avaliação gama.

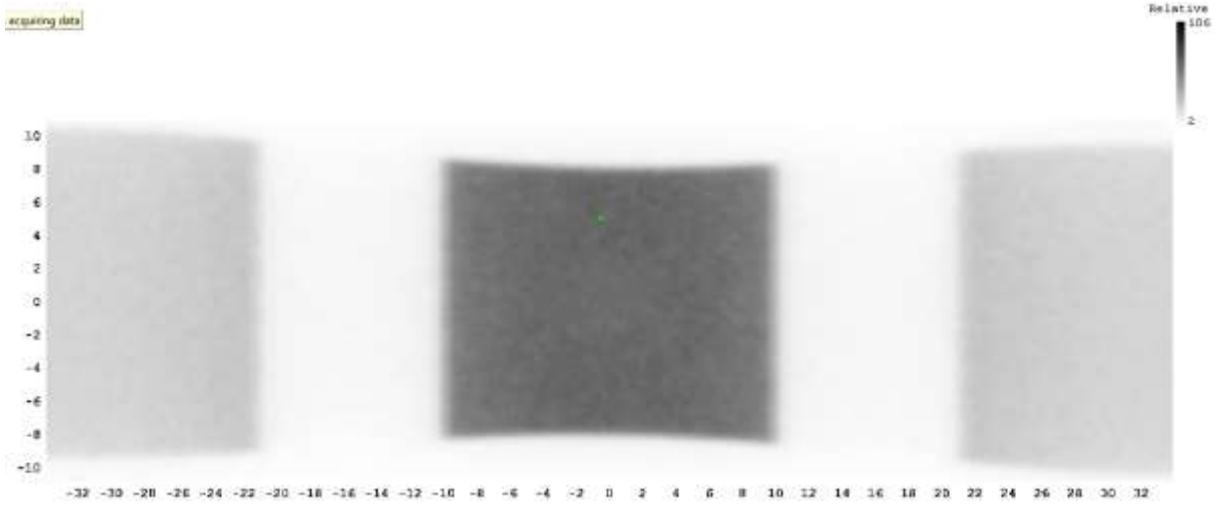


Fonte: O autor, 2018.

6.5.3.7 Projeção para o campo 18 cm x 18 cm

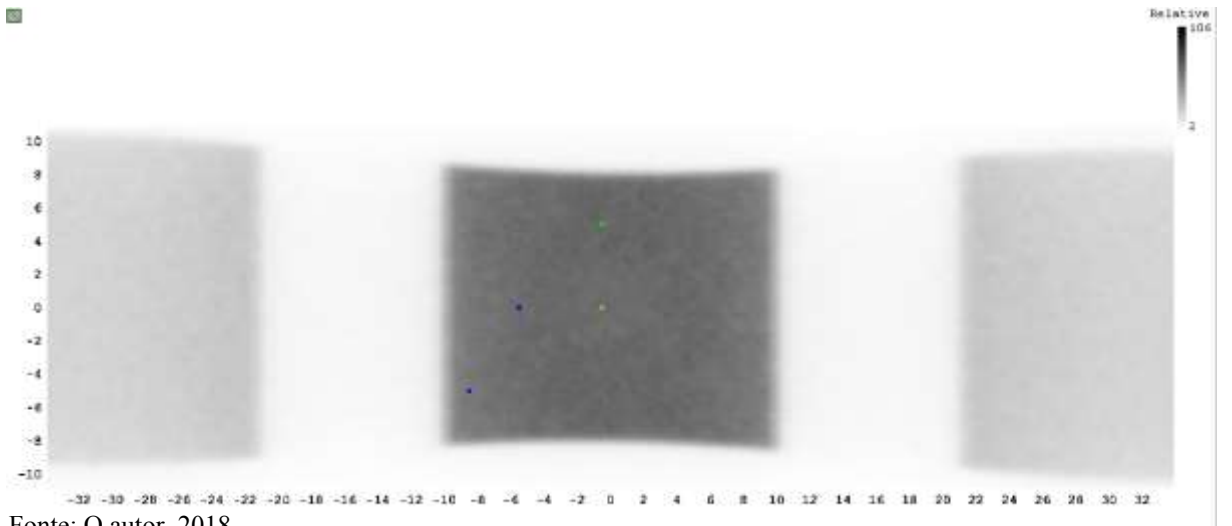
As figuras 61 e 62 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 57 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

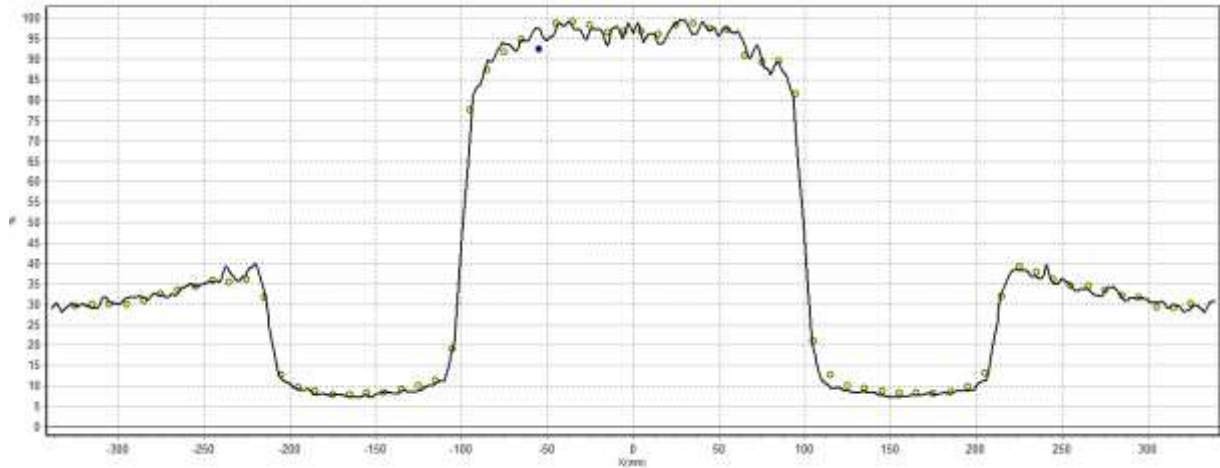
Figura 58 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

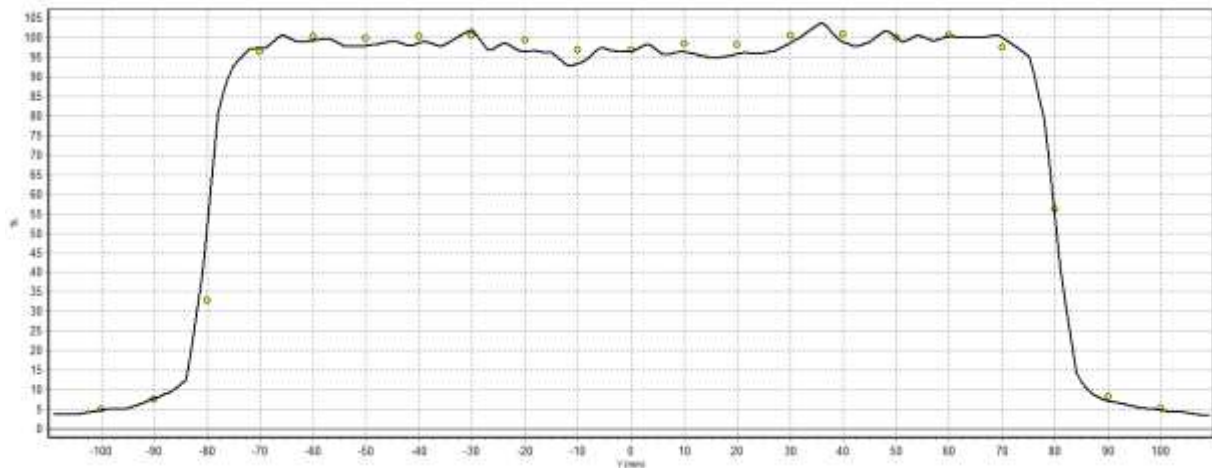
Os gráficos 38 e 39 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis X e Y obtidos no ArcCheck.

Gráfico 41 - Perfil no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 42 - Perfil central no eixo Y



Fonte: O autor, 2018.

Nesse teste, obtivemos resultados muito interessantes. Podemos observar na figura 68 que o campo 18 cm x 18 cm, apesar de ser quadrado, possui a aparência de um campo retangular. Isso é devido ao tamanho de campo máximo permitido pelo ArcCheck (20 cm x 20 cm).

No resultado obtido pelo ArcCheck no eixo central Y, deu o esperado na projeção do campo, 18 cm.

Como explicado anteriormente nos resultados dos perfis inplane e crossplane com os detectores no scanner, onde a diferença nos perfis também foi vista, essa diferença é devido a influência do colimador primário no secundário.

Como observado no resultado da avaliação do índice gama, gráfico 43 abaixo, o ArcCheck se mostrou preciso e acurado na avaliação do teste.

Gráfico 43 - Resultado na avaliação gama.

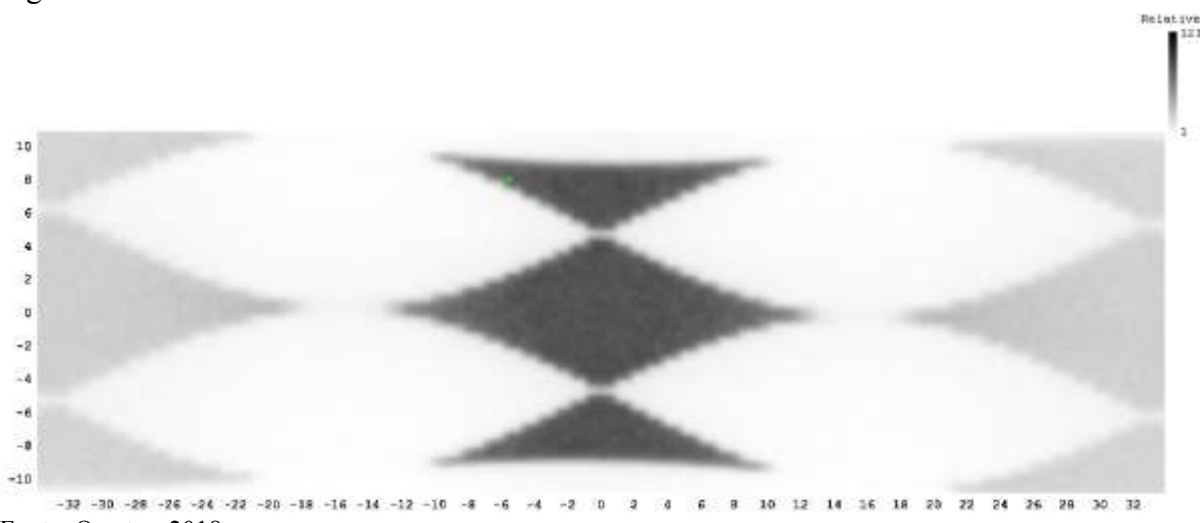


Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.3.8 Projeção para o campo com formato de diamante

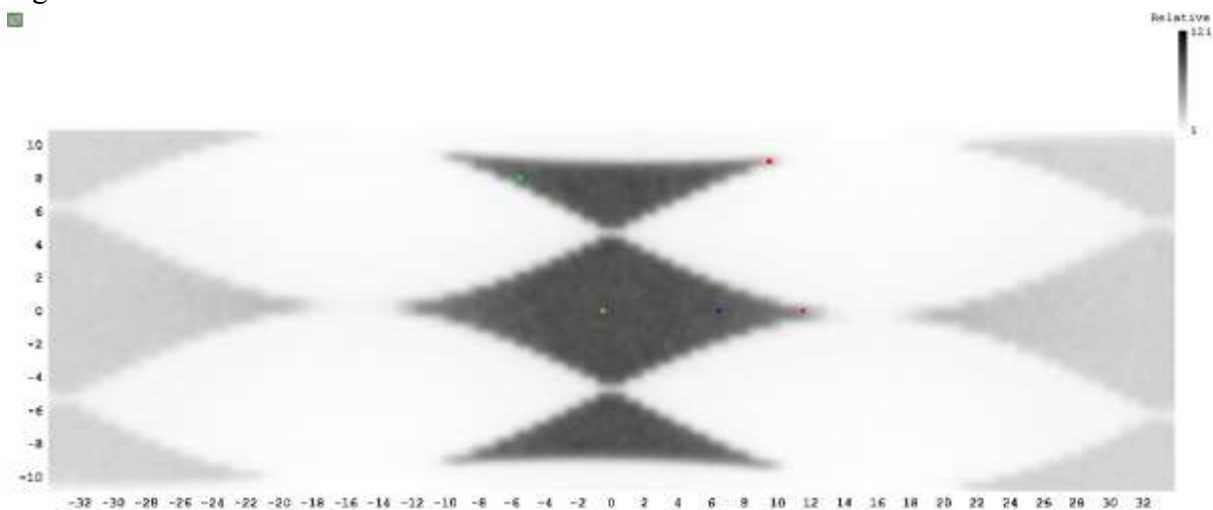
As figuras 63 e 64 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 59 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

