## **ANA PAULA VOLLET CUNHA**

# Implementação do formalismo para dosimetria de campos pequenos, TRS-483, e avaliação do impacto na radioterapia

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Radiologia

Orientadora: Profa. Dra. Laura Natal Rodrigues

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 13 de novembro de 2011, A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

São Paulo

#### Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

```
Cunha, Ana Paula Vollet
Implementação do formalismo para dosimetria de
campos pequenos, TRS-483, e avaliação do impacto na
radioterapia / Ana Paula Vollet Cunha. -- São
Paulo, 2019.
Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.
Programa de Radiologia.
Orientadora: Laura Natal Rodrigues.
Descritores: 1.Dosimetria 2.Planejamento da
radioterapia assistida por computador 3.Dosímetros
de radiação 4.Algoritmos 5.Efeito de média
volumétrica 6.Campos pequenos
USP/FM/DBD-180/19
```

# Dedicatória

Ao Lucas e Rodrigo

e aos meus pais e irmãs

## Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, à minha orientadora, Prof<sup>a</sup>. Dra. Laura Natal Rodrigues, pela oportunidade em realizar esse trabalho e por dividir sua experiência e conhecimento ao longo desses anos. Seu incentivo e apoio foram essenciais.

Aos meus pais, José Eduardo e Elza, que nunca mediram esforços para que suas filhas realizassem seus sonhos. E às minhas irmãs, Cássia e Camila, que são exemplos de coragem e dedicação. Além de sempre me proporcionarem imenso sentimento de carinho e conforto.

Ao meu esposo Rodrigo por tamanha compreensão e respeito. Foi o meu maior incentivador diário e se dedicou muito para que esse trabalho fosse possível.

Ao meu amado filho Lucas por ter me mostrado o verdadeiro sentido da vida.

Aos meus sobrinhos e afilhadas, Manoel, Maria Valentina e Rafaela, pela felicidade que trouxeram à minha vida.

À minha família, em especial aos meus padrinhos e avós, que são exemplos a seguir.

Ao Prof. Dr. Jan Seuntjens, diretor do departamento de Física Médica da Universidade McGill, pela atenção e discussão para realização da primeira etapa deste trabalho.

Aos amigos físicos, Fernanda, Gabriela, Laura Furnari e Turco, que contribuíram enormemente neste trabalho, além da imensa troca de carinho e convivência.

Aos colegas que estiveram presentes durante toda essa trajetória, em especial, agradeço a toda equipe de física do complexo HC e ICESP: Adriana, Alexandre, Carlos, Carol C., Carol Z., Cristiane, Gisela, Larissa,

Leandro, Marcus, Mary Ângela, Silmara, Victor e Vilma, por todo suporte e apoio. E à física Sandra Borges do Hospital Alemão Oswaldo Cruz pela colaboração e amizade.

A todos os médicos, residentes, técnicos e funcionários de engenharia clínica e tecnologia da informação do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas e do Hospital Alemão Oswaldo Cruz, que contribuíram de alguma forma nesse projeto.

À Brainlab pela concessão da licença do algoritmo de cálculo de dose *X-Ray Voxel Monte Carlo*, além do incentivo e apoio de toda equipe.

Agradeço a Deus por seu cuidado constante comigo e com todos aqueles que fazem parte da minha caminhada.

## Normalização

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

# Sumário

Lista de Siglas e Abreviaturas		
Listas de Figuras		
Lista de Tabelas		
Resumo		
Abstract		
1 INTRODUÇÃO 1		
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA5		
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 10		
3.1 Conceitos fundamentais em dosimetria 11		
3.1.1 Fluência de partículas e de energia11		
3.1.2 Kerma e Dose 12		
3.1.3 Equilíbrio de partículas carregadas		
3.2 Sistemas de planejamento computadorizados14		
3.2.1 Algoritmos de cálculo de dose 17		
3.2.1.1 Pencil Beam Convolution (PBC)		
3.2.1.2 Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)		
3.2.1.3 Acuros External Beam (Acuros XB)		
3.2.1.4 iPlan <sup>®</sup> X-Ray Voxel Monte Carlo		
3.2.1.4.1 Método de Monte Carlo 24		
3.2.1.4.2 iPlan <sup>®</sup> RT Dose - X-Ray Voxel Monte Carlo25		
3.3 Desafios de campos pequenos e o formalismo de medidas dosimétricas		
3.3.1 Desafios de campos pequenos		
3.3.2 Formalismo de dosimetria em campos pequenos		
3.3.3 Detectores		
3.3.4 Efeito de média volumétrica (Volume Averaging)		
4 OBJETIVOS		
4.1 Objetivo geral 46		
4.2 Objetivos específicos 46		

5 METO		48
5.1 E	Equipamentos utilizados	48
	5.1.1 Detectores	48
	5.1.2 Objeto Simulador	48
	5.1.3 Equipamentos de teleterapia	49
5.2	Procedimento experimental	51
	5.2.1 Medidas experimentais com os diferentes detectores	51
	5.2.2 Medidas referentes ao comissionamento dos sistemas de planejamento computadorizados (SPC)	54
5.3	Análise dos dados iniciais obtidos e escolha do detector para realização das medidas de comissionamento dos sistemas de planejamento computadorizados	56
5.4	Análise do efeito de média volumétrica (Volume Averaging)	56
5.5	Cálculo de perfis e porcentagem de dose em profundidade nos sistemas de planejamento computadorizados (SPC)	59
6 RESI	JLTADOS	64
6.1 N	Medidas experimentais com diferentes detectores	65
	6.1.1 Caracterização dos detectores	65
	6.1.2 Medidas de perfis e porcentagem de dose em profundidade para análise dos diferentes detectores	69
	6.1.3 Análise do efeito de média volumétrica	80
	6.1.3.1 Aproximação dos perfis por uma função gaussiana (função <i>OAR(x,y)</i> )	80
	6.1.3.2 Determinação da função peso ( <i>w(x,y)</i> )	81
6.2 0	Comissionamento dos sistemas de planejamentos	87
	6.2.1 Sistema de planejamento Eclipse <sup>®</sup>	87
	6.2.1.1 Comparação entre 2100 CD e Eclipse-CAP	87
	6.2.1.2 Resultados comparativos entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB para o modelo padrão (equipamentos designados para campos convencionais) e o modelo baseado no novo formalismo para campos pequenos, TRS-483	96
	6.2.2 Sistema de planejamento <i>iPlan</i> <sup>®</sup> - Resultados comparativos entre os algoritmos de cálculo de dose <i>PBC</i> e <i>MC</i> para o modelo padrão (equipamentos designados para campos convencionais) e o modelo baseado no novo formalismo para campos pequenos 10	04

	6.2.3 Cálculo do fator <i>output</i> e incertezas do processo de aquisição desse fator e o impacto no cálculo de unidades monitoras	12
7 DISC	USSÃO12	20
7.1	Caracterização dos detectores e aquisição de dados de perfil e porcentagem de dose em profundidade	21
7.2	Efeito de média volumétrica e o impacto das diferentes funções peso utilizadas	24
7.3	Análise do impacto do comissionamento dos diferentes algoritmos de cálculo de dose baseado no formalismo TRS-483 12	26
8 CON	CLUSÕES 13	33
9 REFE	ERÊNCIAS1	37
10 ANE	EXOS 14	47
ANE volur	XO I: Código desenvolvido para cálculo do efeito de média métrica14	49

# Listas

## SIGLAS E ABREVIATURAS

AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
AXB	Acuros External Beam
DFS	Distância Fonte-Superfície
ELTB	Equação de transporte de Boltzmann
EPC	Equilíbrio de partículas carregadas
FFF	Flattening Filter Free
FWHM	Full Width Half Maximum
GBBS	Grid-based Boltzmann solvers
HC-FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
IGRT	Image Guided Radiation Therapy
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
InRad	Instituto de Radiologia
KERMA	Kinetic Energy Released per unit Mass
LCPE	Lateral Charged Particle Equilibrium
LEE	Lateral Electron Equilibrium
MC	Monte Carlo
MLC	Multi-Leaf Collimator
msr	machine-specific reference field
OAR	Off-axis ratio

- PBC Pencil Beam Convolution
- pcsr plan-class specific reference field
- PDP Porcentagem de Dose em Profundidade
- SDD Distância fonte-detector
- TC Tomografia Computadorizada
- TCP Tumor Control Probability
- TERMA Total Energy Released per unit Mass
- TMR Tissue Maximum Ratio
- TPR Tissue Phantom Ratio
- SI Sistema Internacional de Unidades
- SPC Sistema de Planejamento Computadorizado
- XVMC X-Ray Voxel Monte Carlo

### LISTA DE FIGURAS

Figura 6.1 -	Análise da resposta dos detectores <i>Razor</i> , EFD e câmaras CC01 e CC13 com relação à unidade monitora. As medidas foram realizadas no acelerador linear 2100 CD, energia do feixe de 6 MV, taxa de dose de 400 cGy/min, tamanho de campo 100 mm x 100 mm, profundidade de 10 cm e unidade monitora variando entre 1 e 700
Figura 6.2 -	Relação linear entre a resposta dos detectores e a unidade monitora aplicada 67
Figura 6.3 -	Análise da resposta dos detectores com relação à Taxa de Dose normalizada para o campo de referência de 100 mm x 100 mm e a taxa de 400 MU/min comumente usada clinicamente
Figura 6.4 -	Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm nos sentidos <i>inline</i> e <i>crossline</i> , em duas profundidades e para três diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e <i>Razor</i> , no acelerador linear 6 EX
Figura 6.5 -	Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm nos sentidos <i>inline</i> e <i>crossline</i> , em duas profundidades e para três diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e <i>Razor</i> , no acelerador linear 2100 CD
Figura 6.6 -	Dados de porcentagem de dose em profundidade para diferentes detectores, câmaras CC13 e CC01 e diodos EFD e <i>Razor</i> , e tamanhos de campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no acelerador linear 6 EX
Figura 6.7 -	Dados de porcentagem de dose em profundidade para diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e <i>Razor</i> , e tamanhos de campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no acelerador linear 2100 CD e feixe de 6 MV 78
Figura 6.8 -	Aproximação dos perfis medidos por uma função gaussiana, e os dados de origem, variância e amplitude foram coletados para cada um dos perfis analisados a partir do programa <i>Origin</i> , versão 7.0. Neste exemplo, foram utilizados os dados de perfil transversal obtidos com o detector <i>Razor</i> para o campo 5 mm x 5 mm medido na profundidade de 15 mm

Figura 6.9 -	Apresentação dos dados de entrada no código computacional desenvolvido na plataforma <i>Scilab</i> , versão 3.0	84
Figura 6.10 -	Representação das situações de A à C, para cálculo da função peso para o detector câmara de ionização, e situação D, quando o detector do tipo diodo é utilizado nas medidas de perfil	85
Figura 6.11 -	Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no sentido <i>crossline</i> , calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e <i>Acuros XB</i> (AXB) em duas diferentes profundidades e dois aceleradores (2100 CD e <i>Eclipse-CAP</i> )	88
Figura 6.12-	Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm no sentido <i>inline</i> , calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e <i>Acuros XB</i> (AXB) em duas diferentes profundidades e dois aceleradores (2100 CD e <i>Eclipse-CAP</i> )	89
Figura 6.13 -	Dados de porcentagem de dose em profundidade dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e <i>Acuros XB</i> (AXB) e dois aceleradores (2100 CD e <i>Eclipse-CAP</i> )	91
Figura 6.14 -	Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e <i>Acuros XB</i> para os perfis transversais de tamanhos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e avaliados em duas profundidades diferentes, 15 mm e 100 mm	92
Figura 6.15 -	Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB para os perfis transversais de tamanho 5 mm x 5 mm e avaliados na profundidade de 15 mm	93
Figura 6.16 -	Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e <i>Acuros XB</i> para os perfis radiais de tamanhos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e avaliados em duas diferentes profundidades, 15 mm e 100 mm	94