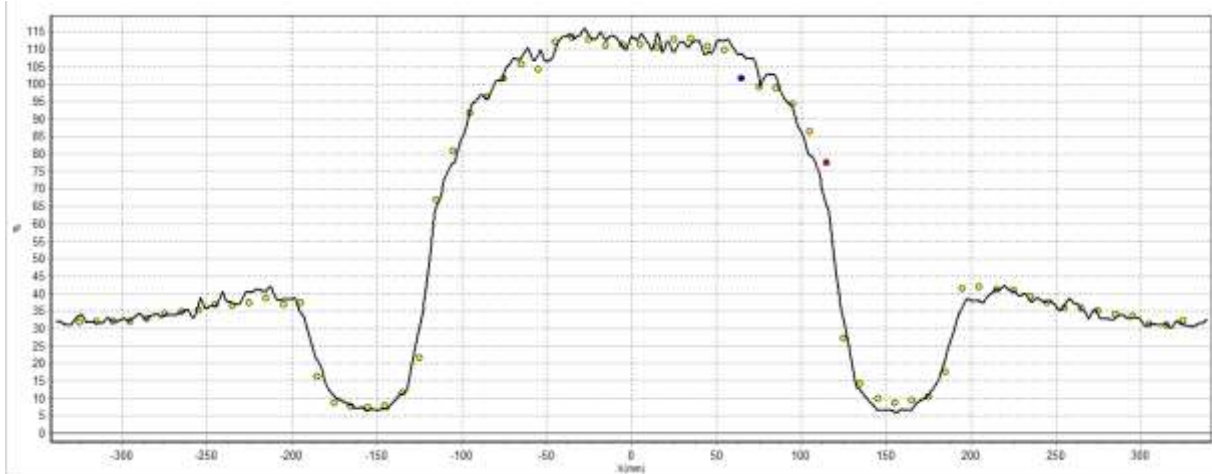
Figura 60 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

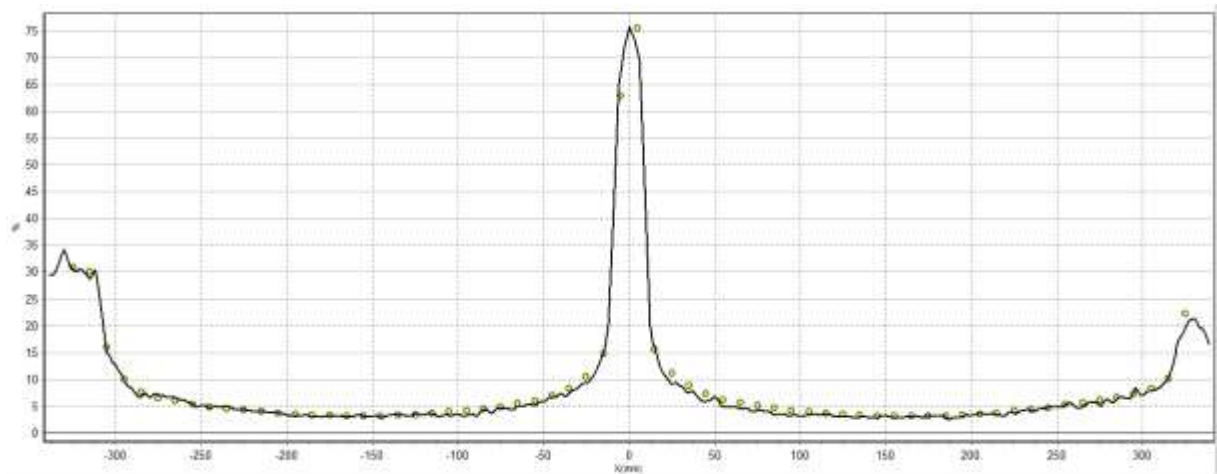
Os gráficos 44 a 49 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis em X, X = 5 cm, X = - 5 cm, Y, Y = 5 cm e Y = - 5 cm obtidos no ArcCheck.

Gráfico 44 - Perfil no eixo central X.



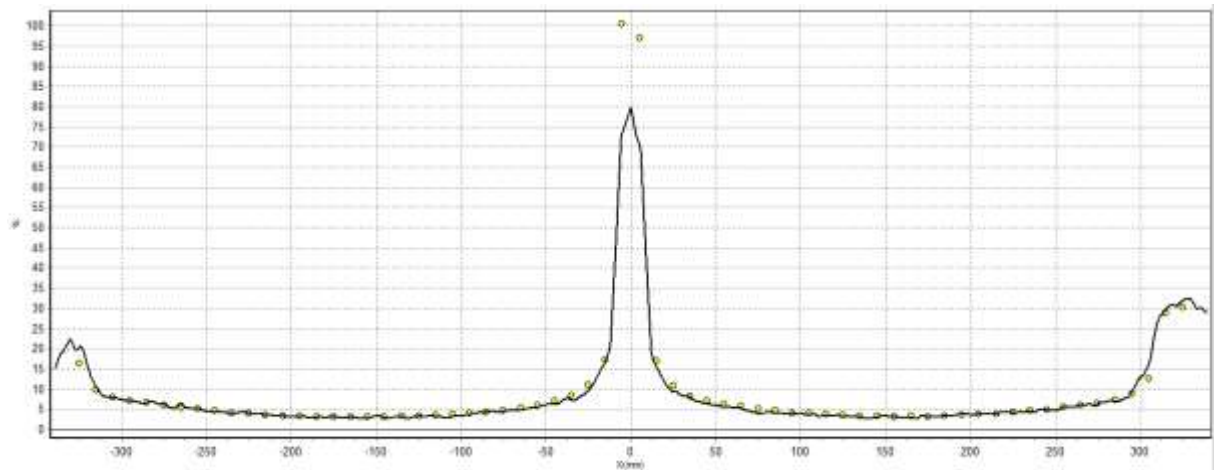
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 45 - Perfil no eixo X = + 5 cm.



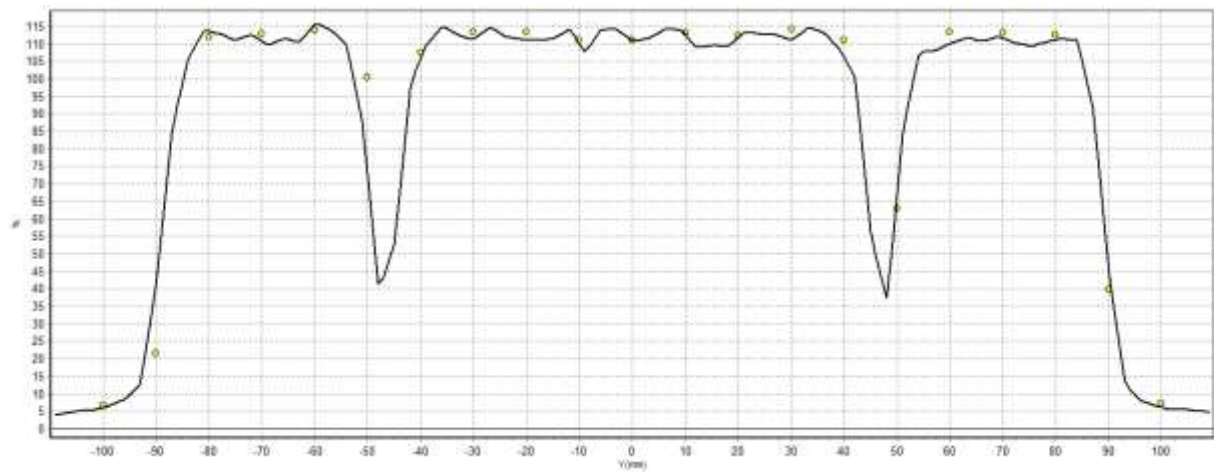
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 46 - Perfil no eixo X = - 5 cm.



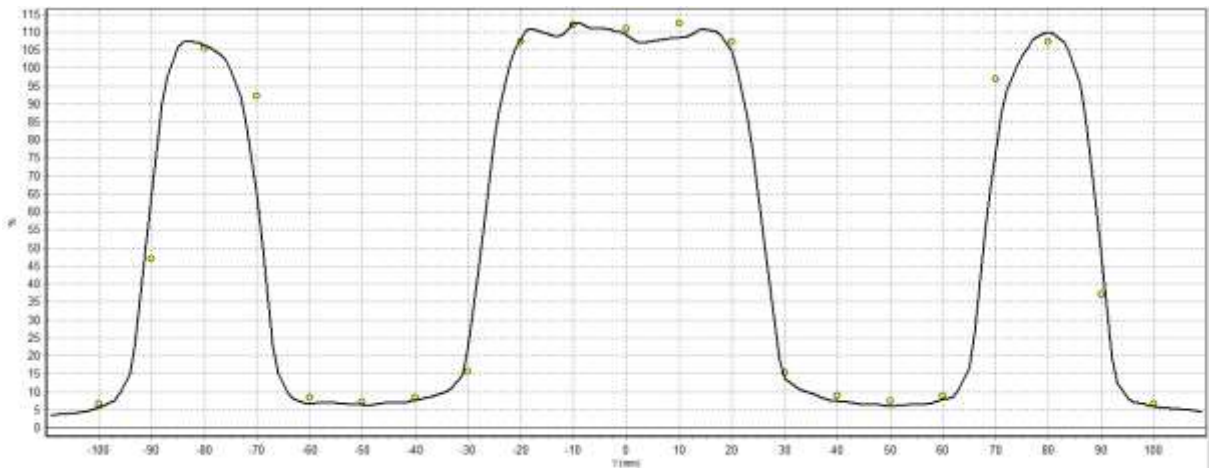
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 47 - Perfil eixo central Y.

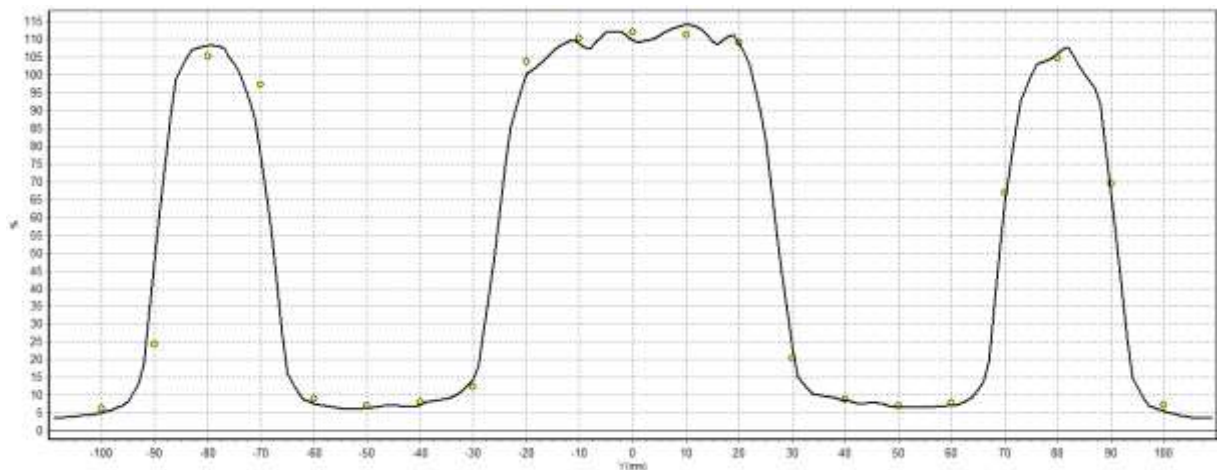


Fonte: O autor, 2018.



Gráfico 48 - Perfil no eixo  $Y = + 5$  cm.

Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 49 - Perfil eixo  $Y = - 5$  cm.

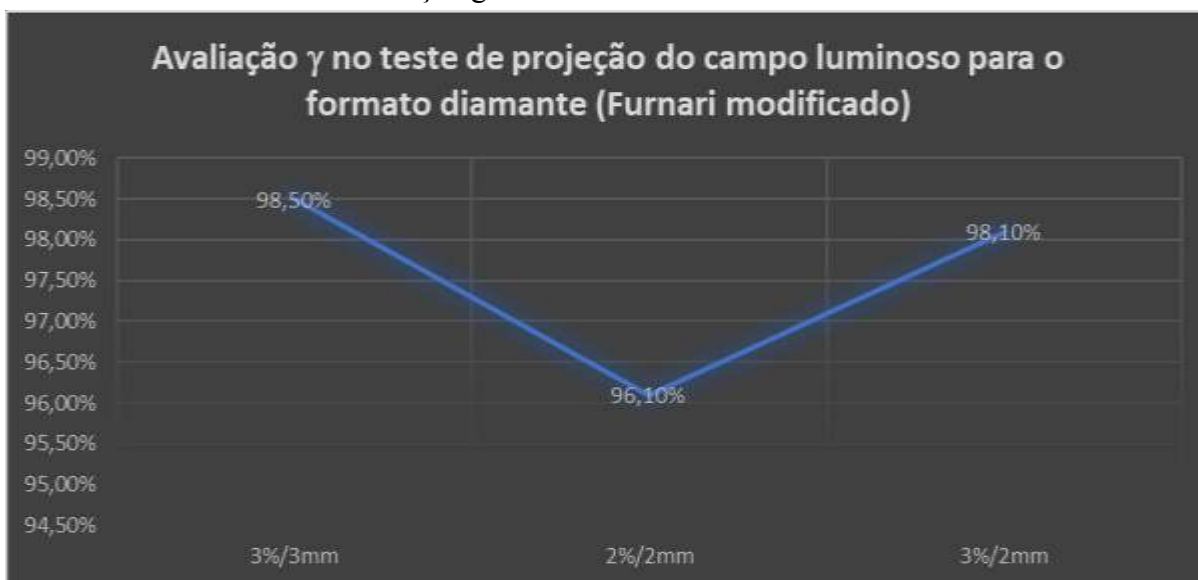
Fonte: O autor, 2018.

Baseado nos resultados obtidos pelo ArcCheck na avaliação gama (gráfico 50 a seguir), podemos concluir que os pontos que falharam foram os pontos em regiões de baixo gradiente de dose, demonstrado na avaliação 2%/2mm.

Em relação a obtenção em perfis, tanto no eixo X, como no eixo Y, a + 5 cm e a - 5 cm, a intenção era avaliar o comportamento das curvas nesses perfis. Quando comparamos os gráficos 46 e 47 (perfis  $X = + 5$  cm e  $X = - 5$  cm), podemos observar o mesmo resultado obtido pelo ArcCheck, da mesma forma que nos perfis  $Y = + 5$  cm e  $Y = - 5$  cm (gráficos 48 e 49).

Portanto, o ArcCheck foi bem preciso na avaliação do posicionamento das lâminas, fuga inter e intra lâminas, bem como o efeito tongue and groove, o que torna o ArcCheck uma excelente ferramenta na avaliação desses parâmetros.

Gráfico 50 - Resultado na avaliação gama.

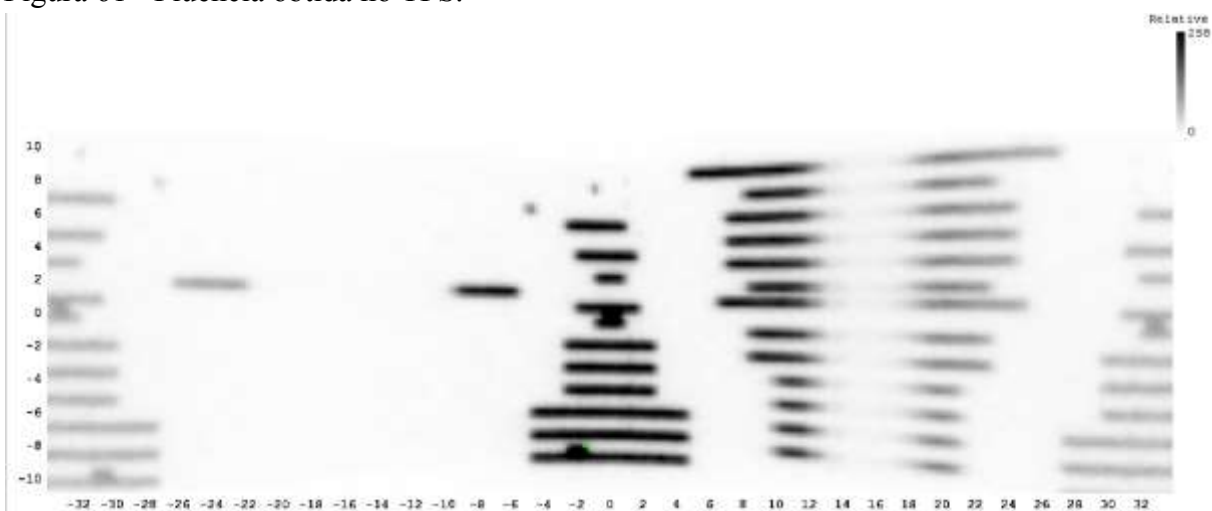


Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.3.9 Interdigitação

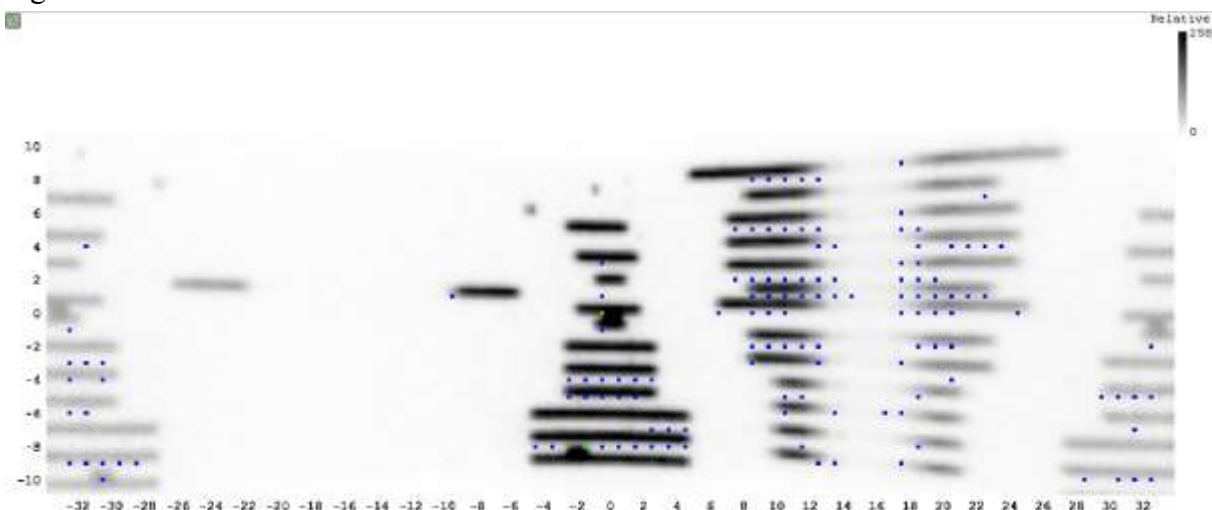
As figuras 65 e 66 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 61 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

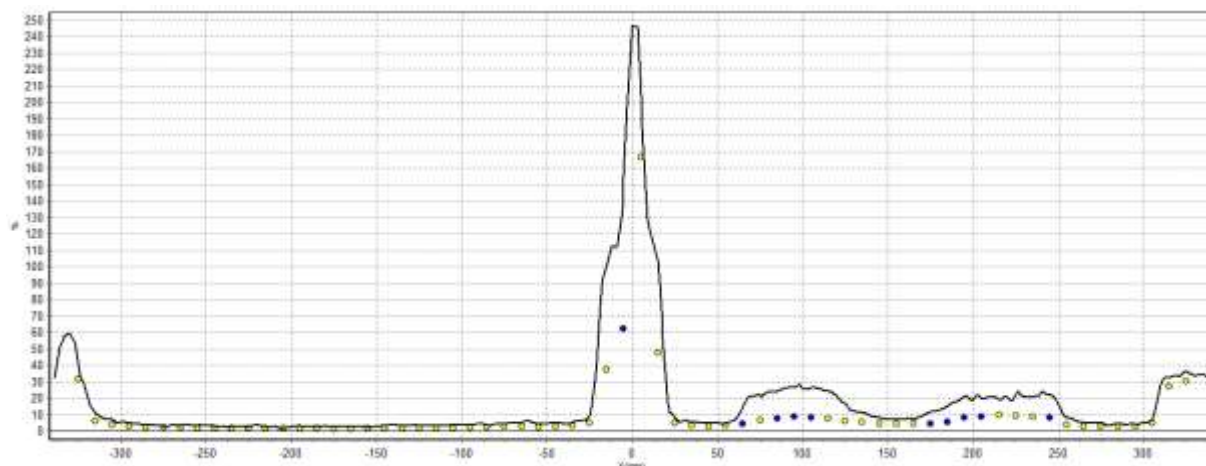
Figura 62 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

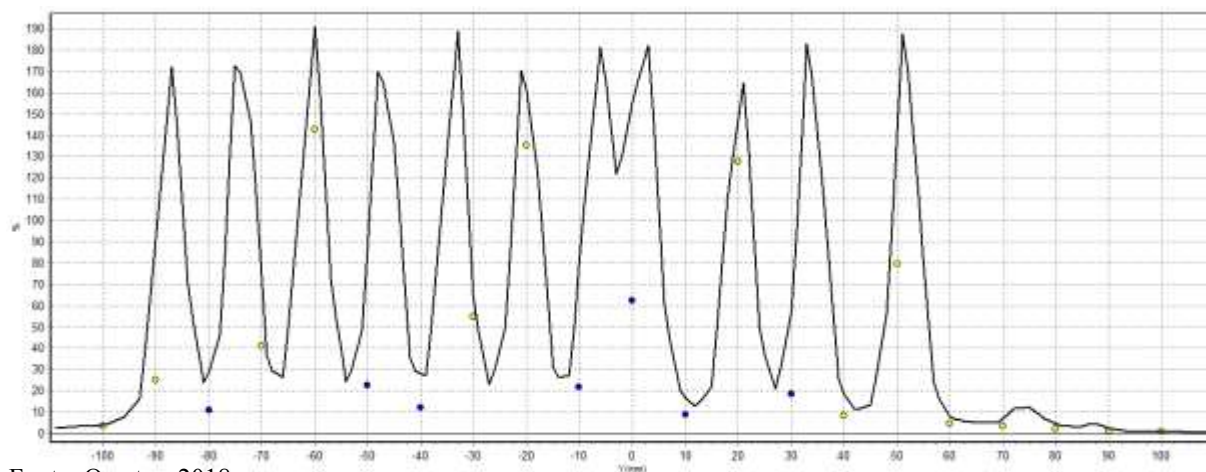
Os gráficos 50 a 53 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação dos perfis em X, Y, Y = 20 cm e Y = - 20 cm obtidos no ArcCheck.

Gráfico 51 - Resultado obtido no eixo central X

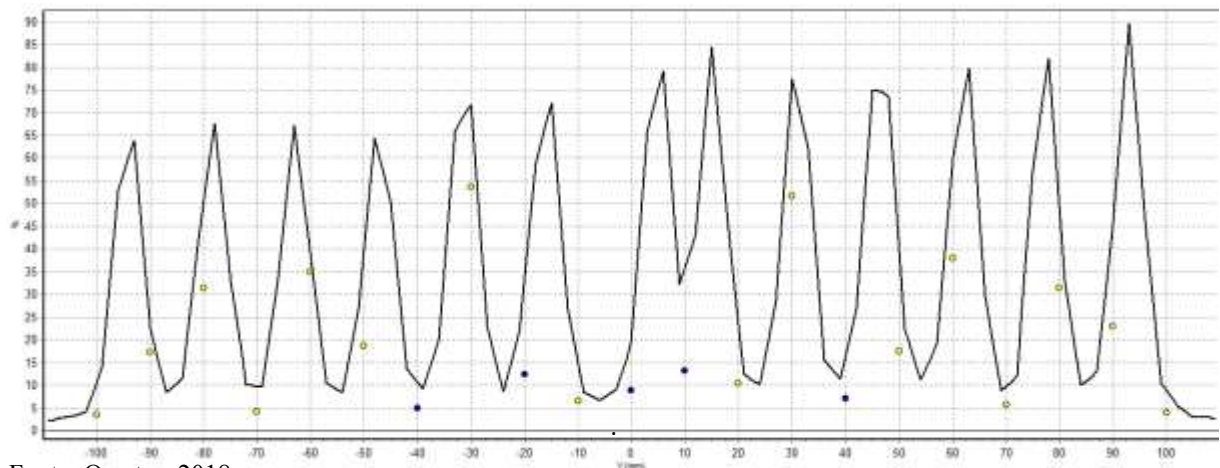


Fonte: O autor, 2018.

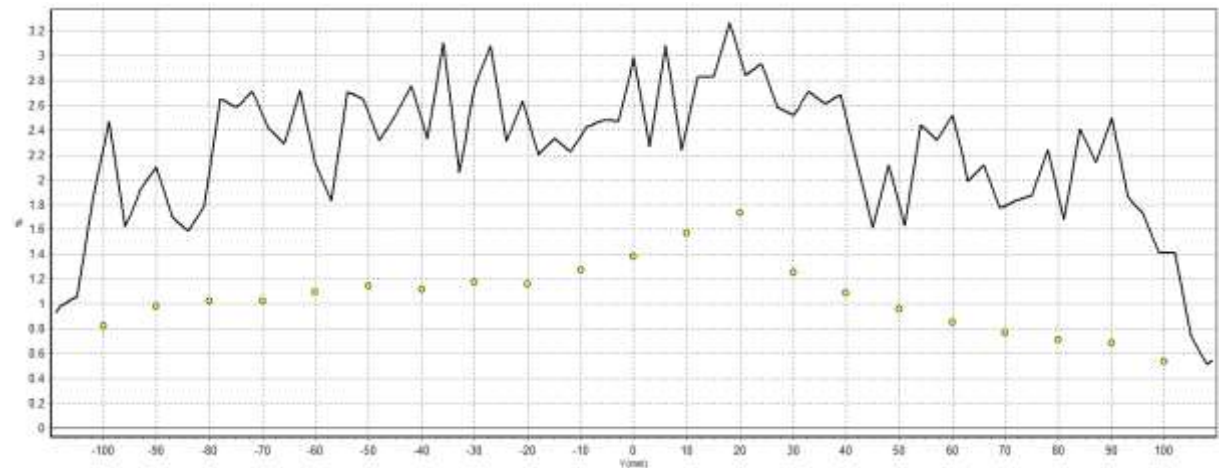
Gráfico 52 - Perfil no eixo central Y.



Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 53 - Perfil em  $Y = + 20$  cm.

Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 54 - Perfil no eixo  $Y = - 20$  cm.