- Figura 6.29 Cálculo de fator output e dados inseridos no SPC iPlan<sup>®</sup>... 115

## LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 -	Características dos detectores utilizados para medidas dosimétricas	48
Tabela 5.2 -	Sistemas de planejamento computadorizados (SPC) e os respectivos algoritmos de cálculo de dose	59
Tabela 6.1 -	Variação percentual máxima de leitura dos detectores ao variar a Taxa de Dose do feixe de radiação	68
Tabela 6.2 -	Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm medidos com quatro diferentes detectores no acelerador linear 6 EX	75
Tabela 6.3 -	Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm medidos com quatro diferentes detectores no acelerador linear 2100 CD.	76
Tabela 6.4 -	Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm medidos com três diferentes detectores no acelerador linear 2100 CD.	79
Tabela 6.5 -	Dados da dimensão dos detectores necessários para o cálculo da função peso, <i>w(x,y)</i>	81
Tabela 6.6 -	Dados coletados a partir da aproximação dos perfis transversais ( <i>crossline</i> ) dos feixes de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm na profundidade de 15 e 100 mm por uma função gaussiana	82
Tabela 6.7 -	Dados coletados a partir da aproximação dos perfis radiais ( <i>inline</i> ) dos feixes de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm nas profundidades de 15 e 100 mm por uma função gaussiana	83

## RESUMO

Cunha APV. Implementação do formalismo para dosimetria de campos pequenos, TRS-483, e avaliação do impacto na radioterapia [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2019.

INTRODUÇÃO: O desenvolvimento de novas tecnologias possibilitou a utilização frequente dos campos cada vez menores e/ou modulados, e esse processo apresentou um aumento de incertezas na aquisição dos dados dosimétricos bem como em sua utilização nos sistemas de planejamento computadorizados (SPC). Este estudo teve como objetivo realizar medidas dosimétricas baseadas no TRS-483 e avaliar o impacto desses dados em quatro algoritmos de cálculo de dose em condições de não referência ou campos pequenos. METODOLOGIA: Utilizando um objeto simulador de varredura automática, Blue Phantom, e os detectores CC01, CC13, Razor e EFD, foram realizadas medidas de perfis (transversal e radial) e porcentagem de dose em profundidade (PDP) dos feixes de tamanhos de campo entre 5 mm x 5 mm e 100 mm x 100 mm nos aceleradores lineares 6 EX e 2100 CD, Varian. Aproximando os perfis dos campos de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm por uma gaussiana e considerando a função peso adequada ao formato do detector, foi avaliado o efeito de média volumétrica dos detectores utilizados. Em seguida, considerando as recomendações do TRS-483, foram coletadas as medidas necessárias para o comissionamento dos algoritmos AAA e Acuros XB do sistema de planejamento Eclipse<sup>®</sup> e Pencil Beam (PB) e X-Ray Voxel Monte Carlo (MC) do iPlan<sup>®</sup>. RESULTADOS: Com as medidas iniciais de perfis e PDP foi possível avaliar o desempenho dos diferentes detectores. A câmara CC13 não se mostrou adequada, apresentando os resultados mais discrepantes dos demais detectores, devido a sua maior dimensão com relação aos menores tamanhos de campo. O detector com menor efeito de média volumétrica foi o Razor, menor que 1 %, enquanto a câmara CC01 apresentou até 2 % de efeito e o EFD não ultrapassou 1,5 %. Com relação ao comissionamento dos SPC, AAA e AcurosXB não se mostraram sensíveis nos resultados calculados de perfis para a mesma configuração das medidas, apresentando diferenças nas regiões de maior intensidade do feixe. No caso do iPlan<sup>®</sup>, os dados calculados diferiram dos medidos apenas no sentido radial e para o campo 6 mm x 6 mm. Com relação ao fator *output* inserido, este apresentou redução média de 8,5 % no valor de unidade monitora (UM) nos planos calculados com AAA e Acuros XB, 6 % para PB e não houve diferença para o MC, bem como uma maior concordância de resultados entre os algoritmos de cada sistema após esses serem comissionados com o formalismo do TRS-483. CONCLUSÃO: Para ambos sistemas de planejamento, Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>, pode-se concluir que, para campos maiores que 10 mm x 10 mm, os algoritmos de cálculo de dose apresentam-se adequados e correspondentes entre si quando comissionados para campos pequenos e, avaliando as incertezas desse processo, houve uma redução de 2,2 %.

Descritores: dosimetria; planejamento da radioterapia assistida por computador; dosímetros de radiação; algoritmos; efeito de média volumétrica; campos pequenos.

## ABSTRACT

Cunha APV. Implementation of small field dosimetry formalism, TRS-483, and evaluation of the impact on radiotherapy [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2019.

INTRODUCTION: The development of new technologies has facilitated frequent use of smaller and/or modulated fields, and this process has increased uncertainties in the acquisition of dosimetric data as well as its use in computerized treatment planning systems (TPS). This study aimed to perform dosimetric measurements based on TRS-483 and to evaluate the impact of these data on four dose calculation algorithms in non-reference conditions or small fields. METHODS: Using a Blue Phantom automatic scanning system and CC01, CC13, Razor and EFD detectors, profiles measurements for radial, transversal and depth dose (PDD) of field sizes between 5 mm x 5 mm and 100 mm x 100 mm on two Varian linear accelerators models 6 EX and 2100 CD were performed. 5 mm x 5 mm and 10 mm x 10 mm fields profiles were approximated by a Gaussian and appropriated weight function applied depending on detector format, volume averaging effects were evaluated. Subsequently, following TRS-483 recommendations, the necessary measurements for the commissioning of Eclipse<sup>®</sup> AAA and Acuros XB algorithms and iPlan<sup>®</sup> Pencil Beam (PB) and X-Ray Voxel Monte Carlo (MC) algorithms were done. RESULTS: Evaluation of detectors performance with initial profiles and PDD measurements were performed. The CC13 chamber was not adequate, presenting the most discrepant results, due to its larger dimension in relation to the smaller field sizes. The detector with lower volume averaging effect was Razor, less than 1%, while CC01 ion chamber showed up to 2% and EFD did not exceed 1.5%. Regarding the commissioning of TPS, calculated results for AAA and Acuros XB profiles demonstrated no sensitivity for the same measurements configuration, presenting differences in high beam intensity regions. For iPlan<sup>®</sup>, the calculated data differed from measured only radially and for the field 6 mm x 6 mm. In relation to the output factor, monitor unit (MU) mean value was 8.5% lower for AAA and Acuros XB calculated plans, 6% for PB, and there was no difference for MC. Higher algorithm agreement were achieved for each system after commissioned with the TRS-483 formalism. CONCLUSION: Dose calculation algorithms of Eclipse<sup>®</sup> and iPlan<sup>®</sup> treatment planning systems are adequate and correspond to each other when commissioned for small fields and for fields greater than 10 mm x 10 mm. Uncertainties evaluation presented a 2.2% reduction.

Descriptors: dosimetry; radiotherapy planning, computer-assisted; radiation dosimeters; algorithms; volume averaging effect; small field.

# 1 Introdução

### 1 INTRODUÇÃO

Segundo o Instituto Nacional do Câncer, estima-se para o Brasil, no biênio 2018-2019, a ocorrência de 600 mil novos casos de câncer para cada ano. As três principais modalidades de tratamento para essa doença são radioterapia, quimioterapia e cirurgia, sendo que de acordo com o *National Cancer Institute* (NCI, 2015), metade dos pacientes portadores de câncer receberão a radioterapia como tratamento.

A utilização de campos pequenos nas técnicas de tratamentos radioterápicos, em geral, campos menores que os tamanhos utilizados em tratamentos convencionais, que seriam entre 40 mm x 40 mm e 400 mm x 400 mm, aumentou significativamente, em especial, nos tratamentos estereotáxicos e nos casos de tratamentos de intensidade modulada (IMRT) (Alfonso *et al*, 2008). Esse fato foi possível devido ao aumento da utilização dos colimadores multilâminas, com espessuras de lâminas variando entre 0,2 cm até 1 cm, nos aceleradores convencionais e por diversos equipamentos de tratamento específicos, tais como, o acelerador Varian TrueBeam (*Varian Medical System*, Palo Alto), a unidade Gamma Knife do fabricante Elekta (Elekta AB, Estocolmo), entre outros (Das, 2008).

A técnica de radiocirurgia estereotáxica, combina o dispositivo estereotáxico para localização da lesão a ser tratada com feixes estreitos de radiação ionizante, com o objetivo de conformar a dose no volume alvo e evitar que tecidos adjacentes à região de tratamento recebam doses altas

(Schell *et al.*, 1995). Para isso é necessário localizar o volume tumoral com precisão superior àquela necessária em técnicas convencionais e, por isso, utilizam-se as técnicas de localização estereotáxica.

Já a técnica de IMRT utiliza campos estreitos de radiação, menores que 10 mm, também conhecidos como *beamlets*, e seu tamanho é possível devido aos colimadores multilâminas (MLC) que podem se mover dinamicamente durante uma sessão de tratamento. Utilizando múltiplos *beamlets*, é possível modular o feixe de tratamento para minimizar a dose nos órgãos em risco, que estão próximos ao volume alvo, oferecendo uma intensidade maior de dose na área de interesse (Webb, 1994). Entretanto, estas vantagens da técnica podem ser eliminadas quando ocorrem erros envolvendo comissionamento do sistema de planejamento ou calibração, pois o sucesso de um tratamento radioterápico depende, entre outros fatores, da entrega correta de dose no paciente.

A probabilidade de controle tumoral, TCP (do inglês, *Tumour Control Probability*), é função da dose absorvida na região de tratamento. Sendo assim, o controle tumoral e a resposta dos órgãos em risco adjacentes à área de tratamento dependem da acurácia de dose entregue ao paciente e esta dose deve apresentar uma diferença menor que 3% com relação à dose prescrita (Brahme, 1984).

O desenvolvimento de novas tecnologias, a utilização de campos cada vez menores e/ou modulados apresentam um aumento na incerteza da aquisição dos dados dosimétricos (Alfonso *et al.*, 2008). Em 2000, Das *et al.* relataram diferenças de até 12% nos fatores *output* ou espalhamento (ou

seja, fator este definido pela razão de dose entre um campo clínico de tratamento e um campo de referência) encontrados por diferentes instituições para campos colimados com os cones de diâmetro menor que 20 mm. Em 2006, um estudo de intercomparação entre os dados dosimétricos medidos por 43 instituições, e publicado por Li *et al.*, mostrou que, para aceleradores idênticos e considerando um feixe de 6 MV, há diferenças maiores que 5% na porcentagem de dose profunda (PDP) para tamanhos de campo de 6 mm x 6 mm, bem como nos fatores *output*.