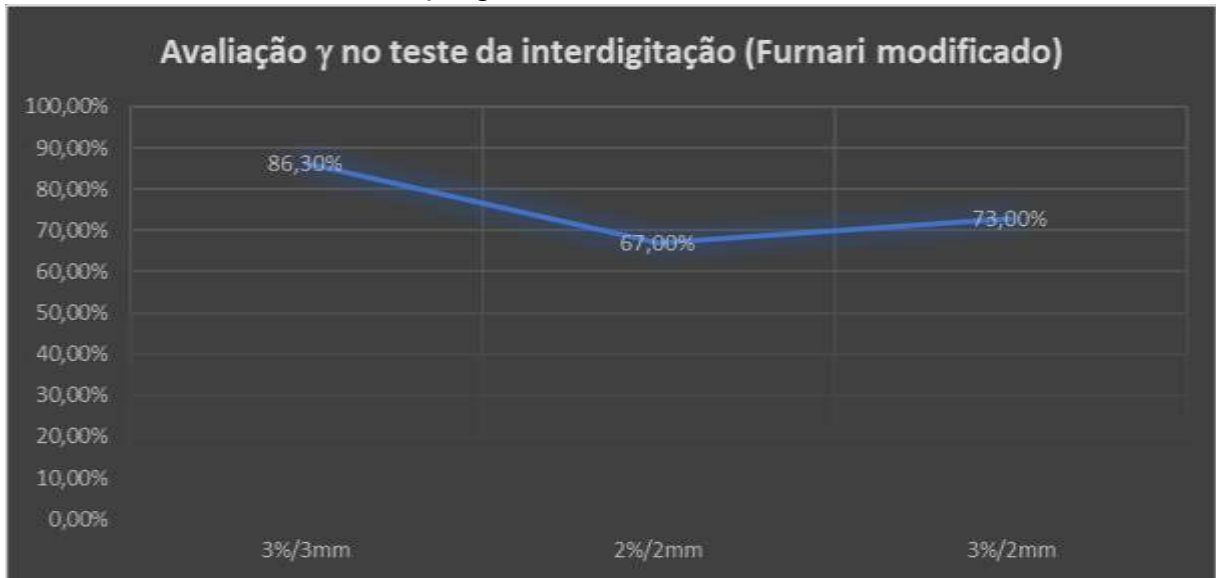
Fonte: O autor, 2018.

O fato de ter avaliado perfis a + 20 cm e - 20 cm no eixo Y, foi o de observar o resultado obtido no ArcCheck em uma região onde um dos lados do perfil estava completamente fechado com as lâminas e o lado do perfil onde haviam gaps entre as lâminas.

Os resultados obtidos nessa avaliação são observados nos gráficos 50 e 51. Como conclusão, podemos observar a variação da fuga nas lâminas e seu valor percentual, sendo o ArcCheck, bastante preciso em sua avaliação.

Os resultados obtidos na avaliação gama (gráfico 55) encontram-se bem abaixo dos valor padrão esperado é, pelo simples motivo, de nesse teste haver regiões onde há a predominância de baixas taxas de doses.

Gráfico 55 - Resultado na avaliação gama.

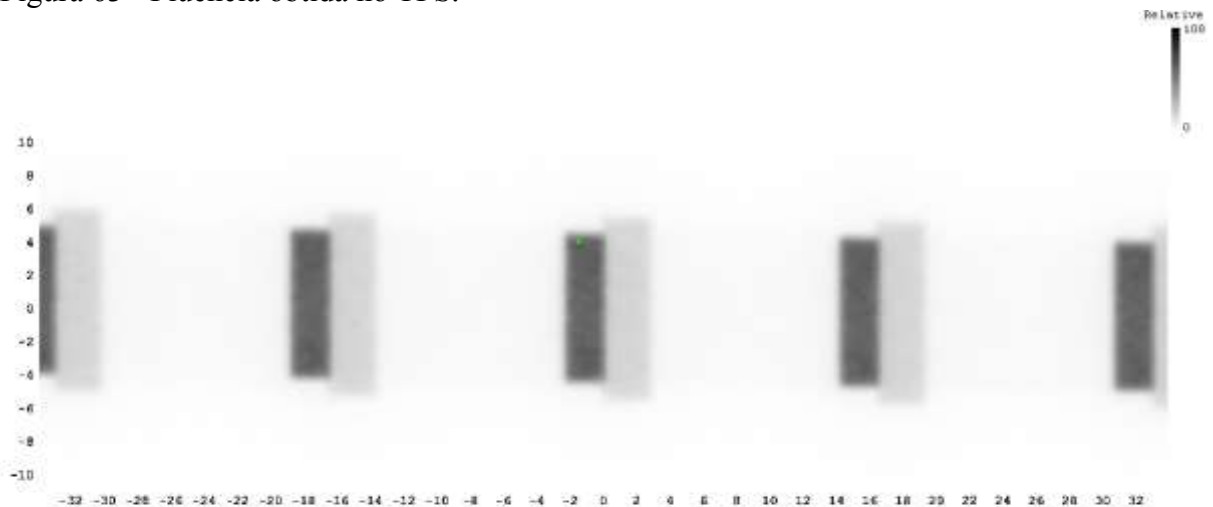


Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.3.10 Isocentricidade (Galvin)

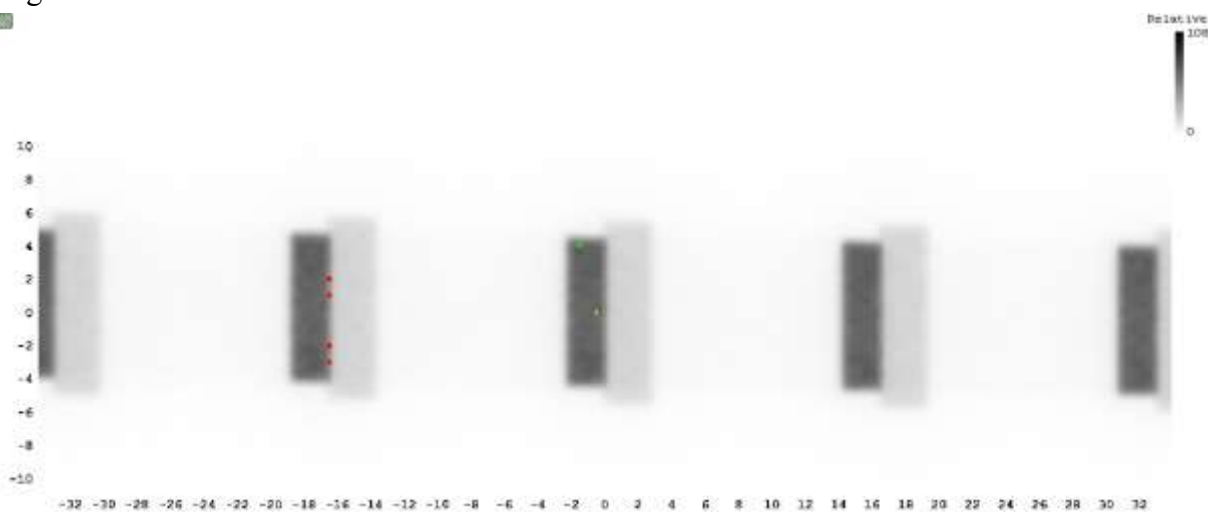
As figuras 67 e 68 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 63 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

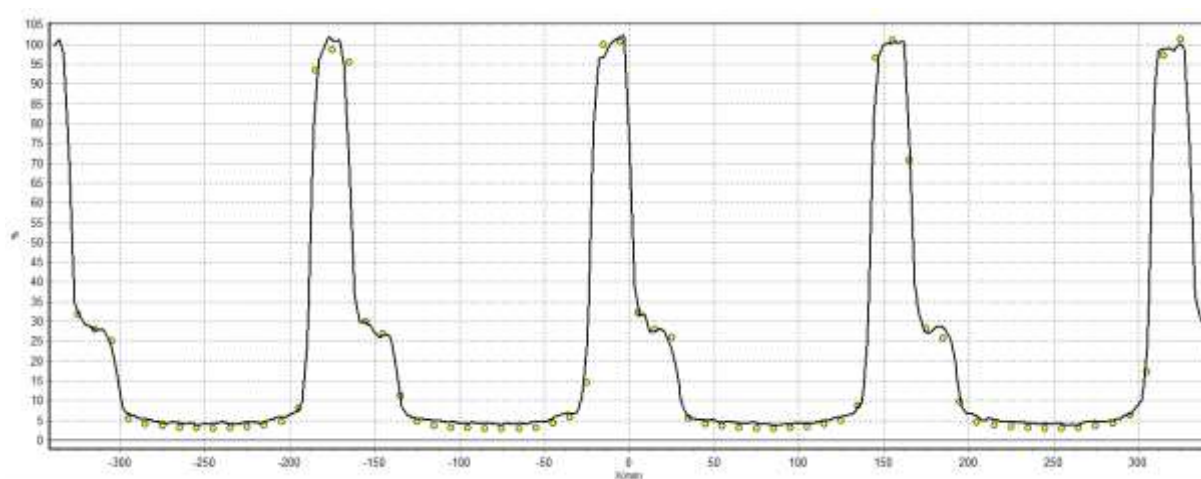
Figura 64 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

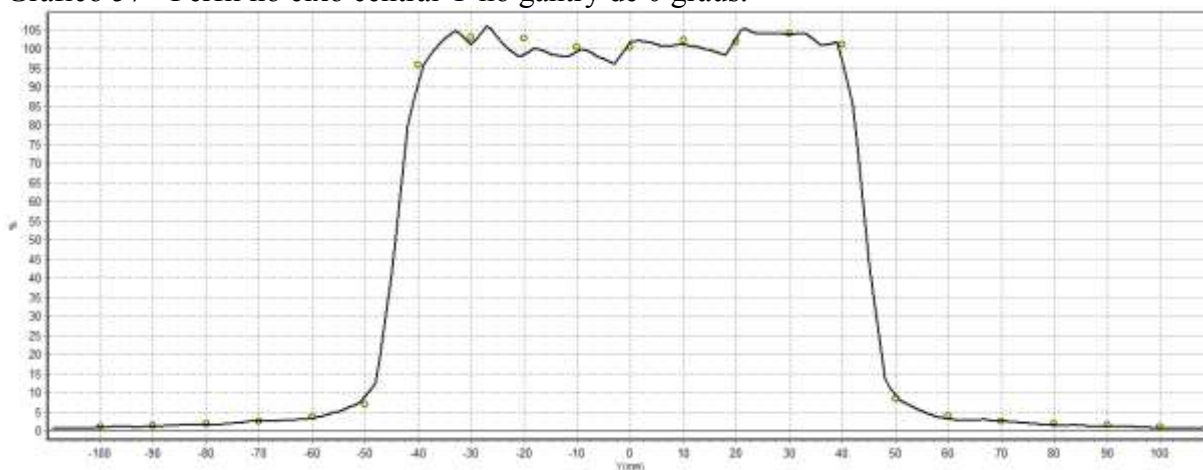
Os gráficos 56 a 59 a seguir mostram os resultados obtidos na avaliação do perfil no eixo central X e nos perfis Y a 0°, 90° e 270° obtidos no ArcCheck.

Gráfico 56 - Perfil eixo central X.



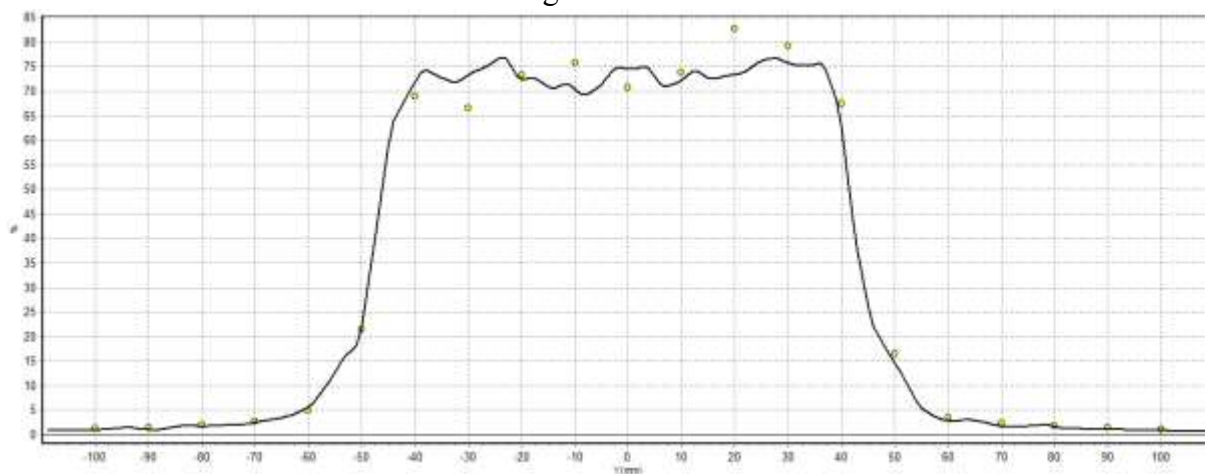
Fonte: O autor, 2018.

Gráfico 57 - Perfil no eixo central Y no gantry de 0 graus.



Fonte: O autor, 2018.

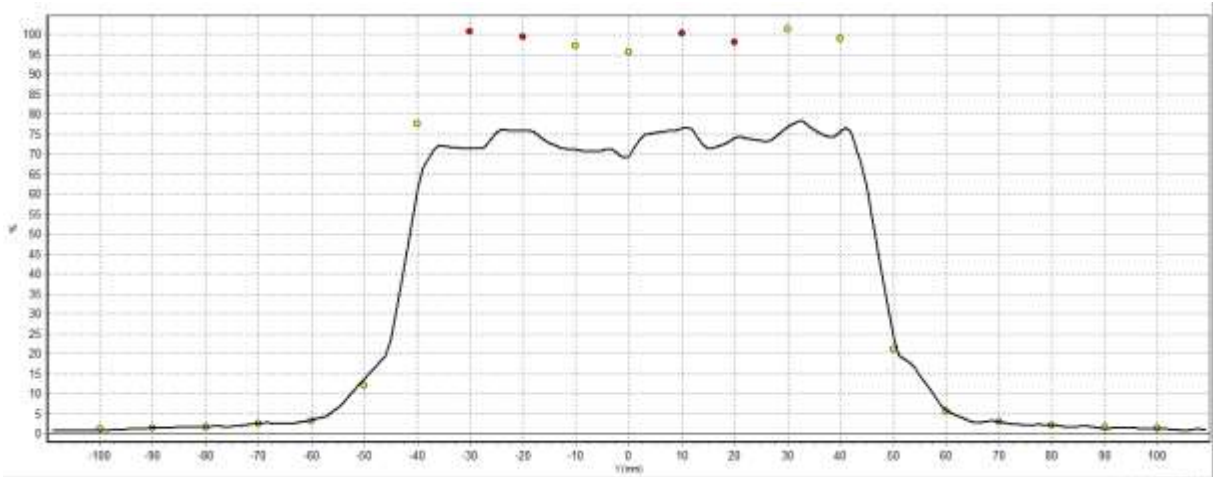
Gráfico 58 - Perfil no eixo central Y a 90 graus.



Fonte: O autor, 2018.



Gráfico 59 - Perfil no eixo central Y a 270 graus.



Fonte: O autor, 2018.

Podemos observar da figura 67 e do gráfico 59, que para o ângulo de 270°, as lâminas posteriores, sofrem com o efeito da gravidade, mais que no ângulo a 90°, devido a maior falha da avaliação gama (pontos vermelhos) na figura 67.

Apesar dessa falha, o isocentro permanece dentro da tolerância aceitável. Esse resultado é observado no gráfico 76, onde o formato dos picos a 0°, 270° e a 90° são idênticos.

O resultado da avaliação gama para o teste em questão é prejudicado devido as falhas que ocorreram na angulação de 270° (gráfico 60).

Gráfico 60 - Resultado avaliação gama.

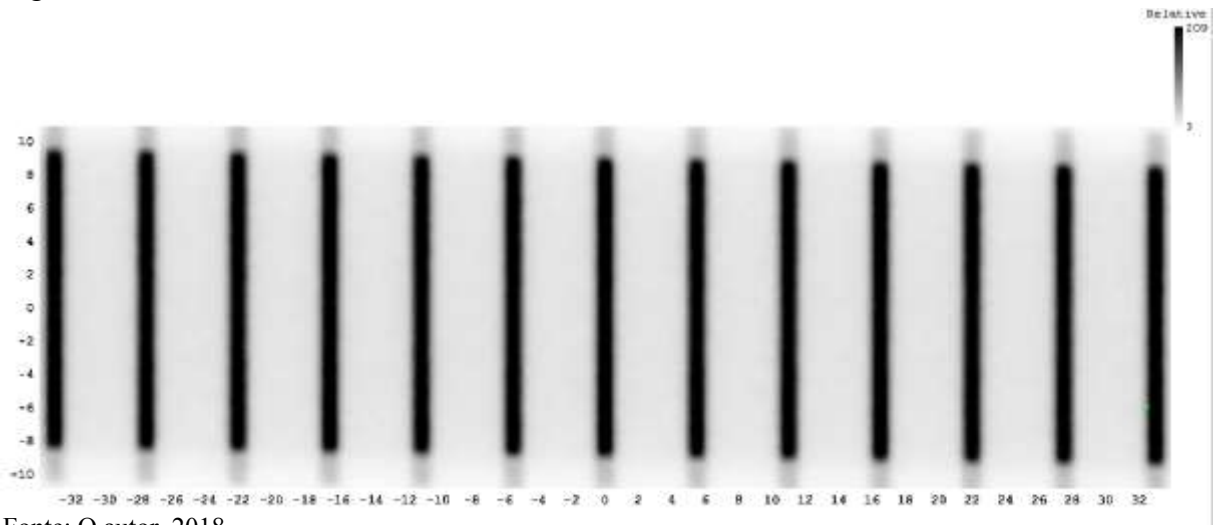


Fonte: O autor, 2018.

### 6.5.3.11 Variando o gantry (TECDOC 1151)

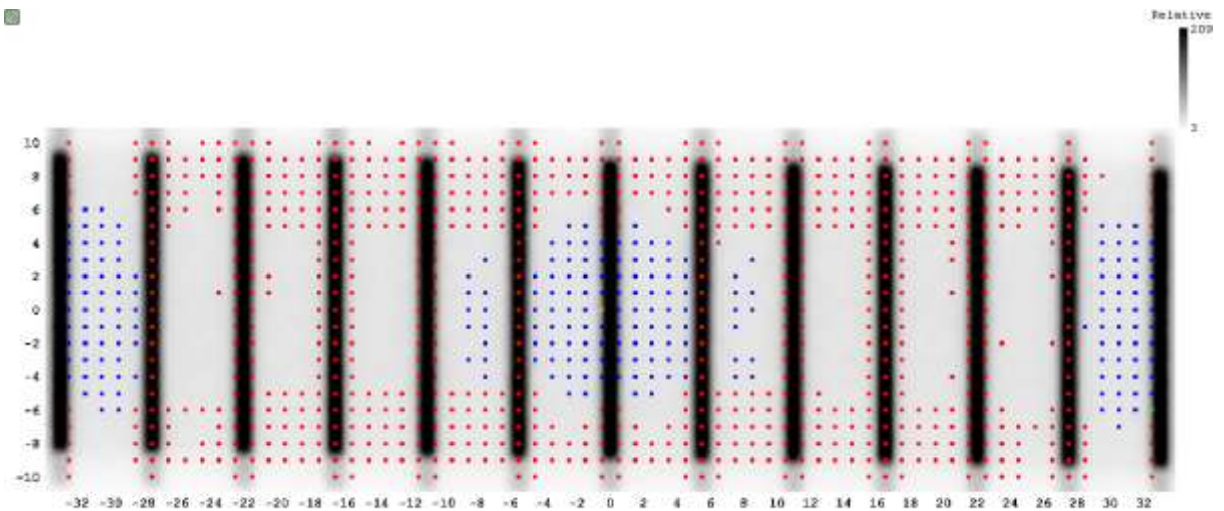
As figuras 69 e 70 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 65 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

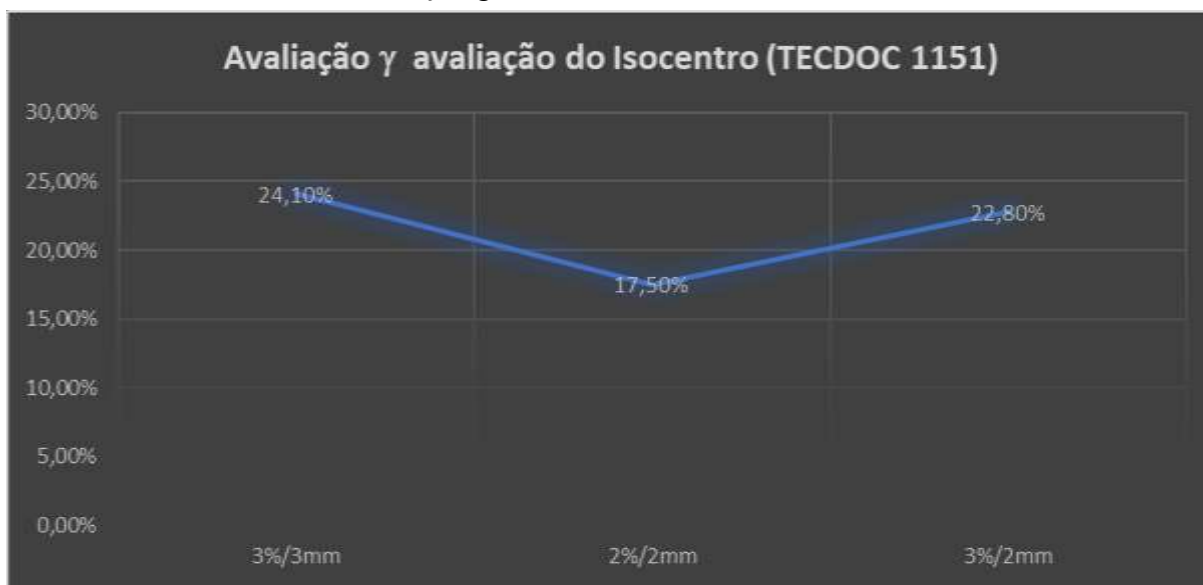
Figura 66 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

Devido a diversas regiões com baixos gradientes de doses, o ArcCheck não demonstrou a precisão necessária para a avaliação do isocentro do equipamento. Isso fica bem claro nos baixos índices gama (gráfico 61).

Gráfico 61 - Resultado na avaliação gama.



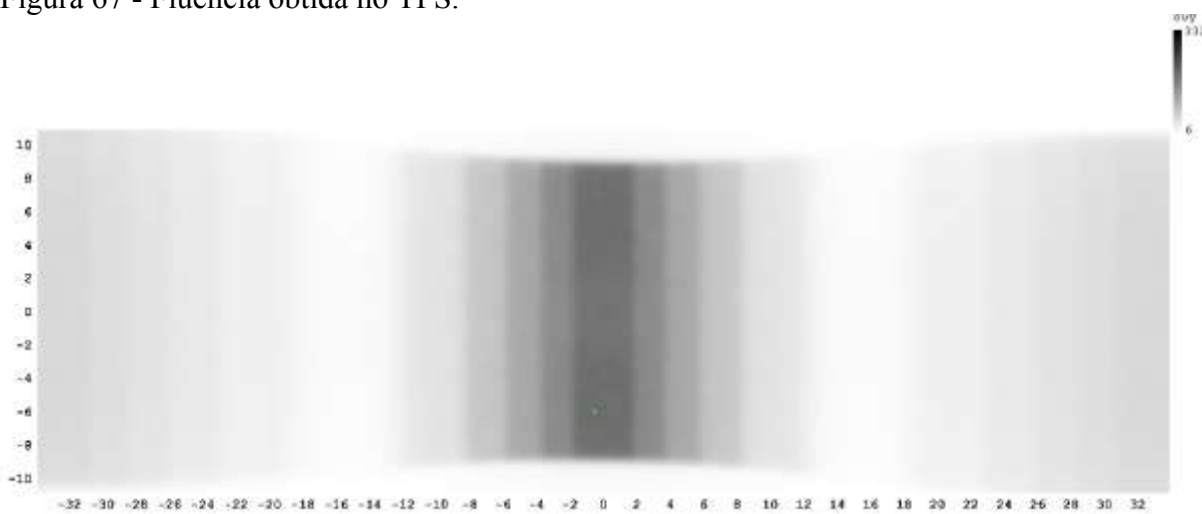
Fonte: O autor, 2018.

#### 6.5.4 Testes opcionais (Daniel)

##### 6.5.4.1 Piramide

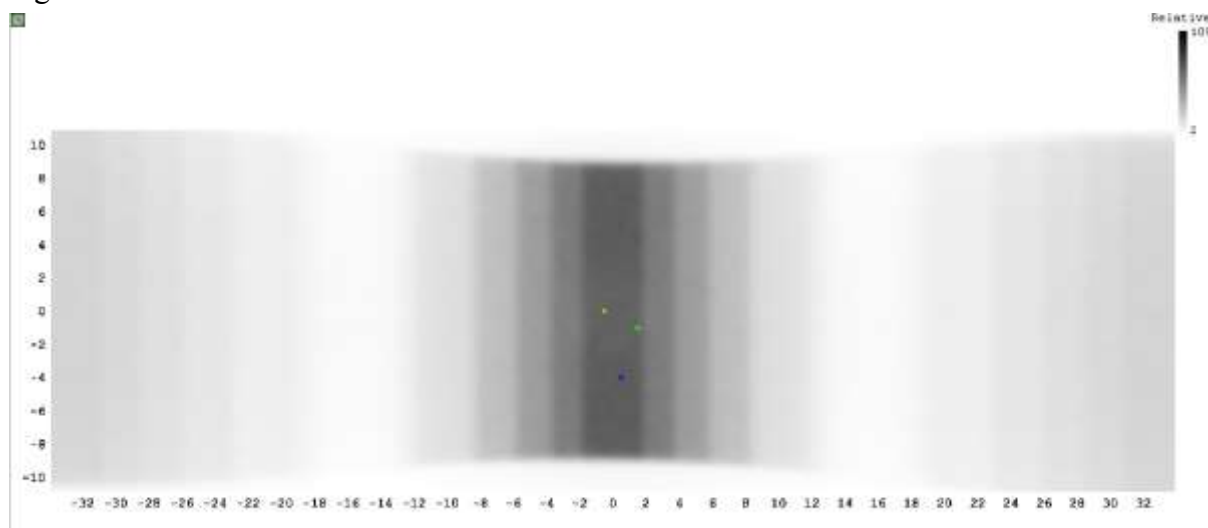
As figuras 71 e 72 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 67 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

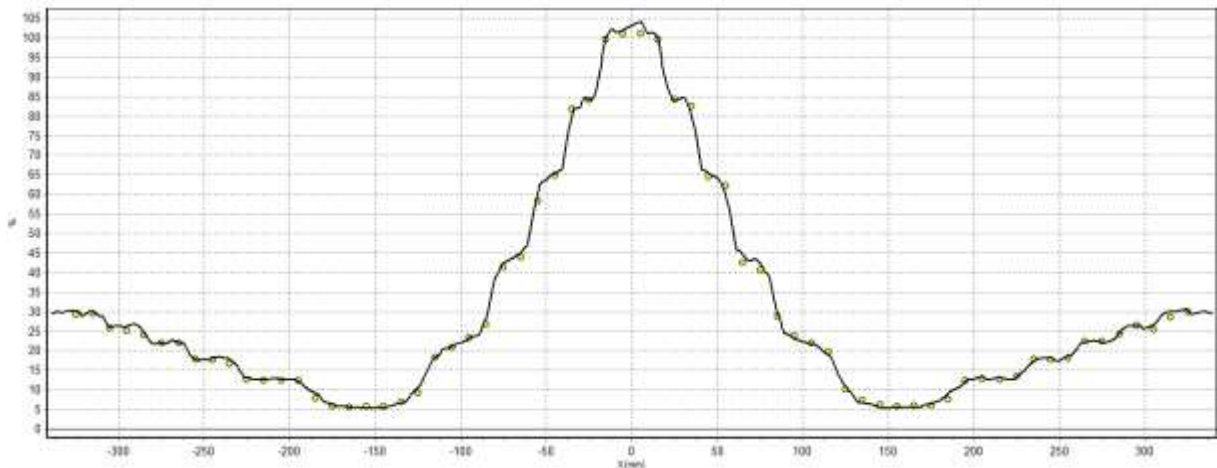
Figura 68 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

O gráfico 62 a seguir mostra o resultado obtido na avaliação do perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.