Em 2006 e 2007, por exemplo, acidentes foram relatados devido a problemas com a aquisição dos dados dosimétricos da máquina de tratamento relacionados a campos pequenos. Dentre alguns problemas, é possível citar o alinhamento incorreto dos cones para aquisição de dados e utilização de um detector inadequado para o comissionamento do equipamento, levando a resultados incorretos do fator *output*. Quando esses fatores foram inseridos no sistema de planejamento, isto acarretou no cálculo incorreto de dose a ser entregue no paciente (ANS, 2007 e IAEA/NSR/2007 (2008)). Tais fatos demonstram que a determinação e a aquisição dos dados dosimétricos, o conhecimento sobre os detectores adequados a serem utilizados em cada situação, a avaliação do sistema de planejamento computadorizado, entre outros fatores, são alguns itens que devem ser considerados com relação à dosimetria de campos pequenos, e apresentam-se relevantes para seu estudo.

# 2 Revisão Bibliográfica

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Diversos estudos foram publicados desde a década de 90 até o ano de 2019, relatando as dificuldades em medidas com campos pequenos, dentre as quais podem ser citadas: identificação dos fatores que influenciam essas medidas, obtenção de possíveis soluções para condições de não referência e definição de uma padronização para estas situações.

Em 1991, Nizin e Chang mostraram que para classificar um campo como pequeno era necessário considerar a variação da dose com o tamanho de campo, a energia do feixe de fótons e o meio irradiado.

Em 1996, Iwasaki demonstrou para um feixe de 10 MV, utilizando os teoremas de Fano e O'Connor, qual seria o tamanho mínimo de um campo quadrado para existir equilíbrio de partículas carregadas, demonstrando a importância da relação entre a medida realizada com campos estreitos e a falta de equilíbrio de partículas carregadas. A resposta encontrada foi de 35 mm, o que daria um raio mínimo de um campo circular de 19,6 mm. Em 2008, o trabalho publicado por Das *et al.* apresentou um estudo que resume o conhecimento divulgado sobre as condições de falta de equilíbrio de partículas carregadas para campos pequenos. Dentre eles, é possível citar os trabalhos de Paskalev *et al.* e Sauer e Wilbert, publicados em 2003 e 2007 respectivamente, em que foi observado que para câmaras de ionização de volumes pequenos, os fatores de perturbação, considerados como sendo unitários para o cálculo de dose, deveriam ser considerados, pois

apresentavam valores de correções percentuais em torno de 36%, 30% e 18% para medidas na água com cones circulares de 1,5, 3 e 5 mm respectivamente. Estas diferenças eram devidas principalmente às condições de falta de equilíbrio lateral, que são dependentes do tipo e formato do detector.

Ainda considerando Sauer, em 2009, este propôs um fator, Q, para a qualidade do feixe em função do  $TPR_{20,10}$  (do inglês, *Tissue Phantom Ratio*) para campos arbitrários. Este fator mostrou-se relevante, pois o  $TPR_{20,10}$  é bem conhecido para campos maiores que 40 mm<sup>2</sup>, e assim, com a relação apresentada, seria possível calcular e avaliar a qualidade do feixe para campos menores que 40 mm<sup>2</sup>. O fator de qualidade do feixe,  $TPR_{20,10}$ , refere-se à razão tecido-objeto simulador medido na água em profundidades de 20 e 10 g/cm<sup>2</sup> para um campo de tamanho 100 mm x 100 mm e distância fonte superfície de 1000 mm (IAEA, 2000). O  $TPR_{20,10}$  é um parâmetro importante para a seleção do fator de correção  $k_{Q,Q0}$ , fator este que correlaciona a energia do feixe medido com a qualidade do feixe em que o conjunto dosimétrico foi calibrado.

Com relação aos detectores utilizados em medidas de campos pequenos, Bjarngard *et al.* (1990) investigou a importância do tamanho do detector em medidas dosimétricas no eixo central do feixe, utilizando o método de Monte Carlo e medidas experimentais com diferentes detectores. Ainda com relação a detectores, em 2006, McKerracher *et al.* apresentou medidas feitas por diferentes detectores em feixes estreitos, e mostrou que o

diodo não blindado era adequado para os campos pequenos medidos experimentalmente.

Em 2008, Alfonso *et al.* propôs um formalismo para dosimetria de referência em campos pequenos e para equipamentos que não apresentam o campo de referência convencional (100 mm x 100 mm).

Em 2010, Aspradakis *et al.* publicaram o IPEM Report No. 103, o qual discute os desafios de campos pequenos com relação à calibração, planejamentos e medidas (envolvendo os detectores a serem utilizados), bem como apresenta recomendações para minimizar incertezas no processo como um todo. O formalismo dosimétrico foi baseado no trabalho de Alfonso *et al.* (2008), e este também estimulou a publicação de diversos trabalhos, tais como Benmakhlouf *et al.*(2014) e Francescon *et al.* (2014), em busca da análise das possíveis perturbações geradas pelos detectores, bem como fatores de correção adequados.

Em 2017, com o objetivo de desenvolver uma padronização das recomendações para os procedimentos de dosimetria e detectores a serem utilizados em dosimetria de referência para campos pequenos e equipamentos com campos fora dos padrões aceitos até então, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em cooperação com a Associação Americana de Física em Medicina (AAPM) publicaram um novo formalismo, TRS-483. E, assim, as recomendações dos códigos de prática (CoP) foram estendidas para dosimetria clínica de referência baseada em dose absorvida na água (IAEA, 2017).

No cenário brasileiro, segundo dados do Ministério da Saúde, existem no Brasil 252 aceleradores lineares disponíveis para radioterapia na rede pública de saúde e estima-se aproximadamente que 31 % destes serviços estão habilitados para tratamentos de radiocirurgia. Em virtude à carência de equipamentos disponíveis, considerando o fato de que a Organização Mundial de Saúde recomenda um acelerador linear para cada 300.000 habitantes e o país possui em média 0,55 aceleradores por 300.000 habitantes, bem como alguns equipamentos estarem obsoletos, o Ministério da Saúde desenvolveu um programa de expansão da radioterapia no Brasil.

Este programa de expansão conta com a compra e instalação de 80 novos aceleradores, segundo a portaria nº 931 de maio de 2012, e os equipamentos apresentam uma configuração básica de dupla energia de fótons e elétrons, colimador multilâminas e sistemas de planejamento e gerenciamento. É importante ressaltar que esses equipamentos permitem um *upgrade* para realização de técnicas complexas, tais como a técnica de IMRT, entre outras.

Até o início do ano de 2019, 20% dos novos aceleradores estavam em funcionamento. Portanto, com a expansão dos serviços de radioterapia no país e a busca por melhorias nos processos e nas técnicas de tratamento, torna-se importante um estudo detalhado do TRS-483 e o impacto nos tratamentos.

# 3 Fundamentação Teórica

### **3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### 3.1 Conceitos fundamentais em dosimetria

### 3.1.1 Fluência de partículas e de energia

Assumindo uma esfera de volume V ao redor de um ponto P, e, N, o número de partículas que atingem a esfera, tem-se (Figura 3.1):



Figura 3.1 - Fluência de partículas definida como o número de partículas que atingem uma esfera de área *a* 

Se a esfera for reduzida a um volume infinitesimal *dV* com seção de choque de área *da*, a fluência de partículas pode ser definida como o quociente da diferencial *dN* por *da* (ICRU-33, 1980):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \tag{3.1}$$

De maneira similar, definindo *R*, como o valor esperado da energia cinética total que incide na esfera, a fluência em energia é dada pelo quociente de *dR* por *da* (ICRU-33, 1980):

12

$$\Psi = \frac{dR}{da} \tag{3.2}$$

Assumindo que o feixe de partículas é monoenergético, com energia *E*, então a fluência em energia pode ser representada por:

$$\Psi = E\Phi \tag{3.3}$$

Entretanto, os feixes seguem uma distribuição de energia. Neste caso, a fluência de partículas pode ser descrita em função da energia,

$$\Phi(\mathbf{E}) = \frac{d\Phi}{dE}(E) \tag{3.4}$$

A fluência total de partículas pode ser determinada por:

$$\Phi = \int_{o}^{E_{max}} \Phi(E) dE$$
(3.5)

E a fluência total em energia pode ser dada por:

$$\Psi = \int_{o}^{E_{max}} \Phi(E) E dE$$
 (3.6)

### 3.1.2 Kerma e Dose

Ao interagirem com a matéria, os fótons liberam parte de sua energia para as partículas carregadas. O processo de interação dos fótons com a matéria pode ocorrer através do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. A probabilidade de cada um dos efeitos depende da energia dos fótons incidentes, *E* (MeV), e do material absorvedor (número atômico, *Z*, e/ou densidade do material,  $\rho$  (g/cm<sup>2</sup>)) (Attix, 1986 e Andreo, 2017).

O termo energia transferida,  $\varepsilon_{tr}$ , é definido como a energia cinética transferida por radiação ionizante não carregada para as partículas carregadas dentro de um volume *V*, independentemente de como estas

13

partículas perderão sua energia (ICRU-33, 1980). A energia cinética liberada por unidade de massa, KERMA, (do inglês, *Kinetic Energy Released per unit Mass*) é expressa em Gy (1 Gy = 1  $\frac{J}{kg}$ ) e pode ser definida por:

$$K = \frac{d\bar{\epsilon}_{tr}}{dm}$$
(3.7)

A energia transferida para as partículas carregadas pode ser liberada no material através de perdas colisionais ou radiativas. As perdas radiativas podem acontecer por *bremsstrahlung* e por aniquilação (ou seja, a energia cinética do pósitron, quando sofre aniquilação, é contabilizada em perdas radiativas), deixando o volume *V*, e não depositando sua energia localmente.

Sendo assim, o KERMA pode ser dividido em dois componentes: KERMA colisional,  $K_{col}$ , referente à energia transferida às partículas carregadas, e estas liberam sua energia no meio apenas por colisão, e KERMA radiativo,  $K_{rad}$ , e este refere-se a energia restante transferida e liberada no meio por eventos radiativos:

$$K = K_{col} + K_{rad} \tag{3.8}$$

A dose absorvida, grandeza fundamental em dosimetria, é definida como a energia total cedida pela radiação ionizante, ε, à matéria de massa *dm*:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$
(3.9)

O Sistema Internacional de Unidades (SI) estabeleceu o Gy como unidade para a grandeza dose, assim como para o KERMA.

O KERMA está relacionado com a energia transferida aos elétrons secundários no ponto de sua liberação, enquanto que a dose absorvida se

14

relaciona à energia perdida pelos elétrons ao longo do caminho percorrido (Attix, 1986 e Andreo, 2017).