Gráfico 62 - Perfil obtido no ArcCheck no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

O objetivo desse teste é o de avaliar a capacidade do ArcCheck em avaliar a mudança de dose e de tamanho de campo que foram utilizados na modelagem do teste. E do gráfico acima, podemos perceber que o ArcCheck teve um comportamento exemplar na resposta. Isso é comprovado com o alto valor de aprovação gama (gráfico 63).

Gráfico 63 - Resultado na avaliação gama.

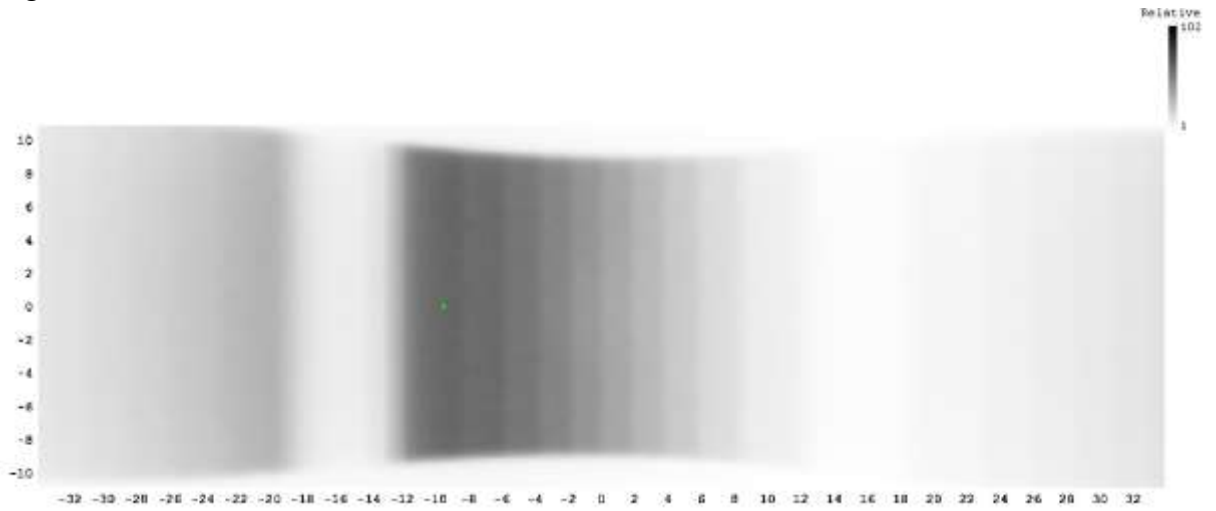


Fonte: O autor, 2018.

6.5.4.2 Wedge

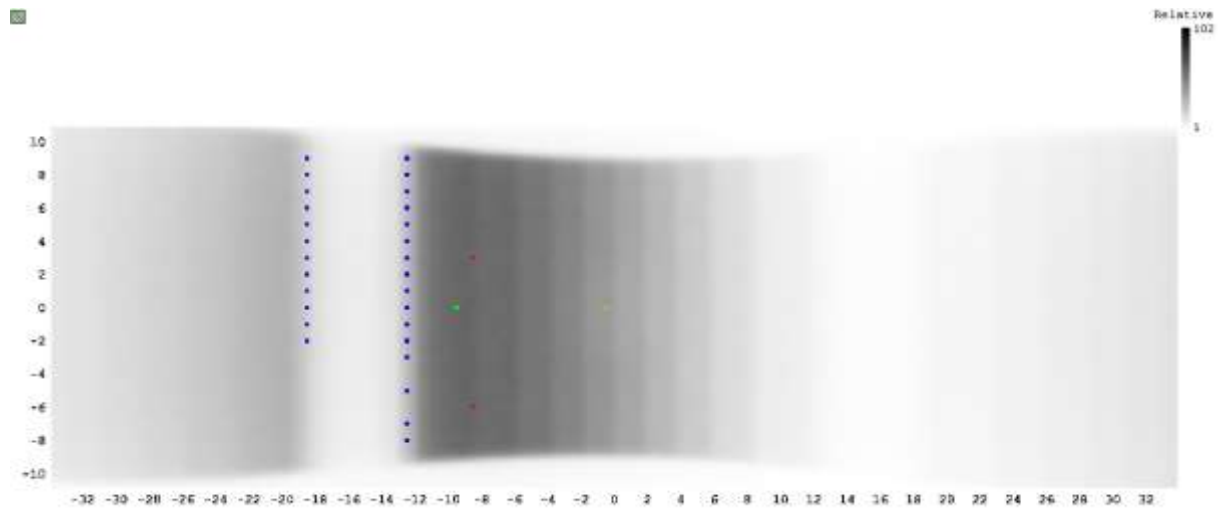
As figuras 73 e 74 a seguir mostram as fluências calculadas pelo TPS e os obtidos com o ArcCheck.

Figura 69 - Fluência obtida no TPS.



Fonte: O autor, 2018.

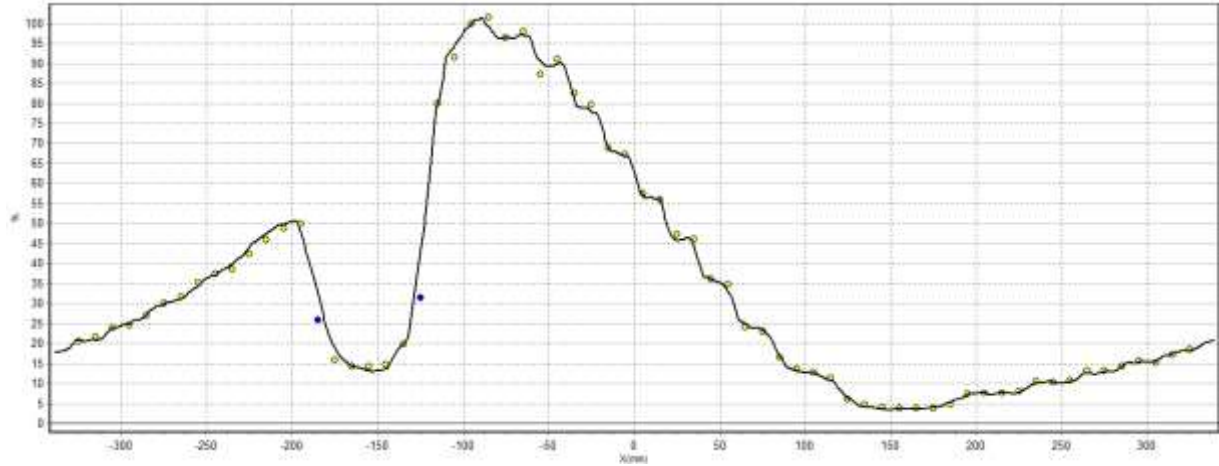
Figura 70 - Fluência obtida no ArcCheck.



Fonte: O autor, 2018.

O gráfico 64 a seguir mostra o resultado obtido na avaliação do perfil no eixo central X obtido no ArcCheck.

Gráfico 64 - Perfil no eixo central X.



Fonte: O autor, 2018.

Da mesma forma que ocorreu no teste da pirâmide, o ArcCheck demonstrou toda a sua precisão. Tanto na avaliação das doses, como na variação dos tamanhos de campo. Isso é comprovado com o alto valor de aprovação gama (gráfico 65).

Gráfico 65 - Resultado avaliação gama.



Fonte: O autor, 2018.

## 6.6 Resultado da avaliação (validação) do comissionamento da IMRT baseado no TG 119 da AAPM com o ArcCheck

As tabelas a seguir, apresentam, para cada teste de planejamento, o objetivo de dose proposto pelo TG-119, em diversas isodoses, e os valores obtidos pelos diversos planejamentos executados neste trabalho.

Ao se analisar os dados encontrados, verifica-se que, praticamente, todos os objetivos dos planos foram atingidos, com exceção, do alvo superior D10 do multialvo e Medula D10 no teste C difícil.

Quadro 50 - Objetivos de doses alcançados no planejamento dos multialvos.

Parâmetro do planejamento	Objetivo do plano TG 119 (Gy)	Resultado obtido (Gy)
Alvo central D99	>50,00	49,93
Alvo central D10	<53,00	51,71
Alvo superior D99	>25,00	24,27
Alvo superior D10	<35,00	34,11
Alvo inferior D99	>12,50	15,44
Alvo inferior D10	<25,00	26,87

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 51 - Resultados obtidos no planejamento da próstata.

Parâmetro do planejamento	Objetivo do plano TG 119 (Gy)	Resultado obtido (Gy)
Próstata D95	>75,60	75,61
Próstata D5	<83,00	81,32
Reto D30	<70,00	68,97
Reto D10	<75,00	72,64
Reto D30	<70,00	46,78
Reto D10	<75,00	69,86

Fonte: O autor, 2018.



Quadro 52 - Resultados obtidos no planejamento de cabeça e pescoço.

Parâmetro do planejamento	Objetivo do plano TG 119 (Gy)	Resultado obtido (Gy)
<b>PTV D90</b>	50,00	<b>50,00</b>
<b>PTV D99</b>	>46,50	<b>46,87</b>
<b>PTV D20</b>	<55,00	<b>51,91</b>
<b>Máximo da medula</b>	<40,00	<b>39,21</b>
<b>Parótida D50</b>	<20,00	<b>18,50</b>

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 53 - Resultados obtidos no planejamento CShape Easy.

Parâmetro do planejamento	Objetivo do plano TG 119 (Gy)	Resultado obtido (Gy)
<b>PTV D95</b>	50,00	<b>49,89</b>
<b>PTV D10</b>	<55,00	<b>53,77</b>
<b>Medula D10</b>	<25,00	<b>21,12</b>

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 54 - Resultados obtidos no planejamento CShape Hard.

Parâmetro do planejamento	Objetivo do plano TG 119 (Gy)	Resultado obtido (Gy)
<b>PTV D95</b>	50,00	<b>50,00</b>
<b>PTV D10</b>	<55,00	<b>53,84</b>
<b>Medula D10</b>	<10,00	<b>14,43</b>

Fonte: O autor, 2018.

Os resultados obtidos, em sua maioria, estão dentro dos descritos no documento, levando em consideração os desvios padrão descritos no mesmo.

O que se encontra fora, ocorreu, pela falha do TPS em calcular, em regiões de baixos gradientes de dose, foi o caso do teste dos múltiplos-alvos.

Não somente a isso, mais também a falta de experiência e de um maior conhecimento do TPS e sistema de avaliação.

Os resultados obtidos encontram-se na tabela a seguir.

Quadro 55 - Resultados na avaliação gama.

<b>Teste</b>	<b>Localização</b>	<b>Mean</b>	<b>Valor obtido na validação (<math>\gamma</math>)</b>
<b>Múltiplos-alvos</b>	Isocentro	99,1 $\pm$ 0,9	<b>96,4</b>
<b>Próstata</b>	Isocentro	98,0 $\pm$ 2,24	<b>96,9</b>
<b>Cabeça e pescoço</b>	Isocentro	96,2 $\pm$ 3,0	<b>96,0</b>
<b>Formato C (Fácil)</b>	Isocentro	97,6 $\pm$ 3,9	<b>97,0</b>
<b>Formato C (Difícil)</b>	Isocentro	94,4 $\pm$ 6,0	<b>92,0</b>

Fonte: O autor, 2018.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

No processo inicial de implementação da nova modalidade de radioterapia por intensidade (fluência) modulada, se fez necessário, a validação de aspectos mecânicos e dosimétricos do equipamento onde se realizaria a entrega dos tratamentos.

Os resultados foram obtidos entre os meses de fevereiro de 2017 a fevereiro de 2018, tendo tido resultados importantes, inclusive, com a descoberta de erros sistemáticos em alguns parâmetros mecânicos do equipamento.

No processo de comissionamento das ferramentas dosimétricas utilizadas na obtenção de distribuições de doses (PDDs e Perfis) os resultados obtidos foram satisfatórios e encontram-se dentro dos padrões descritos nas diversas referências que foram utilizadas para a realização desse trabalho.

Os resultados obtidos na validação do detector volumétrico ArcCheck como ferramenta única para a realização dos testes, específicos, de controle da qualidade para a modalidade de IMRT, mostrou-se bastante promissor. O único problema e na avaliação das regiões com um baixo gradiente de dose. Isso é devido a dependência energética, intrínseca, ao diodo. Portanto, é muito importante avaliar o resultado, não só pela avaliação gama, e sim, também, pela distribuição em si.

O último passo do trabalho foi o de validar o ArcCheck através do teste do TG 119. O que os resultados obtidos mostram, que o ArcCheck foi capaz de representar os resultados que forma planejados em cada testes, falhando apenas em um (multialvos), devido a sua imprecisão na região de baixo gradiente de dose.

Apesar de já ter dados suficientes para a realização do cálculo de incertezas e de desvio padrão, não foi a intenção principal desse trabalho, o que irá ficar para um trabalho a ser realizado no futuro.

## REFERÊNCIAS

1. A AGNEW, C E AGNEW, M W D GRATTAN, A R HOUNSELL, C K MCGARRY. Monitoring daily MLC positional erros using trajectory log files and EPID measurements for IMRT and VMAT deliveries. *Phys. Med. Biol.* **59** (2014) N49-N63.doi:10.1088/0031-9155/59/9/N49.
2. A COMPLETE PROGRAM OF CT QUALITY ASSURANCE FOR RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING. Radiotherapy Physics Department. Norfolk & Norwich University Hospital NHS Trust. 1998. <http://www.rpunn.org.uk>.
3. ALUÍSIO CASTRO, BIHN NGUYEN, CARLOS E. DE ALMEIDA. Determinação de parâmetros de *Tongue and Groove* de colimadores de multilâminas. *Revista Brasileira de Física Médica*.2012;6(2):21-4.
4. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 45; *Med. Phys.* 21 (7). July 1994.
5. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Medical Physics Practice Guidelines 4.a: CT Development, Implementation, Use and Maintenance of Safety Checklists; *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 16, Number 3, 2016.
6. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Medical Physics Practice Guidelines 8.a: Linear Accelerator Performance Testes; *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2017.
7. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Report 13; Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy; AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 24, 1994.
8. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Report 46; Comprehensive QA for Radiation Oncology; AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group 40, 1994.
9. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. AAPM Report 72; Basic Applications of Multileaf Collimators; Report of Task Group No. 50; July 2001.
10. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Accelerator Beam Data Commissioning Equipment and Procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM; *Med. Phys.* 35 (9), September 2008.
11. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Dosimetry Tools and Techniques for IMRT; *Med. Phys.* 38 (3), March 2011.

12. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Guidance Document on Delivery, Treatment Planning, and Clinical Implementation of IMRT: Report of the Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee; Gary A. Ezzell et al; Med. Phys. 30 (8), August 2003.
13. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. IMRT Commissioning: Multiple Institution Planning and Dosimetry Comparisons, a Report from AAPM Task Group 119; Med. Phys. 36 (11), November 2009.
14. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Medical Accelerator Safety Considerations: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 35; Med. Phys. 20 (4). Jul/Aug 1993.
15. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators; Med. Phys. 36 (9), September 2009.
16. AMERICAN SOCIETY FOR RADIATION ONCOLOGY. Safety is no Accident;
17. ANN VAN ESCH, JORG BOHSUNG, PEKKA SORVARI, MIKKO TENHUMEN, MARTA PAIUSCO, MAURO IORI, PER ENGSTROM, HAKAN NYSTROM, DOMINIQUE PIERRE HUYSKENS. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and sliding window technique: experience from five radiotherapy departments; Radiotherapy and Oncology 65 (2002) 53-70.
18. ANNO, G. H.; WILSON, D. B.; BAUM, S. J. Severity levels and symptoms complexes for acute radiation sickness - Description and Quantification. 30 nov. 1985. Disponível em: <<http://handle.dtic.mil/100.2/ADA175840>>. Acesso em: 18 nov. 2017.
19. B. YANG, W. K. R. WONG, H. GENG, W. W. LAM. Y. W. HO. et al. Filmless methods for quality assurance of tomotherapy using ArcCHECK. Med. Phys. 44(1), January 2017.
20. BENEDICK A. FRAASS. Errors in Radiotherapy: Motivation for Development of New Radiotherapy Quality Assurance Paradigms; Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S162-S165, 2008.
21. BENJAMIN E. NELMS, HEMING ZHEN, WOLFGANG A. TOMÉ. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. Med. Phys. 38 (2), February 2011.
22. BISQUERRA R, SARRIERA J C, MARTINEZ F. Introdução a Estatística: Enfoque Informático com o Pacote Estatístico SPSS. Artmed, 2004. 255p.
23. BRAHME A ET AL. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncologica, 1988.
24. BRIAN NEAL, MAHMOUD AHMED, KUNAI KATHURIA, TYLER WATKINS, KRISHNI WIJESOORIYA, JEFFREY SIEBERS. A clinically observed discrepancy between image-based and log-based MLC positions. Med. Phys. 43 (6), June 2016.

25. BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MEASURES. Joint Committee for Guides in Metrology. Evaluation of measurement data – guide to the expression of uncertainty in measurement: GUM 1995 with minor corrections Paris: 2008. (JCGM 100:2008 ).
26. C MARTENS, C DE WAGTER, W DE NEVE. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 2519-2530.
27. CANADIAN ASSOCIATION OF RADIATION ONCOLOGY. Patient-Specific Dosimetric Measurement for IMRT; February 28, 2015; [www.comp-ocpm.ca](http://www.comp-ocpm.ca).
28. CAROLINE ZEPPELLINI, LAURA FURNARI. Comissionamento de IMRT – Aplicação do TG-119 da AAPM; *Revista Brasileira de Física Médica*.2013;7(2);57-60.
29. CHENG B. SAW et al. Dose linearity and uniformity of a linear accelerator designed for implementation of multileaf collimation system-based intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys.* 30 (8), August 2003.
30. CHENG B. SAW, KOMANDURI M AYYANGAR, WEINING ZHEN, ROBERT B. THOMPSON, CHARLES A ENKE. Commissioning and Quality Assurance for MLC-Based IMRT; *Medical Dosimetry*, Vol. 26, No. 2. pp, 125-133, 2001.
31. CHRISTOPHER NEILSON, MICHAEL KLEIN, ROB BARNETT, SLAV YARTSEV. Delivery quality assurance with ArcCheck; *Medical Dosimetry* 38 (2013) 77-80.
32. C-M MA, R. PRICE, S. MACNEELEY, L. CHEN, J.S. LI, L. WANG, M. DING, E. FOURKAL, L. QIN. Clinical Implementation and Quality Assurance for Intensity Modulated Radiation Therapy; IAEA-CN-96-120.
33. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Norma CNEN NN 3.01; Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica; março de 2014.
34. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Norma CNEN NN 6.10; Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia; Junho de 2017.
35. COMPLIANCE GUIDANCE FOR COMPUTED TOMOGRAPHY QUALITY CONTROL. NEW JERSEY DEPARTMENT OF ENVIRONMENTAL PROTECTION BUREAU OF RADIOLOGICAL HEALTH. (2001) <http://www.state.nj.us/dep/rpp>
36. C-W CHENG, I. J. DAS. Comparision of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med. Phys.* 29 (2), February 2002.
37. DANIEL LÉTOURNEAU, MISBAH GULAM, DI YAN, MARK OLDHAM, JHON W. WONG. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy and Oncology* 70 (2004) 199-206, doi:10.1016/j.radonc.2003.10.014.
38. DANIEL VENENCIA. Colimadores MLC – Test específicos em Aceleradores lineares para IMRT y VMAT; Fundação do Câncer, Rio de Janeiro 2017.

39. DANIEL VENENCIA. Como llegar a un punto de confianza para iniciar tratamiento de IMRT/VMAT?; Curso de QA em IMRT/VMAT; Fundação do Câncer, Rio de Janeiro 2017.
40. DEBBIE BRAY GILLEY, OLA HOLMBERG. Improving Safety in Radiotherapy; Medical Physics International Journal, vol.3, No.1,2015.
41. DE-HUA KANG, XIAO-WU DENG, SHAO-MIN HUANG. Quality control for multileaf collimator leaf position accuracy using amorphous silicon electronic portal imaging devices. Chinese Journal of Cancer, 2009, 28(7).
42. Duffey RB, Saull JW. Know the risk: Learning from errors and accidents: Safety and risk in today's technology. US: Butterworth Heinemann Publications, 2003 Furnari L. Controle de qualidade em radioterapia. 77 – 90, 2009
43. DUNSCOMBE, P.B. Working Group on the Prevention of Errors in Radiation Oncology. AAPM NEWSLETTER, Nov./Dez., 2006.
44. E. B. PODGORSK. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.
45. EL-MARAGHY, K. A., et al. A quality assurance technique for the static multileaf collimator mode based on intrinsic base lines; Journal of Radiation Research and Applied Sciences (2014), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jrras.2014.03.003>.
46. ERIC E. KLEIN, DANIEL A. LOW, DEREK MAAG. JAMES A. PURDY. A Quality Assurance Program for Ancillary High Technology Devices on Dual-Energy Accelerator; Radiotherapy and Oncology 38 (1996) 51-60.
47. ERIC E. KLEIN, WILLIAM B. HARMS, DANIEL A. LOW, VIRGIL WILCUT, JAMES A. PURDY. Clinical Implementation of a Commercial Multileaf Collimator: Dosimetry, Networking, Simulation and Quality Assurance. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 33, No. 5, pp. 1195-1208. 1995.
48. ERMINIA INFUSINO, ALESSANDRA MAMELI, ROBERTO CONTI, DIEGO GAUDINO, GERARDINA STIMATO, LUCA BELLESI, ROLANDO MARIA D'ANGELILLO, SARA RAMELLA, MARCELLO BENASSI, LUCIO TRODELLA. Initial experience of ArcCHECK and 3DVH software for RapidArc treatment plan verification. <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2014.04.004>
49. EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY. Guidelines for the Verification of IMRT; Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 9.
50. EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY. Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy; Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 4.
51. EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY. Recommendations for a Quality Assurance Programme in External Radiotherapy; Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 2.

52. FÁBIO R. MATTOS, LAURA FURNARI. Estudos preliminares para implementação de um Controle de Qualidade de MLC com o uso do EPID (*Portal Dosimetry*). XXI Congresso Brasileiro de Física Médica, 24 a 27 de Agosto de 2016, Florianópolis.
53. GRACE HUANG, GAYLENE MEDLAM, JUSTIN LEE, SUSAN BILLINGSLEY, JEAN-PIERRE BISSONNETTE, JOLIE RINGASH, GABRIELLE KANE, DAVID C. HODGSON. Error in the Delivery of Radiation Therapy: Results of a Quality Assurance Review; *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol. 61, No. 5, pp. 1590-1595, 2005.
54. GRIGOR GRIGOROV, ROB BARNETT, JAMES CHOW. V.&. Minimum Monitor Unit Per Segment IMRT Planning and Over-Shoot-Ratio.
55. GUANGJUN LI, YINGJIE ZHANG, XIAOQIN JIANG, SEN BAI, GUANG PENG, KUI WU, QINGFENG JIANG; Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification; *Physica Medica* (2013) 29, 295-303; <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.04.005>.
56. HOLMBERG O. Accident prevention in radiotherapy. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 2007, 3(2):e27. (<http://www.bijj.org/2007/2/e27>)
57. HOLMBERG, O.; MCCLEAN, B. Preventing treatment errors in radiotherapy by identifying and evaluating near misses and actual incidents. *J. Radiother. Pract.*, v.3, p. 13-25, 2002.
58. INDRA J. DAS, GEROR X. DING, ANDERS AHNESJO. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.* 35 (1), January 2008.
59. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. Physics aspects of quality control in radiotherapy., IPEM Report 81, edited by Mayles, W.P.M.; Lake, R.; McKenzie, A.; Macaulay, E.M. et al., IPEM Report 81, York, 2000.
60. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. Towards Safer Radiotherapy.
61. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Report Series. IAEA TRS-398. 2000; Vienna, Austria.
62. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Aspectos físicos de la garantía de calidad: Protocolo de control de calidad, IAEA, Tec Doc 1151, Viena, 2000.
63. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement; Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO); <http://www.iaea.org/Publications/index.html>.
64. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Design and Implementation of a Radiotherapy Programmer: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects. IAEA, Tec Doc 1040, Vienna, 1998.



65. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. IAEA Human Health Series No. 14; Planning National Radiotherapy Services: A Practical Tool; <http://www.iaea.org/Publications/index.html>.
66. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA, Vienna, 1996 (Safety Reports Series No. 115).
67. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Lessons Learned From Accidental Exposures in Radiotherapy. IAEA, Vienna, 2000 (Safety Reports Series No. 17).
68. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Setting Up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects; <http://www.iaea.org/Publications/index.html>.
69. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU, Report 24, 1976.
70. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU REPORT 50; Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Issued: 1 September 1993.
71. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU REPORT 62; Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Issued: 1 November 1999.
72. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU REPORT 76; Measurement Quality Assurance for Ionizing Radiation Dosimetry. Journal of the ICRU Volume 6 No 2 2006.
73. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ICRU Report No. 83; Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy, 2010.
74. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy. ICRP, Publication No. 86, 2000 (Annals of the ICRP 30: 1-70).
75. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP 73. Annals of the ICRP, 1996, Vol. 26, Num. 2.
76. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Quality management and quality assurance standards-part I, guidelines for selection and use. ISO 9000, Geneva, 1994.
77. IORI SUMIDA, HAJIME YAMAGUCHI, HISAO KIZAKI, MASAHIKO KOIZUMI, TOSHIYUKI OGATA, YUTAKA TAKAHASHI, YASUO YOSHIOKA. Quality assurance of MLC leaf position accuracy and relative dose effect at the MLC abutment region using an electronic portal imaging device. Journal of Radiation Research, 2012, 53, 798-806. Doi: 20.1093/jrr/rrs038.