#### 3.1.3 Equilíbrio de partículas carregadas

O equilíbrio de partículas carregadas (EPC) existe para um volume, *V*, se cada partícula carregada com dada energia que deixa o volume é substituída por uma partícula idêntica que entra neste volume (Attix 1986 e Andreo, 2017). A energia líquida transferida, refere-se à energia transferida às partículas carregadas dentro do volume *V* pelos fótons e a sucessivas perdas por colisão. Já a energia cedida, refere-se a energia total cedida no volume *V*. Como as partículas carregadas podem ser geradas dentro do volume, estas podem perder parte de sua energia no interior do volume, bem como fora dele. Sob condições de EPC, a energia cedida fora do volume será substituída em média por uma quantidade igual de energia que é cedida por partículas geradas fora do volume e que entram em *V*. E, neste caso, a energia cedida se iguala à transferida, e este fenômeno pode ser representado por:

$$D = K_{col}$$
 (em condição de EPC) (3.10)

### 3.2 Sistemas de planejamento computadorizados

A função do sistema de planejamento computadorizado, SPC, é (a) possibilitar a entrada das informações anatômicas de um paciente na interface utilizada para o cálculo de dose; (b) facilitar a seleção do feixe de

radiação apropriado para o tratamento, considerando a forma do volume alvo; e (c) produzir uma representação da distribuição de dose, através de um algoritmo de cálculo de dose, que será liberada no paciente (Van Dyk, 1993; *Technical Report Series N°430*, IAEA, 2004).

Os algoritmos de cálculo de dose disponíveis nos diferentes sistemas de planejamentos são baseados em medidas ou em modelos. Ou seja, os algoritmos baseados em medidas utilizam um determinado conjunto de medidas, adquirido por meio de detectores em um objeto simulador de água, e corrigem a distribuição de dose para outras geometrias e materiais quando esses dados são inseridos no SPC. Já os algoritmos baseados em modelos correspondem a modelos virtuais da fonte de radiação e parâmetros, tais como: espectro e distribuições de fluência são ajustados para que exista concordância entre os dados medidos e aqueles calculados pelo sistema de planejamento.

Com base nisso, um desafio importante utilizando campos pequenos consiste na dificuldade em medir ou modelar os feixes e calcular a distribuição de dose de pacientes no SPC. A utilização de um modelo designado para campos grandes de radiação pode não apresentar uma boa exatidão no cálculo de dose de campos pequenos ou segmentos de feixe (Lydon, 2005). Segundo Laub e Wong (2003), quando simplesmente se estende a utilização de um equipamento de teleterapia e SPC configurados para campos de referência convencionais para utilização com campos pequenos, uma diferença entre a dose prescrita, medida e a calculada pelo sistema de planejamento é da ordem de 10%.

Uma diferença significativa na utilização de campos pequenos em radiocirurgia ou em tratamentos de IMRT é com relação à penumbra. Em planejamento de IMRT, a penumbra dos vários segmentos se sobrepõe entre os campos ou segmentos adjacentes e um erro dosimétrico sistemático desta situação pode causar uma diferença significativa na dose a ser entregue ao paciente. Por outro lado, como os campos de IMRT englobam muitos segmentos, e podem apresentar tamanhos convencionais, diferente de campos estreitos utilizados em radiocirurgia, o sistema de verificação dos tratamentos pode ser beneficiado com tal situação, e os problemas com os pequenos segmentos podem não aparecer ou não serem significativos (Sanchez-Doblado *et al.*, 2005).

Com os tratamentos de radioterapia guiados por imagens, IGRT (do inglês, *Image Guided Radiation Therapy*), há uma tendência na redução de margens ao redor do volume alvo, bem como escalonamento de dose, e isso aumenta a necessidade em melhorias na exatidão dos tratamentos que contemplam campos formados por segmentos pequenos.

Em resumo, modelagem inacurada e/ou erros com medidas que serão inseridas no SPC podem levar ao cálculo incorreto das unidades monitoras, influenciar no posicionamento das lâminas durante o planejamento, bem como aumentar a incerteza na entrega de dose no paciente.
## 3.2.1 Algoritmos de cálculo de dose

Os algoritmos de cálculo são expressões matemáticas executadas por um sistema computacional que simulam o feixe de radiação ao longo do caminho percorrido, objetivando-se uma precisão elevada no cálculo da dose. O feixe de radiação é decomposto em feixes primário, proveniente da fonte de radiação, descrevendo a distribuição de energia depositada pela primeira interação do fóton no material, e secundário, resultado do espalhamento e interação do feixe primário, descrevendo assim o resultado das interações subsequentes, as quais distribuem energia em um local distante do local da interação primária, e o algoritmo utiliza estas informações para o cálculo da dose depositada no meio (ICRU Report 42, 1987).

Para simular o feixe de radiação, o algoritmo deve ser configurado com informações da geometria utilizada clinicamente, tais como: características do acelerador linear; geometria do feixe; campo de radiação; aplicadores e ou modificadores de feixes (como, por exemplo, blocos ou colimadores multilâminas). Para o cálculo da deposição de dose em um objeto simulador ou em um paciente, são necessárias imagens de tomografia computadorizada (TC), por exemplo, e o cálculo é baseado nestas imagens, onde estão reunidos as características anatômicas e os tecidos de diferentes densidades que resultarão em distribuições de dose dependendo da interação realizada pelo feixe de radiação ao longo do caminho percorrido. Um algoritmo de cálculo de dose deve apresentar um cálculo rápido, sendo executado em um tempo clinicamente aceitável e os resultados devem ser devem ser correspondentes à dose prescrita e ao resultado clínico esperado. Esse conflito entre acurácia e velocidade de cálculo é um dos maiores desafios dos algoritmos modernos.

A exatidão no cálculo da dose torna-se um problema em tecidos heterogêneos e em condições de não referência, em que um modelamento detalhado do transporte de energia no paciente é necessário. Inicialmente, os algoritmos baseados em medidas foram desenvolvidos para cálculo em meio homogêneo e, a seguir, a dose era calculada pela extrapolação dessas medidas para a condição específica de tratamento, através da aplicação de algoritmos de correção.

Entretanto, os algoritmos baseados em modelos foram introduzidos para descrever o transporte de energia responsável pela deposição de dose no paciente. Esse conceito é acompanhado pela introdução do *kernel* de dose, que descreve o transporte e a deposição de energia em água gerados pela interação dos fótons primários no tecido. E para as correções de heterogeneidades do meio, os *kernels* de dose são dimensionados em tamanhos de acordo ao tecido em que interagem. Esses modelos apresentam o cálculo mais realista da deposição de dose, já que consideram a anatomia do paciente, representada pelo exame de tomografia computadorizada, em que as diferentes densidades apresentam número de Hounsfield distintos, e a amostragem pode ser calculada com grades de cálculo menores (Ahnesjö, 1989).

18

A seguir, os quatro algoritmos baseados em modelos e utilizados neste trabalho serão brevemente descritos.

## 3.2.1.1 Pencil Beam Convolution (PBC)

O algoritmo mais simples baseado em modelo é o *pencil beam*. O *Pencil Beam Convolution* (PBC) é um algoritmo de convolução, e a distribuição de dose é obtida através da interação dos *kernels* com o meio. Inicialmente, a fluência em energia dos fótons primários serve como dado de entrada para os cálculos subsequentes de absorção e transporte dentro do paciente. A absorção dos fótons primários é dada com base no TERMA, ou seja, a energia total liberada por unidade de massa (do inglês, *Total Energy Released per unit Mass*) e, então, o transporte dessa energia através de elétrons secundários e fótons é considerado pelos *kernels* de dose. E esses três componentes, fluência de fótons primários, TERMA e *kernels* de dose são empregados para o cálculo de dose em meios homogêneos e heterogêneos.

Com relação aos *kernels* de dose, esses são classificados por dois tipos, o *point-spread kernel*, ou seja, indica a distribuição de energia absorvida em água, resultado da interação dos fótons primários de energia, *E*, em uma coordenada, *r*, e estes são obtidos por simulação de Monte Carlo. Já o *kernel pencil beam*, é obtido através da integração de todos os *point-spread kernels* ao longo de um feixe de fótons no meio, e podem ser resultado de simulações de Monte Carlo ou serem derivados de medidas,

tais como, fator *output* de campos regulares e relação tecido-objeto simulador (TPR). (Mohan *et al.*, 1986; Bortfeld *et al.*, 1993)

Por fim, os dois componentes tanto o TERMA como os *kernels* de dose, são combinados, resultando no cálculo de dose absorvida no meio. O método de superposição é uma aproximação aos algoritmos baseados em modelo. Ou seja, o método gera a dose entregue em um determinado ponto através da sobreposição da contribuição de dose de todos os pontos de *kernel* de um espectro de energia definido a partir da interação dos fótons primários e da dose liberada no meio (TERMA) (Ahnesjö, 1989).

Para reduzir o tempo computacional, assume-se no método de superposição que o formato dos *kernels* de dose não varia no sentido lateral. Sendo assim, o *kernel* é função apenas da distância entre o ponto de interação e o ponto de dose medida, e o método é aproximado por uma convolução. Ou seja, com a decomposição do *kernel*, o cálculo de dose pode ser reduzido em convoluções bidimensionais, e o cálculo tridimensional pode ser feito em alguns segundos (Bortfeld *et al.*, 1993).

O cálculo de dose do algoritmo PBC pode ser dividido em três etapas principais: reconstrução do feixe, modelamento do paciente e cálculo de unidade monitora (*Varian Medical Systems, Eclipse Algorithms Reference Guide*, 2010).

A reconstrução do feixe compreende o cálculo de dose em meio homogêneo, e em planos perpendiculares ao feixe de radiação, e considera os diferentes modificadores de feixe do equipamento de teleterapia. O modelamento do paciente refere-se ao ajuste da dose de acordo à geometria do paciente, permitindo correções de heterogeneidades do meio irradiado. E o cálculo de unidade monitora é baseado nos parâmetros de calibração inseridos durante o comissionamento do SPC.

## 3.2.1.2 Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

O modelo de cálculo de dose do AAA é um algoritmo *pencil beam* tridimensional de convolução/superposição que apresenta modelamento separado para fótons primários e gerados por espalhamento extra focal, e elétrons espalhados nos colimadores do acelerador linear. As correções de heterogeneidade são consideradas de maneira anisotrópica através dos *kernels* de fótons espalhados lateralmente. E a distribuição de dose é obtida pela superposição de doses provenientes dos fótons e convoluções dos elétrons.

O modelo de cálculo do AAA compreende duas componentes principais: a configuração do algoritmo e do cálculo de dose. A configuração do AAA é baseada em Monte Carlo, e os parâmetros são ajustados através dos dados medidos clinicamente.

A configuração do algoritmo é utilizada para construir o espaço de fases, definindo o espectro de fluência e energia do feixe gerado por um equipamento de teleterapia específico, e suas propriedades de espalhamento em um meio equivalente a água.

Já o cálculo da dose de feixes clínicos é dividido em pequenos beamlets e o processo de convolução é aplicado, e a distribuição de dose final é obtida pela superposição da dose calculada pela convolução dos fótons e elétrons dos *beamlets* individuais.

Utilizando o exame de tomografia computadorizada, o volume a ser tratado é dividido em *voxels*, e um valor de densidade eletrônica é associada a cada um deles. Sendo assim, o cálculo de dose volumétrica é obtido pela divisão do volume do paciente em uma matriz tridimensional de *voxels*, e os *kernels* de dose são ponderados para a densidade real dos tecidos do paciente (*Varian Medical Systems, Reference Guide for Eclipse Algorithms*, 2005).