78. J. H. KILLORAN, J. Y. GIRAUD, L. CHIN. A dosimetric comparison of two multileaf collimator designs. *Med. Phys.* 29 (8), August 2002.
79. J. VAN DYK, R. B. BARNETT, J. E. CYGLER, P. C. SHRAGGE. Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 26, pp. 261-273.
80. J.U. WUERFEL. Dose Measurements in Small Fields. *Medical Physics International Journal*, vol.1, No.1, 2013.
81. JACOB A. GERSH, RYAN C. M. BEST, RONALD J. WATTS. The clinical impact of detector choice for beam scanning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 15, Number 4, 2014.
82. JACOB VAN DYK. Quality Assurance of Radiation Therapy Planning Systems: Current Status and Remaining Challenges. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S23-S27, 2008.
83. JAKUB KOZELKA, JOSHUA ROBINSON, BENJAMIN NELMS, GEOFFREY ZHANG, DENNIS SAVISKIJ, VLADIMIR FEYGELMAN. Optimization the accuracy of a helical diode array dosimeter: A comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer. *Med. Phys.* 38 (9), September 2011.
84. JAMES M. GALVIN, ALFRED R. SMITH, BRIAN LALLY. Characterization of a multileaf collimator system. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol. 25, pp. 181-192.
85. JAMES M. GALVIN. *The Multileaf collimator – A Complete Guide*. Thomas Jefferson University Hospital. Jefferson Medical School. Philadelphia, PA.
86. JEAN M. MORAN, MELAINE DEMPSEY, AVRAHAM EISBRUCH, BENEDICK A. FRAASS, JAMES M GALVIN, GEOFFREY S. IBBOTT, LAWRENCE B. MARKS. *Safety Considerations for IMRT; Practical Radiation Oncology* (2011).
87. JENNIFER M. STEERS, BENEDICK A. FRASS. IMRT QA: Selecting gamma criteria based on error detection sensitivity. *Med. Phys.* 43 (4), April 2016.
88. JOHN E. BAYOUTH. Siemens Multileaf Collimator Characterization and Quality Assurance Approaches for Intensity-Modulated Radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 1. Supplement, pp, S93-S97, 2008.
89. JUSTUS ADAMSON. *Intensity Modulated Radiation Therapy: Dosimetric Aspects & Commissioning Strategies*; ICTP School on Medical Physics for Radiation Therapy; DukeMedicine.
90. K. ASNAASHARI, S. GHOLAMI, H. R. KHOSRAVI. Lessons Learnt from Errors in Radiotherapy Centers; *International Journal of Radiation Oncology*, Volume 12, No 4, October 2014.

91. KAPANEN M, TENHUNEM M, HÄMÄLÄINEM T, SIPILÄ P, PARKKINEN R, JÄRVINEN H. Analysis of quality control data of eight modern radiotherapy linear accelerators: the short- and long-term behaviors of the outputs and the reproducibility of quality control measurements. *Phys. Med. Biol.*, Vol. 51: 3581 - 3592, 2006 Khan F M. *Physics of Radiation Therapy*. 3<sup>a</sup> ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 560p.
92. KAREEN AHMED EL-MARAGHY, MOHAMED METWALY, EL-SAYED MAHMOUD EL-SAYED, ABELSATTAR MOHAMED SALLAM. A quality assurance technique for the static multileaf collimator mode based on intrinsic base lines. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences* XXX (2014) I-II. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jrras.2014.03.003>.
93. KLEIN, E. E.; DRZYMALA, R. E.; JAMES, A. P.; MICHALSKI, J. Errors in radiation oncology: A study in pathways and dosimetric impact. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v. 6, n. 3, p. 81-94, 2005.
94. KOHN LT, CORRIGAN JM, DONALDSON MS. To Err is Human; Institute of Medicine (US) Committee on Quality of Health Care in America 1
95. KRISHNA MURTHY K. Patient-specific quality assurance of RapidArc treatments: Portal prediction dosimetry compared with phantom studies. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*. <http://www.bijj.org/2012/4/e28>, doi: 10.2349/bijj.8.4.e28.
96. LAURA FURNARI. Controle de Qualidade em Radioterapia; *Revista Brasileira de Física Médica*, 2009;3(1);77-90.
97. LAURENCE E. COURT, PETER BALTER, RADHE MOHAN. Principles of IMRT; Y. Nishimura, R. Komaki; *Intensity- Modulated Radiation Therapy*; Chapter 2; Springer Japan.
98. M. A. MCKENZIE, M. LACHAINE, B. MURRAY, B. G. FALLONE, D. ROBINSON, G. C. FIELD. Dosimetric verification of inverse planned step and shoot multileaf collimator fields from a commercial treatment planning system. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 3, Number 2, Spring 2002.
99. M. B. SHARPE, B. M. MILLER, D. YAN, J. W. WONG. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach. *Med. Phys.* 27 (12), December 2000.
100. M. SAIFUL HUQ, INDRA J DAS. TODD STEINBERG, JAMES M GALVIN. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) N159-N170.
101. MARIA N. GRAVES, ANTOINETTE V. THOMPSON, MARY K. MARTEL, DANIEL L. MCSHAN, BENEDICK A. FRASS. Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC system. *Med. Phys.* 28 (11), November 2001.
102. MARIA N. GRAVES, ANTONIETTE V. THOMPSON, MARY K. MARTEL, DANIEL L. MCSHAN, BENEDIDICK A. FRAASS. Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems. *Med. Phys.* 287 (11), November 2001.

103. MAYLES P, NAHUM A, ROSENWALD J C. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. 1<sup>a</sup> ed. Boca Raton, 2007. 1393p.
104. MEDICAL PHYSICS PUBLISHING, ACRONYMS, 20<sup>th</sup> Year Anniversary Edition With a Foreword by John R. Cameron, Jan. 2005.
105. METTLER, F.A. Radiological Risks Associated with the Various Uses of Radiation in Medicine within the Context of Their Associated Benefits. Proceedings of the International Conference Held in Malaga, Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, Vienna: IAEA, 2001, p.119-127.
106. MICHALIS ARISTOPHANOUS, YELIN SUH, PAI C. CHI, LUKE J. WHITTLESEY, SCOTT LAMEAVE, MARY K. MARTEL; Initial clinical experience with ArcCheck for IMRT/WMAT QA; JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 17, NUMBER 5, 2016.
107. MOON-SING LEE, WAN-TING LIAO, SU-HAU LO, FENG-LING CHEN, SZU-WEN WONG, CHSIA-HSI SHENG, WEN-LIN HSU. Characterization of delivery system for intensity modulated radiation therapy using a step-and-shoot approach. Tzu Chi Med J 2014 . 16 . No. 6.
108. MOYED MIFTEN et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218.
109. NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated radiotherapy; Report 22 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry June 2013.
110. NZHDE AGAZARYAN, TIMOTHY D. SOLBERG, JOHN J. DEMARCO. Patient Specific Quality Assurance for the Delivery of Intensity Modulated Radiotherapy; Journal of Applied Clinical Medical Physics, Volume 4, Number 1, Winter 2003.
111. OSTROM, L.T.; RATHIBUN, P.; CUMBERLIN, R.; et al. Lessons learned from investigations of therapy misadministration events. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., v. 34, n. 1, p. 227-234(8), 1996.
112. P. REENA, S. DAYANANDA, RAJESHRI PAI, S. V. JAMEMA, TEJPAL GUPTA, D. DEEPAK, S. RAJEEV. Performance characterization of siemens primus linear accelerator under small monitor unit and small segments for the implementation of step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy. J Med Phys. 2008 Oct-Dec; 31(4): 269-274. Doi: 10.4103/0971-6203.29197.
113. PAWLICKI, T.; MUNDT, A.J. Quality in radiation oncology. Med. Phys., v. 34, n. 5, may. 2007.
114. PING XIA, LYNN J. VERHEY. Delivery System of Intensity-Modulated Radiotherapy Using Conventional Multileaf Collimators. Medical Dosimetry. Vol 26, No. 2, pp. 169-177, 2001.
115. PTW. When small things matter. Small Field Dosimetry Application Guide, páginas 3 a 9.

116. QI YUE, JIMEI DUAN, RONGQING LI, JACK YANG. Systematic Analysis of the ArcCheck Diode Arrays for Tomotherapy Delivery Verification. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 2014, 3, 218-225.
117. QINGYANG SHANG, ANDREW GODLEY, LONG HUANG, PENG QI, PING XIA. Sensitivity of array detector measurements in determining shifts of MLC leaf positions. *J Appl Clin Med Phys* 2017; **18**:5:80-88. DOI: 10.1002/acm2.12148.
118. RAJESH THIYAGARAJAN, ARUNAI NAMBIARAJ, SUJIT NATH SINHA, GIRIGESH YADAV, ASHOK KUMAR, VIKRAMAN SUBRAMANI, KOTHANDARAMAN; Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan; *REPORTS OF PRACTICAL ONCOLOGY AND RADIOTHERAPY 2I* (2016) 50-56; <http://dx.doi.org/10.1016/j.rpor.2015.10.004>.
119. REASON, J. Human error: models and management. *BMJ*, v. 320, p.768-770, 2000. Disponível em: <<http://www.bmj.com/cgi/content/full/320/7237/768>>. Acesso em: 1º de ago. 2017.
120. ROSIS (Radiation Oncology Safety Information System): banco de dados. Disponível em: <<http://www.clin.radfys.lu.se/queries.asp>>. Acesso em: 9 março 2017.
121. SANDRA C. VIEIRA, RENÉ A. BOLT, MAARTEN L.P. DIRKX, ANDRIES G. VISSER, BEM J.M. HEIJMEN. Fast, daily linac verification for segmented IMRT using electronic portal imaging. *Radiotherapy and Oncology* 80 (2006) 86-92.
122. SHRIMPTON, P.C. The Current Uses of Radiation in Medicine. *Proceedings of the International Conference Held in Malaga, Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*, Vienna: IAEA, 2001. p. 109-118.
123. SIEMENS 160 MLC Multileaf Collimator. The best-in-class collimator available. Fighting cancer – fast and focused. [www.siemens.com/healthcare](http://www.siemens.com/healthcare).
124. SONG JH, SHIN H-J, KAY CS, SON SH (2015) Dosimetric Verification by Using the ArcCHECK System and 3DVH Software for Various Target Sizes. *PLoS ONE* 10(3):e0119937.doi:10.1371/journal.pone.0119937.
125. SOUZA, C. N.; MONTI, C. R.; SIBATA, C. H.. Recomendações para se evitar grandes erros de dose em tratamentos radioterapêuticos. *Radiol. Bras.*, v. 34, n. 1, p. 29-37, 2001.
126. SRIJIT KAMATH, SARTAJ SAHNI, SANJAY RANKA, JONATHAN LI, JATINDER PALTA. A comparison of Step-and-Shoot Leaf Sequencing Algorithms that Eliminate Tongue-and-Groove Effect. Submitted to *Phys. Med. Biol.*
127. TG-119 IMRT COMMISSIONING TESTS INSTRUCTIONS FOR PLANNING, MEASUREMENT, AND ANALYSIS VERSION 10/21/2019. [www.google.com.br](http://www.google.com.br).
128. THE CALIBRATION OF CT HOUNSFIELD UNITS FOR RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING. U. Schneider, E. Pedroni and A. Lomax. *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 111-124.

129. THOMAS J. LOSASSO. IMRT Delivery System QA. Memorial Sloan-Kettering Cancer Center; New York, New York.
130. THOMAS LOSASSO. IMRT Delivery Performance with a Varian Multileaf Collimator. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S85-S88, 2008.
131. TIMOTHY J. LOGAN. Errors Prevention as Developed in Airlines; *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S178-S181, 2008.
132. VAIBRAV R. MHATRE, PARIMAL T. PATWE. Evaluation of ArcCHECK SNC Machine QA tool for Modern Linear Accelerator; *Int J Cancer Ther Oncol.* 2017; 5(1):5111. DOI: 10.14319/ijtco.51.11.
133. VALLI, M.C.; PRINA, M.; BOSSI, A., et al. Evaluation of most frequent errors in daily compilation and use of a radiation treatment chart. *Radiother. Oncol.*, v. 32, n. 1, p. 87-89, 1994.
134. VATNITSKY, S.; LOPEZ, P.O.; IZEWSKA, J.; MEGHZIFENE, A.; LEVIN. Commentary . The radiation overexposure of radiotherapy patients in Panama 15 June 2001. *Radiother. Oncol.*, v. 60, p. 237-238, 2001.
135. VIBEKE N HANSEN et al. Quality assurance of the dose delivered by small radiation segments. *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2665-2675.
136. VIBHA CHASWAL, MICHAEL WELDON, NILENDU GUPTA, ARNAB CHAKRAVARTI, YI RONG. Commissioning and comprehensive evaluation of the ArcCHECK cylindrical diode array for VMAT pretreatment delivery QA; *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 15, Number 4, 2014.
137. VLADIMIR FEYGELMAN, KENNETH FORSTER, DANIEL OPP, GEORGEN NILSSON. Evaluation of a biplanar diode array dosimeter for quality assurance of step-and-shoot IMRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 10, Number 4, Fall 2009.
138. VUOLO J H. *Fundamentos da Teoria de Erros*. 2ª Edição, Edgard Blücher, 1996. 249p.
139. W QUE, J KUNG, J DAI. 'Tongue-and-groove' effect in intensity modulated radiotherapy with static multileaf collimator fields. *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) 399-405.
140. WELLINGTON F. PIMENTA NEVES. Comissionamento e Modelagem de TPS para IMRT. Programa Nacional de Formação em Radioterapia; Curso de Atualização para Físicos Médicos, 31 de maio a 4 de junho de 2017. Garantia da Qualidade em IMRT e VMAT.
141. WOLFRAM U. LAUB, TONY WONG. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med. Phys.* 30 (3), March 2003.
142. WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Quality assurance in radiotherapy*. Geneva: WHO, 1988
143. WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Radiotherapy Risk Profile*.

144. YUE, Q. DUAN, J.M., LI, R.Q. AND YANG, J. (2014) Systematic Analysis of the Arc Check Diode Arrays for Tomotherapy Delivery Verification. *International journal of medical physics, clinical engineering and radiation oncology*, **3**, 218-225.  
<http://dx.doi.org/10.4236/ijmpcero.2014.34028>.
145. ZRYAN YAHYA SAEED, KHARMAN AKRAM FARAJ, HUNTER ABDULLAH HASSAN, ARZ WAHBI, AKHTAR SHAMSALDIN. Penumbra and Output Factors Measurements in Small and Non-Small Fields. *Canc Therapy & Oncol Int J* 7(3): CTOIJ.MS.ID.555711 (2017).