## 3.2.1.3 Acuros External Beam (Acuros XB)

O algoritmo *Acuros XB*, através de um método determinístico, resolve a equação de transporte de Boltzmann (ELTB), resultando em um cálculo de dose preciso. A ELTB é formada por um conjunto de duas equações que descrevem o transporte e as interações das partículas direta e indiretamente ionizantes ao percorrerem o meio. A fluência angular dos elétrons é obtida resolvendo a ELTB e a dose pode ser então calculada através da deposição de dose macroscópica dos elétrons e da densidade dos materiais. O efeito da heterogeneidade do meio é considerado diretamente, e é necessário o conhecimento correto do material onde o feixe interage (Hoffmann, 2012).

Em situações ideais, não considerando quaisquer aproximações, o cálculo de Monte Carlo, descrito a seguir, e o método determinístico convergem para os mesmos resultados, solucionando a ELTB. Entretanto, ambos os algoritmos necessitam de aproximações para executar um cálculo clínico, agilizando o tempo de cálculo.

23

Os algoritmos que solucionam através de um método determinístico a equação de transporte de Boltzmann discretizam as variáveis e são conhecidos como soluções baseadas em grades, GBBS (do inglês, *gridbased Boltzmann solvers*). E a discretização das variáveis em espaço, em ângulo e em energia resultam em erros sistemáticos dependentes do número de parâmetros utilizados (Hoffmann, 2012).

Como no AAA, o *Acuros XB* utiliza o modelo das fontes primárias, extra focal, contaminação de elétrons e de fótons espalhados em filtros do acelerador linear para gerar o feixe de radiação. E o cálculo de dose por este algoritmo é realizado através dos seguintes passos (*Varian Medical Systems, Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, 2014):

- Criar um mapa de materiais e transportar os componentes do modelo da fonte de fótons até o paciente;
- 2. Cálculo da fluência dos fótons espalhados no paciente;
- 3. Cálculo da fluência de elétrons espalhados no paciente;
- 4. Cálculo da dose.

Entre os passos 1 e 3, são obtidos os dados da fluência de elétrons em cada *voxel* do paciente. E, então, a dose é calculada a partir do passo 4 quer seja na água quer seja no meio. Ou seja, o *Acuros XB* apresenta duas maneiras para reportar a dose, tais como: dose em água e dose no meio. Quando a dose no meio é calculada, a fluência em energia é baseada nas propriedades de cada *voxel* do meio, e, quando a fluência em energia é baseada em água, a dose na água é apresentada como resultado do cálculo (Failla, 2014).

24

## 3.2.1.4 *iPlan® X-Ray Voxel Monte Carlo*

#### 3.2.1.4.1 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo (MC) é uma categoria de algoritmos computacionais que utiliza uma amostra randômica de uma distribuição de probabilidade conhecida para resolver problemas físicos e matemáticos complexos (Chetty *et al.*, 2007). Ou seja, o método utiliza um modelo estocástico e um gerador de números aleatórios para gerar a amostra da função de densidade de probabilidade que representa o processo físico do fenômeno a ser avaliado. Quando utilizado para transporte de radiação, esta ferramenta simula o transporte de partículas carregadas e não carregadas no meio. E, assim, um conjunto de histórias de partículas é apresentado, sendo resultado de uma sequência de eventos de cada uma delas, simulando quando uma partícula muda sua direção, podendo perder energia e gerar partículas secundárias.

Simulações de MC têm sido amplamente utilizadas para estudar e estimar grandezas dosimétricas como, por exemplo, a dose absorvida. Os dados obtidos são comparados aos dosímetros de referência, contribuindo para o entendimento dos fatores de perturbação gerados pelos dosímetros, quando estes são inseridos no meio de medidas, bem como da deposição de dose em meios não homogêneos, além do cálculo de distribuições de dose em simulações de tratamentos radioterápicos(Papaconstadopoulos, 2016).

O método MC é considerado como o método numérico acurado para estudos envolvendo radiação, e a qualidade dos resultados está diretamente relacionada com a exatidão do modelo de transporte e com as bibliotecas que contém os dados associados à seção de choque das partículas transportadas (ou seja, as seções de choque caracterizam a trajetória da partícula, o caminho percorrido entre eventos de interação sucessivos, a perda de energia e a deflexão angular de cada evento) (Rogers; Bielajew, 1990).

## 3.2.1.4.2 iPlan® RT Dose - X-Ray Voxel Monte Carlo

O cálculo de dose do SPC *iPlan®* é baseado no algoritmo *X-ray Voxel Monte Carlo* (XVMC) que consiste em três componentes principais: modelamento da fluência virtual (fonte de radiação), simulação completa da geometria por MC e o cálculo de dose no paciente.

O modelamento da fluência virtual é utilizado como fonte de radiação, modelando alguns componentes do cabeçote do acelerador linear (tais como: alvo, colimador primário e filtro aplainador), gerando assim fótons e elétrons espalhados de interações com o cabeçote. As partículas são então transferidas ao segundo componente, o modelo do sistema de colimação. Dependendo da configuração do campo de radiação, as partículas são absorvidas, espalhadas ou transmitidas sem interagir na colimação. O resultado dessas partículas é transferido ao paciente e a dose é então calculada. Neste terceiro processo, o transporte de radiação através da geometria do paciente é simulado e a distribuição de dose é realizada (*Brainlab, Monte Carlo Dose Algorithm, Clinical White Paper*, 2011).

# 3.3 Desafios de campos pequenos e o formalismo de medidas dosimétricas

## 3.3.1 Desafios de campos pequenos

Os desafios principais relacionados aos campos pequenos são: (1) ausência de equilíbrio de partículas carregadas; (2) gerador do feixe (oclusão da fonte e alteração do espectro do feixe de radiação); e (3) o tipo de detector utilizado nas medidas.

Com base nestas informações, um campo é considerado pequeno nas seguintes condições: a) os colimadores ocluem a fonte de radiação, interferindo no ponto em que se deseja medir, não sendo possível diferenciar a porção primária da radiação da região de penumbra, existindo uma sobreposição da penumbra ao feixe; b) o alcance dos elétrons secundários é grande comparado ao tamanho do campo. Quando tais condições existem, uma redução no fator *output*, ou intensidade do feixe, é observada, bem como um aumento na dimensão da penumbra, influenciando no tamanho de campo do feixe que se deseja medir, conforme é possível visualizar na Figura 3.2.



Figura 3.2 - Adaptada de Aspradakis *et al.* IPEM Report No. 103, 2010, representando as condições para campos pequenos, oclusão da fonte de radiação e sobreposição da penumbra, influenciando no tamanho de campo

A oclusão da fonte depende da geometria do cabeçote do equipamento de radioterapia (Chow *et al.*, 2005), e a falta de equilíbrio de partículas carregadas depende da energia do feixe e da densidade e composição do meio irradiado (Das *et al*, 2008). Quanto maior a energia do feixe, maior é o efeito para a falta de equilíbrio de partículas carregadas, e essa também é uma das razões pela qual os tratamentos de radiocirurgia são realizados com energias como Co<sup>60</sup> ou 6MV (Seuntjens *et al.*, 2003).

Em 1995, Li *et al.* propuseram uma equação que apresenta a relação entre a qualidade do feixe, TPR<sub>20,10</sub> (*Tissue Phantom Ratio*) e o raio mínimo necessário para se obter o equilíbrio de partículas carregadas, LEE (do inglês, *Lateral Electron Equilibrium*), sendo possível avaliar se uma determinada medida cumpre as condições de referência ou não.

$$r_{LLE}[g/_{cm^2}] = 5,973TPR_{20,10}(10) - 2.688$$
(3.11)

Equação 3.11 - Relação linear entre o alcance lateral de partículas carregadas e a qualidade do feixe de radiação, medido nas profundidades de 20 cm e 10 cm, sendo esta última a profundidade de referência, proposta por Li *et al.* (1995)

Sob condição de equilíbrio de partículas carregadas, o *KERMA* colisional é igual à dose absorvida, condição esta crucial para aplicação da teoria da cavidade e cálculo da dose em medidas dosimétricas utilizando a câmara de ionização. Conforme o tamanho de campo se torna menor ou comparável ao alcance dos elétrons gerados no meio, a condição de EPC não é mais satisfeita, tornando o cálculo de dose não exato.

Com as melhorias nos cálculos computacionais e simulações de Monte Carlo, o trabalho publicado por Papaconstadopoulos, 2016, contribuiu para a apresentação da relação atualizada entre o alcance das partículas carregadas, LCPE (do inglês, *Lateral Charged Particle Equilibrium*) e o TPR<sub>20,10</sub> no TRS-483 (IAEA, 2017):

$$r_{LCPE}\left[\frac{g}{cm^2}\right] = 8,369 \, TPR_{20,10}(10) - 4,382$$
 (3.12)

Sendo assim, para garantir a condição para o equilíbrio de partículas carregadas, o TRS-483 (IAEA, 2017) traz como recomendação a seguinte relação entre o tamanho de campo do feixe de irradiação e o detector utilizado:

$$FWHM \ge 2r_{LCPE} + d \tag{3.13}$$

29

Sendo, *FWHM*, a largura a meia altura do perfil do feixe na profundidade de referência (do inglês, *Full Width Half Maximum*); *r*<sub>LCPE</sub>, o alcance das partículas carregadas geradas no meio e *d*, a maior dimensão do detector utilizado.

Outro fator importante a ressaltar é com relação à definição do tamanho de campo. Em campos convencionais, este é definido como a distância que intercepta uma determinada curva de isodose, geralmente a de 50%, com relação ao plano perpendicular do feixe em uma distância fonte-superfície específica (Khan, 2010). Ou seja, uma aproximação é a largura à meia altura do perfil do feixe, *FWHM*, e tal aproximação pode não ser verdadeira para campos pequenos devido à redução na intensidade do feixe em sua porção central e à sobreposição da penumbra (Das *et al.*, 2008).

Além disso, a diminuição do tamanho de campo modifica o espectro de fluência dos fótons produzidos: quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe quando as medidas são realizadas na água (Benmakhlouf, *et al.,* 2014). A fluência de fótons que deixa o cabeçote do acelerador linear varia com o método de colimação e a fluência de partículas no ponto de medida varia com o tamanho do campo e profundidade em água, bem como ao detector utilizado, alterando assim a dose calculada (Yin *et al.* 2004).

O terceiro desafio, portanto, refere-se à influência do detector na medida dosimétrica. Ou seja, se a fluência de fótons no ponto de medida é perturbada ou modificada na presença do detector, este campo é considerado pequeno. Sendo assim, medidas dosimétricas de campos pequenos dependem do tamanho do detector com relação à dimensão do feixe. Recomenda-se que todas as medidas relacionadas a campos pequenos sejam realizadas com mais de um sistema de detector, conhecendo suas limitações, características, maneira correta de utilização, caracterização correta do detector, incluindo fatores de avaliação, tais como: dependência angular e energética, efeitos de perturbação, estabilidade (a sensibilidade pode ser prejudicada com a diminuição do detector), *volume averaging* (razão da resposta na porção central do detector com relação a todo seu volume), resolução espacial, equivalência em água, linearidade com a dose e/ou sua dependência com esta e custo do detector (Aspradakis *et al.*, 2010). E, por fim, para utilizar as medidas apresentadas por um detector, devem ser consideradas as possíveis perturbações e correções adequadas.

Para lidar com tais situações, autores como Sauer, 2007, e Seuntjens et al., 2003, publicaram comparações entre dados medidos com campos pequenos para diversos detectores e apresentados por simulação Monte Carlo. Após validar os dados obtidos por simulação (ou seja, o método Monte Carlo deve ser verificado com relação aos parâmetros de modelagem do feixe, tais como, tamanho da fonte e energia), esses resultados auxiliaram na investigação dos fatores de correção para os detectores utilizados nas medidas, no cálculo de quantidades dosimétricas em condições ideais e na razão dos poderes de frenagem (grandeza diretamente relacionada à dose absorvida no meio de acordo com a teoria da cavidade) como função do tamanho de campo e energia do feixe, mostrando-se, assim, uma ferramenta extremamente importante para estudos com campos pequenos.

#### 3.3.2 Formalismo de dosimetria em campos pequenos

Para equipamentos convencionais e campos não estreitos, as medidas dosimétricas seguem os padrões de referência do TRS-398 (IAEA, 2000), ou seja, especificação da qualidade do feixe, determinação de dose absorvida em água, valores de  $k_{Q,Q0}$ , calibração cruzada entre câmaras de ionização, entre outros.

A dose absorvida em água, seguindo o formalismo do TRS-398, é dada por:

$$D_w = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} (3.14)$$

Sendo,  $M_Q$ : leitura na profundidade de referência,  $z_{ref}$ , corrigida para  $k_{TP}$ ,  $k_{elec}$ ,  $k_{pol}$ ,  $k_s$ , fatores de correção relacionados a variações em temperatura e pressão, ao eletrômetro utilizado no momento da medida com relação ao de calibração e a fatores de polarização e saturação da câmara;  $N_{D,w,Qo}$ , coeficiente de calibração para a referência em energia  $Q_o$  e  $k_{Q,Qo}$ , o fator de correção relacionado a qualidade do feixe.

Em 2008, Alfonso *et al.* publicaram o formalismo com recomendações para dosimetria de campos pequenos e campos de tratamento não convencionais (ou equipamentos que não apresentam campo de referência 100 mm x 100 mm, como, por exemplo, *Gamma Knife®* ou *CyberKnife®*) para a determinação da dose absorvida em água utilizando câmara de ionização,

31

conforme apresentado na Figura 3.2. Nesta proposta, o detector é calibrado em um campo de referência convencional e então o coeficiente de calibração é utilizado para estabelecer a dose absorvida em água em um campo de referência de categoria específica, *pcsr* (do inglês, *plan-class specific reference field*), e pode ser específico para uma modalidade de tratamento, por exemplo, a técnica de IMRT. E, para campos estáticos, o conceito de um campo específico para a máquina de tratamento, *msr* (do inglês, *machine-specific reference field*), é introduzido, ou seja, o conceito de *msr* é utilizado em equipamentos que não apresentam o campo de referência convencional (Figura 3.3).



Figura 3.3 - Representação esquemática, adaptada de Alfonso *et al.* (2008), como proposta para dosimetria de campos pequenos

Outros conceitos relevantes são:

- *f<sub>ref</sub>* refere-se ao campo de referência convencional, para o qual o coeficiente da calibração da câmara de ionização em termos de dose absorvida em água é fornecido pelo laboratório de calibração, e Q é a qualidade do feixe para f<sub>ref</sub>.
- *f<sub>msr</sub>* refere-se ao campo de referência específico da máquina, e pode ser substituído pelo campo convencional, caso este seja possível no equipamento.
- *f<sub>clin</sub>* refere-se ao tamanho de campo clínico utilizado por um plano específico de tratamento, e *Q<sub>clin</sub>*, refere-se à qualidade do feixe neste campo utilizado clinicamente. E o tamanho de campo equivalente é dado por *s<sub>clin</sub>*, sendo este a resultante entre as componentes transversal e radial do feixe.

Por meio destes conceitos, o novo formalismo é divido em dosimetria de referência (A) e dosimetria relativa (B) (IAEA, 2017).

A. Para um feixe de qualidade  $Q_{msr}$ , e campo de referência,  $f_{msr}$ , a dose absorvida em água,  $D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ , na profundidade de referência é dada por:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}} N_{D_w,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr,f_{ref}}}$$
(3.15)

O fator  $k_{Q_{msr},Q}^{fmsr,fref}$ , refere-se à diferença em dose-resposta entre o campo de referência e o campo *msr* medido e é função da qualidade do feixe, apresentando valores diferentes para equipamentos com ou sem filtro aplainador. Os demais fatores da equação são equivalentes aos definidos no TRS-398 (equação 3.14).

B. Em um feixe clínico, Q<sub>clin</sub>, e tamanho de campo clínico, f<sub>clin</sub>, a dose absorvida em água, D<sup>f<sub>clin</sub><sub>w,Q<sub>clin</sub></sub>, em um ponto de referência é dada por:
</sup>

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$$
(3.16)

Sendo,  $\Omega_{Q_{clin}, f_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ , o fator que converte a dose absorvida em água do campo específico de referência da máquina,  $f_{msr}$ , para a dose absorvida no campo clínico,  $f_{clin}$ . Este fator é dado por:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$$
(3.17)

em que,  $\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}$ , a razão entre as leituras do campo clínico pelo de referência

específico, e,  $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ , o fator de correção do fator *output* para campos colimados, e é dependente do tamanho de campo e do detector utilizado na medida. Ou seja,  $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ , é o fator *output* definido no novo formalismo, e este dá-se pela razão entre as leituras do detector multiplicado por um fator de correção (IAEA, 2017).

Se o fator *output* for determinado com o auxílio de um campo intermediário,  $f_{int}$ , utilizando dois detectores, por exemplo, uma câmara de ionização (CI) para os campos em que seja possível respeitar as condições para a realização das medidas, não sendo condições de não referência (ou seja, o campo deve ser maior que o detector em pelo menos a distância de  $r_{LCPE}$ ), e um diodo (det) para os campos menores que  $f_{int}$ , limitando o efeito da dependência energética, o fator *output* será definido da seguinte maneira (Azangwe *et al*, 2014):

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} \cdot k_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}}\right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{int},Q_{msr}}^{f_{int},f_{msr}}\right]_{CI}$$
(3.18)

Todos os termos desta equação já foram definidos no texto desta seção.

### 3.3.3 Detectores

Com relação aos detectores utilizados para dosimetria em equipamentos de teleterapia, há disponível comercialmente uma grande variedade de detectores. Estes incluem câmaras de ionização, diodos, diamantes sintéticos, filme radiocrômico, cintiladores plásticos, MOSFET, dosimetria em gel, entre outros. Cada um dos detectores apresenta algumas características que os fazem adequados para serem utilizados em condições de não referência, tais como, em campos pequenos e em fluências moduladas, como os campos de IMRT.

As câmaras de ionização, detectores fundamentais tanto em dosimetria absoluta quanto em dosimetria relativa, apresentam um volume sensível preenchido com gás (geralmente o ar) entre dois eletrodos conectados a uma diferença de potencial (na faixa de 100 V a 800 V). Quando o detector é irradiado, pares de íons são criados no volume da câmara: esses pares de íons, através da aplicação do campo elétrico correspondente, são atraídos pelo eletrodo coletor, gerando assim uma corrente elétrica que pode ser medida com o auxílio de um eletrômetro.

As câmaras de ionização de volume pequeno apresentam uma resposta em energia adequada para fótons de baixa energia, bem como resposta direcional uniforme. Além disso, não apresentam dependência com a taxa de dose. Porém, parâmetros tais como cabo e haste da câmara de ionização devem ser verificados quando irradiados, bem como o efeito de polaridade deve ser aferido e corrigido sempre que necessário (IAEA, 2010).

Já as microcâmaras apresentam um efeito de volume menor, porém sua sensibilidade é reduzida, ou seja, a corrente de fuga, valor de coleção de carga sem a presença do campo de radiação, pode ter um valor significativo. Neste caso, é importante aplicação do fator de correção correspondente a esta grandeza de influência. Além disto, é necessário a avaliação da influência do efeito do cabo de conexão entre a câmara de ionização e o eletrômetro na medida, quando utilizado em campos grandes (IAEA, 2017).

Já os diodos de silício são materiais semicondutores, e o processo de fabricação, em geral, refere-se à dopagem do substrato de silício puro para se tornar do tipo *n* ou *p*: quando uma camada é associada a outra com impurezas opostas, formam assim a junção *p-n*. Uma região de alto gradiente de cargas e campo elétrico elevado é então criada, sendo denominada de região de depleção (Zhu, 2009). Esta região nos detectores de silício varia em tamanho, porém podem ser encontradas com espessuras na faixa de 50 e 60 µm e 1 ou 2 mm de largura.

Como características, esses detectores apresentam efeito de volume menor nas medidas dosimétricas, porém a dependência angular é um

36

importante fator de influência nas medidas. Isto se deve à sua construção e materiais utilizados.

Os diodos de silício apresentam uma maior resposta para fótons de baixa energia se comparados às câmaras de ionização, devido às diferenças entre os coeficientes de absorção mássico de energia do silício e da água para energias de keV (Zhu, 2009).

Os diodos são classificados como blindados e não blindados (ou de elétrons), ou seja, os diodos blindados apresentam uma camada de tungstênio para absorver os fótons espalhados de baixa energia. Já os diodos não blindados não apresentam tal blindagem, absorvendo também fótons de energias menores. Porém, a presença deste material de número atômico alto, aumenta a fluência dos elétrons secundários no detector, e, devido ao maior coeficiente de absorção em energia do tungstênio, aumenta a resposta para feixes de baixa energia, gerando uma "super-resposta". Ou seja, a resposta dos diodos blindados é dependente das mudanças de tamanho de campo, bem como profundidade de medida (Eklund, 2010). E, por isso, o TRS-483 traz como recomendação a utilização de diodos não blindados ou estereotáxicos para a avaliação da dose absorvida em campos pequenos.

Comparando os diferentes detectores, as câmaras de ionização podem não se mostrar adequadas para situações de altos gradientes de dose e em fluências moduladas, além de apresentarem efeito de volume em medidas de varredura do feixe, bem como a falta de equilíbrio de partículas carregadas em seu volume sensível. Sendo assim, estes fatores podem comprometer sua leitura em se tratando de dosimetria de campos pequenos (Aspradakis *et al.*, 2010).

Martens e colaboradores em 2000 mostraram bons resultados para câmaras de volume pequeno quando utilizadas em campos menores que 20 mm. A câmara *pin point*, ou câmara de volume pequeno, foi comparada com uma câmara de placas paralelas, *Markus*, e ao detector de diamante para medidas de perfis de feixe e de valores de fator *output*. E a câmara *pin point* apresentou um resultado de penumbra maior. Além disso, em 2002, Lee *et al.* analisaram a resposta da câmara de placas paralelas para resultados de perfis, porcentagem de dose em profundidade (PDP) e valores do fator *output*, e estes foram comparados com diodos. Como resultado, para fator *output* de campos menores que 25 mm, os valores da câmara necessitariam de fatores de correções adicionais. Em 2003, Laub e Wong mostraram resultados mais compatíveis para campos pequenos e de IMRT e detectores com uma maior resolução espacial, tais como o diamante e o filme radiocrômico.

Sendo assim, tem-se que os detectores de estado sólido apresentam vantagens em medidas dosimétricas relativas com relação à câmara de ionização, em particular devido à sua maior sensibilidade, o que permite serem confeccionados em dimensões menores. Como consequência, os detectores de estado sólido são utilizados quando é requerida uma resolução espacial alta em medidas relativas se comparados aos resultados das câmaras de ionização, conforme mostrado por Yin e colaboradores em 2004.

Esses autores aplicaram a teoria da cavidade em diodos de silício para avaliar sua resposta em medidas de fatores *output*. Foram necessários inúmeros cálculos numéricos e simulação de Monte Carlo para propor uma modificação da teoria de cavidade de Burlin com o objetivo de lidar com o espectro de fótons primários e espalhados separadamente, e a aplicação destes cálculos tinham como objetivo determinar os fatores de correção para medidas com detectores de diodos em 6 e 15 MV. Sem os valores de correções adequados, os diodos não blindados superestimam a dose em profundidade em até 15% para 6 MV. Portanto, o modelo prediz que este efeito apresente valores em torno de ± 1% para ambas as energias quando os fatores de correções são aplicados.

Com base no formalismo proposto por Alfonso *et al.* e nas dificuldades experimentais existentes em dosimetria de campos pequenos, diversos autores propuseram simulação de Monte Carlo como uma ferramenta recomendada na busca pelos fatores de correções adequados, pois o método representa um dosímetro "ideal", simulando assim a deposição de energia por partícula em um dado material (Francescon, 2008; Francescon, 2011).

Benmakhlouf *et al.* (2014) e Francescon *et al.* (2014) apresentaram resultados detalhados para os valores de  $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$  para diferentes detectores. O primeiro trabalho foi baseado em simulação de Monte Carlo e medidas experimentais com nove diferentes detectores em máquinas Varian (entre eles, diodos blindados, não blindados e estereotáxico; câmaras de ionização *pin point* e câmara líquida e detector de diamante). Como

resultado, o trabalho mostra uma dependência do modelo do detector com relação ao tamanho de campo, e que os resultados de correções não são desprezíveis, podendo apresentar até 5 % de correção. Já o segundo trabalho, foi realizado em máquinas Siemens e Elekta, e com diferentes detectores (câmaras de volume pequeno, diodos e micro diamante). Os resultados indicaram que todos os detectores analisados podem ser utilizados para determinação de  $\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ , desde que os fatores de correção também sejam aplicados corretamente. E esses foram obtidos por simulação de Monte Carlo. Em 2014, Francescon e colaboradores avaliaram a habilidade de diferentes detectores em medirem adequadamente parâmetros dosimétricos, tais como: PDP, TMR (Tissue Maximum Ratio) e perfis de pequenos feixes em água para o CyberKnife<sup>®</sup>, Accuray. Foram utilizados diferentes detectores (cintilador Exradin W1, diodo estereotáxico e câmaras pin point). Comparado aos resultados de simulação Monte Carlo, os diodos estereotáxicos se mostraram uma boa alternativa de detectores para PDP e TMR, apresentando correspondência dentro de 2 % aos dados simulados. Já as microcâmaras apresentaram um aumento no sinal da PDP guando comparada aos demais detectores, podendo chegar a valores necessários de correção maiores que 5 % com o aumento da profundidade, e esse efeito é maior quando o eixo da haste da câmara está posicionado perpendicular ao feixe.

40

## 3.3.4 Efeito de média volumétrica (Volume Averaging)

Dentre os fatores necessários para a aquisição correta dos dados dosimétricos de campos pequenos, torna-se importante avaliar a dose absorvida em água no ponto de referência sem a presença do detector e a média de dose absorvida no volume sensível do detector (ainda na ausência deste), fator este de correção denominado de média volumétrica. Isso devese ao fato de que o detector não apresenta uma dimensão infinitesimal, mas sim um volume significativo, podendo influenciar na medida dependendo da dimensão do campo em que se deseja medir, e ou regiões de alto gradiente de dose. Sendo assim, o resultado apresentado pelo detector deve ser corrigido para uma média de sinal em todo o seu volume sensível (Aspradakis, 2010).

Diversos estudos foram desenvolvidos com o objetivo de demonstrar o efeito volumétrico gerado pelos detectores nas medidas dosimétricas. Inicialmente, Brahme (1981) utilizou uma expressão analítica para correções de distribuição de dose medida para detector de placas paralelas. Rice e colaboradores (1987) também investigaram os efeitos das dimensões das câmaras de placas paralelas em perfis de campos pequenos. Em seguida, para os modelos de detectores cilíndricos, os estudos foram baseados na extrapolação do tamanho do detector para um valor nulo, e, utilizando o método de deconvolução, a função resposta do detector era aproximada para um modelo simples, proporcional ao quadrado do raio do detector (Sibata, 1991; Higgins, 1995). Com o desenvolvimento dos equipamentos e a utilização cada vez mais frequente dos feixes sem a presença do filtro aplainador, FFF (do inglês, *Flattening Filter Free*), Kawachi e colaboradores em 2008 analisaram uma região de *plateau* apresentada por feixes de 6 MV FFF que se mostrava inadequada. Ou seja, considerando que a leitura do dosímetro representa a carga coletada em todo o volume do detector, em situações em que o feixe não é plano, a falta de exatidão em sua resposta pode ser predita por uma função erro baseada no tamanho do detector e no perfil do feixe gerado por ele.

Sendo assim, o fator de média volumétrica pode ser derivado a partir da integral da distribuição de dose tridimensional em um objeto simulador de água sobre o volume do detector, conforme a seguinte expressão:

$$k_{vol} = \frac{\iint_A dxdy}{\iint_A OAR(x,y)dxdy}$$
(3.19)

Sendo, *x* e *y*, as coordenadas ortogonais com relação ao eixo central; *A*, projeção da área do volume sensível da câmara no plano ortogonal do feixe e OAR(x,y), razão *off-axis* ou perfil lateral medido em uma determinada profundidade e normalizado para o valor do eixo central.

Para detectores planares, como por exemplo, câmara de ionização de placas paralelas, diodos e diamante, esta integral pode ser simplificada para uma distribuição bidimensional do perfil lateral do feixe sobre a área sensível do detector voltado para o campo de radiação. Nos casos das câmaras de ionização cilíndricas, a integral deve incluir uma função peso que representa a extensão da cavidade de ar ao longo do eixo do feixe como função das

coordenadas laterais deste. Sendo assim, a equação geral para o cálculo do fator de média volumétrica é dada por:

$$k_{vol} = \frac{\iint_A w(x,y) dx dy}{\iint_A w(x,y) OAR(x,y) dx dy}$$
(3.20)

Sendo w(x,y), a função peso que representa a extensão da cavidade de ar da câmara de ionização ao longo do eixo do feixe (*z*) como função das coordenadas laterais (*x* e *y*), e, dependendo do modelo utilizado para representar a câmara de ionização, a função peso assume diferentes expressões, conforme a Figura 3.4.



Figura 3.4 - Ilustração (não em escala) para quatro modelos considerados para o cálculo do fator de correção de média volumétrica para uma câmara de ionização cilíndrica em um feixe FFF. (A) Detector em formato de linha e comprimento de 2,3 cm; (B) cilindro de 2,3 cm de comprimento e 0,6 cm de diâmetro; (C) cilindro de 2,3 cm de comprimento, 0,6 cm de diâmetro e acabamento cônico de 0,18 cm de comprimento; (D) mesmas dimensões de (C), porém apresentando eletrodo central de 2,12 cm de comprimento e 0,11 cm de diâmetro (TRS-483, IAEA, 2017)

Para os modelos apresentados na Figura 3.4, e conforme descritos no TRS-483 (IAEA, 2017), as funções peso podem ser calculadas através das seguintes relações:

a) 
$$w(x, y) = 1$$
,  $-L/2 \le y \le L/2 \ e \ x = 0$  (3.21)

b) 
$$w(x, y) = \sqrt{R^2 - x^2}$$
,  $-L/2 \le y \le L/2 \ e \ x \le R$  (3.22)

$$C) \begin{cases} w(x,y) = \sqrt{R^2 - x^2}, & -L/2 \le y < L_{ce} - L/2 \ e \ x \le R \\ w(x,y) = \sqrt{R^2 (\frac{(y-L/2)}{(L_{ce}-L)})^2 - x^2}, & L_{ce} - L/2 \le y \le L/2 \ e \ x \le R \frac{y-L/2}{L_{ce}-L} \end{cases}$$
(3.23)

$$d) \begin{bmatrix} w(x,y) = \sqrt{R^2 - x^2} - \sqrt{R_{ce}^2 - x^2}, & -L/2 \le y < L_{ce} - L/2 \ e \ x < R_{ce} \\ w(x,y) = \sqrt{R^2 - x^2}, & -L/2 \le y < L_{ce} - L/2 \ e \ R_{ce} \le x \\ w(x,y) = \sqrt{R^2 (\frac{(y-L/2)}{(L_{ce}-L)})^2 - x^2}, & L_{ce} - L/2 \le y \le L/2 \ e \ x \le R \frac{y-L/2}{L_{ce}-L} \end{aligned}$$
(3.24)

E w(x,y) assume valor nulo para qualquer ponto em uma posição não definida nas equações de 3.21 a 3.24.

Conforme apresentado no novo protocolo, TRS-483 (IAEA, 2017), através da análise de diversos perfis laterais para diferentes equipamentos de teleterapia, foi possível construir uma relação entre o fator de média volumétrica e comprimento da cavidade da câmara (exceto para *CyberKnife®*), conforme apresentado na expressão abaixo:

$$(k_{vol})_Q^{fref} = 1 + (6.2 \times 10^{-3}. \text{TPR}_{20,10}(10) - 3.57 \times 10^{-3}).(\frac{100}{SDD})^2.L^2$$
(3.25)

Sendo *L*, o comprimento da câmara em cm e SDD, a distância fontedetector em cm. E esta expressão é válida para detectores de até 2,4 cm.

Objetivos	45

4 Objetivos

## **4 OBJETIVOS**

## 4.1 Objetivo geral

Implementar medidas dosimétricas baseadas no formalismo de dosimetria para campos pequenos, TRS-483, utilizando diferentes detectores; analisar os algoritmos de cálculo de dose para campos pequenos ou modulados.

# 4.2 Objetivos específicos

- Caracterizar os diferentes detectores (diodos e câmara de ionização), e comissionar os feixes de radiação para as condições de não-referência - dosimetria de campos pequenos - de acordo com o novo formalismo da IAEA (IAEA, 2017).
- Análise do efeito de média volumétrica dos perfis para feixe de 6
   MV em situação de campos pequenos.
- Analisar o impacto do algoritmo de cálculo de dose na condição de campos pequenos.

5 Metodologia

# **5 METODOLOGIA**

# 5.1 Equipamentos utilizados

# 5.1.1 Detectores

Os detectores utilizados neste trabalho foram dois diodos de silício não blindados e duas câmaras de ionização de volume pequeno, todos eles do fabricante IBA Dosimetry (Schwarzenbruck, Alemanha) e apresentam as seguintes características, conforme mostrado na Tabela 5.1.

	dos	simétricas			para modidad
Modelo	Тіро	Diâmetro da região de área ativa (mm)	Espessura de área ativa (mm)	Ponto efetivo de medida (mm)	llustração dos detectores
Razor	Diodo	0,60	0,02	0,80	
EFD	Diodo	2,00	0,08	0,90	
		Volume da		Deie de	
		Volume da	cavidade (mm)	cavidade (mm)	
		Volume da Cavidade (cm <sup>3</sup> )	Comprimento da cavidade (mm) Comprimento do eletrodo central (mm)	Raio da cavidade (mm) Raio do eletrodo central (mm)	
	Câmara	Volume da Cavidade (cm <sup>3</sup> )	Comprimento da cavidade (mm) Comprimento do eletrodo central (mm) 3,60	Raio da cavidade (mm) Raio do eletrodo central (mm) 1,00	
CC01	Câmara de ionização	Volume da Cavidade (cm <sup>3</sup> ) 0,01	Comprimento da cavidade (mm) Comprimento do eletrodo central (mm) 3,60 2,60	Raio da cavidade (mm) Raio do eletrodo central (mm) 1,00 0,18	
CC01	Câmara de ionização Câmara	Volume da Cavidade (cm <sup>3</sup> ) 0,01	Comprimento da cavidade (mm) Comprimento do eletrodo central (mm) 3,60 2,60 5,80	Raio da cavidade (mm) Raio do eletrodo central (mm) 1,00 0,18 3,00	

Tabela 5.1 - Características dos detectores utilizados para medidas

Fonte: Field Detectors EFD, PFD, SFD e RFD Technical Description. User's Guide. IBA Dosimetry, 2014.

Foi utilizado o eletrômetro IBA-DOSE1, número de série 10675, (*IBA Dosimetry*) conectado aos detectores, para a coleta do sinal gerado por eles. Para os dados de varredura automática 3D, foi utilizado o sistema de detector integrado ao *software* de escaneamento automático do *Blue Phantom (IBA Dosimetry)*.

# 5.1.2 Objeto Simulador

Para a caracterização dos detectores, e para medidas de fator *output*, foram utilizados um objeto simulador de água, nas dimensões 30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup>, e adaptadores adequados para a correta conexão dos detectores, conforme apresentado na Figura 5.2.



Figura 5.2 - Objeto simulador utilizado para a caracterização dos detectores e medidas de fator *output* do feixe de radiação

Para as medidas de porcentagens de dose profundas (PDP) e perfis de dose, foram utilizados um objeto simulador com mecanismo de varredura automático 3D, denominado *Blue Phantom* (*IBA Dosimetry*), de dimensão de 675 mm x 645 mm x 560 mm e extensão de escaneamento de 480 mm x 480 mm x 410 mm, associado ao software *Omni Pro Accept* (*IBA Dosimetry*), versão 7.4, conforme é apresentado na Figura 5.3.



Figura 5.3 - Objeto simulador utilizado nas medidas de varredura do feixe de radiação

# 5.1.3 Equipamentos de teleterapia

As medidas para caracterização dos detectores foram realizadas no equipamento 2100 CD, Varian, do Instituto de Radiologia (Inrad) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP), utilizando o feixe de fótons de energia 6 MV. Já as demais medidas, referentes a este trabalho, foram realizadas nos equipamentos 6 EX, Varian, também do Instituto de Radiologia (Inrad) e no 2100 CD, ambos utilizando um feixe de 6MV.

Com o objetivo de comissionar os sistemas de planejamento computadorizados, utilizados para o cálculo automático de distribuição de dose dos feixes gerados pelos diferentes equipamentos de teleterapia disponíveis no Hospital das Clínicas de São Paulo, as medidas de varredura (porcentagem de dose em profundidade e perfis dos feixes), bem como os valores para o cálculo do fator *output* foram realizadas nos aceleradores lineares supra-citados.

## 5.2 Procedimento experimental

## 5.2.1 Medidas experimentais com os diferentes detectores

Os diodos foram posicionados na posição vertical no seu ponto efetivo de medida, conforme as orientações do fabricante. Já as câmaras de ionização foram posicionadas paralelas à superfície da água (IAEA, 2017).

Para a caracterização dos detectores, foi utilizado um objeto simulador de água, com dimensões 30 cm x 30 cm x 30 cm, eletrômetro IBA-DOSE1 (número de série 10675). Para os diodos, não foi aplicada nenhuma tensão de polarização, de acordo com a recomendação do fabricante. Já para as câmaras de ionização, foram utilizadas tensões nominais de -300, - 150 (para avaliar o efeito da recombinação iônica) e +300 V (para determinar o efeito de polaridade da câmara), nas condições de referência do feixe: feixe de fótons de 6 MV, distância fonte-superfície de 100 cm e profundidade de 10 cm, conforme Figura 5.4 (IAEA, 2017).



Figura 5.4 - Configuração de medidas para caracterização dos detectores e fator *output* 

Com as medidas realizadas em uma taxa de dose de 400 cGy/min, um tamanho de campo 100 mm x 100 mm, a uma profundidade 10 cm e unidade monitora variando entre 1 e 700, analisaram-se os parâmetros de linearidade com a dose para os diferentes detectores.

A dependência com a taxa de dose foi investigada variando-se as taxas entre 100 e 600 UM/min, e para os campos entre 20 mm x 20 mm e 200 mm x 200 mm. Esses diferentes tamanhos de campo foram investigados, pois apresentam-se adequados para todos os detectores, quando em se tratando de medidas absolutas, segundo o TRS-483 (IAEA, 2017). Para campos menores que 20 mm x 20 mm, a câmara de ionização CC13, por exemplo, não seria adequada, inviabilizando a comparação entre
as medidas. Desta forma, os resultados foram normalizados para a taxa de dose de 400 UM/min, visto que este valor é o mais comumente utilizado na rotina clínica dos tratamentos.

O mesmo *setup* de medidas acima foi utilizado para a aquisição dos dados para o cálculo do fator *output*. Os tamanhos de campo variaram entre 5 x 5 mm e 100 mm x 100 mm, 400 UM/min e 100 unidades monitoras (IAEA, 2017).

Não foi feita nenhuma avaliação em termos de dependência energética, pois em todas as medidas utilizou-se apenas o feixe de fótons de 6 MV. Isto deve-se ao fato de que considerando a razão entre dose na água e *KERMA* colisional em condição de campos pequenos, quanto menor a energia do feixe, mais próxima do valor unitário apresenta-se esta relação, garantindo assim o equilíbrio de partículas carregadas em um determinado volume, e o cálculo correto da dose no meio (Papaconstadopoulos, 2016).

Para as porcentagens de dose em profundidade e os perfis de dose, foi utilizado o objeto simulador de escaneamento automático, conforme Figura 5.3, e foram medidos os campos 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm, mantendo-se a distância fonte-superfície em 100 cm. Para os campos menores, foram realizadas medidas ponto a ponto na seguinte condição de medida: passo de 0,5 mm para o campo 5 mm x 5 mm; 0,7 mm para o campo 10 mm x 10 mm; e 1,0 mm para o campo 20 mm 20 mm. O tempo de integração empregado foi de 1 segundo e velocidade de deslocamento do detector de 5 mm/s, aumentando assim a resolução das medidas, e os perfis foram adquiridos nas direções transversal (ou *crossline*) e radial (ou *inline*). Para os campos maiores, foram realizadas medidas em modo contínuo, com uma câmara de ionização localizada na borda do campo a fim de ser empregada como câmara de referência, e a velocidade de deslocamento do detector foi de 5 mm/s (Wuerfel, 2013).

Para os perfis de dose, foram realizadas medidas em duas profundidades, 15 mm e 100 mm, sendo estes valores de profundidades também obrigatórios em se tratando do comissionamento dos sistemas de planejamento computadorizados. Para as PDP, os detectores foram deslocados no sentido de varredura, iniciando em profundidades maiores e terminando na superfície da água, a fim de minimizar o efeito de menisco da água. Estes dados foram utilizados para análise da resposta dos diferentes detectores com relação aos parâmetros do feixe, tais como: profundidade de dose máxima, porcentagem de dose em 100 e 200 mm de profundidade e dimensão do tamanho de campo radiativo, e efeito de média volumétrica, já que quanto maior o efeito do detector, mais tal efeito pode influenciar nas medidas. Por último, foram realizadas as medidas requeridas para o comissionamento dos sistemas de planejamento, conforme descritas a seguir.

## 5.2.2 Medidas referentes ao comissionamento dos sistemas de planejamento computadorizados (SPC)

Os algoritmos utilizados no cálculo de dose foram baseados na disponibilidade dos mesmos no complexo HC-FMUSP. E cada algoritmo

apresenta um conjunto de dados dosimétricos específico, recomendado pelo fabricante, para que este realize o cálculo da distribuição de dose em um determinado meio.

Para o sistema *Eclipse®*, Varian, foram medidos os perfis dos campos 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm e 20 mm x 20 mm em cinco profundidades diferentes (15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm e 300 mm respectivamente), e a PDP referentes a estes mesmos tamanhos de campos. Além destas medidas, o sistema de planejamento requer dados para os campos grandes (campos convencionais de tratamento). Tal determinação é imprescindível para a validação dos resultados obtidos no presente trabalho de acordo com o protocolo de medidas TRS-398 (IAEA, 2000).

Já para o sistema *iPlan*<sup>®</sup> (Brainlab AB, Munique), as medidas de perfis e PDP devem ser realizadas considerando os arquivos de multilâminas (MLC) fornecidos pelo fabricante. Sendo assim, os valores a seguir referem-se ao tamanho conformado pelo MLC e, em seguida, com relação a abertura do colimador. As percentagens de dose em profundidade foram realizadas para os campos 6 mm x 6 mm (8 mm x 8 mm); 12 mm x 12 mm (14 mm x 14 mm); 18 mm x 18 mm (20 mm x 20 mm); 24 mm x 24 mm (26 mm x 26 mm); 30 mm x 30 mm (32 mm x 32 mm) e 42 mm x 42 mm (44 mm x 44 mm). E os perfis necessários no caso em que o meio em questão é a água referem-se apenas aos perfis diagonais do maior tamanho de campo e perfis no ar em tamanhos maiores que 18 mm x 18 mm. Não sendo requerido, portanto, uma avaliação complementar para condição de campos não padrões.

5.3 Análise dos dados iniciais obtidos e escolha do detector para realização das medidas de comissionamento dos sistemas de planejamento computadorizados

A partir dos dados obtidos com os diodos não blindados e estereotáxico (EFD e *Razor*), e da câmara de ionização CC01, foi realizada uma análise dos perfis da valor da largura a meia altura de cada uma das curvas, bem como avaliação das curvas de PDP para alguns pontos relevantes, tais como: profundidade de máxima dose, porcentagem de dose em 100 e 200 mm de profundidade.

Além disso, foi realizado a análise do efeito de média volumétrica para os campos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm nos perfis medidos por estes detectores.

#### 5.4 Análise do efeito de média volumétrica (Volume Averaging)

Para o cálculo do efeito de média volumétrica, a dimensão dos detectores utilizados e os perfis laterais de feixes medidos são necessários, conforme descrito no item 3.3.4. Para ser possível a utilização dos perfis, foi feita uma aproximação das medidas, utilizando o programa gráfico *Origin*, versão 7.0, para uma distribuição gaussiana e os dados de origem, variância e amplitude foram coletados para cada um dos perfis medidos. A função peso, parâmetro importante para as câmaras de ionização, também foi possível descrever baseada nos parâmetros acima citados.

Foi então desenvolvido um programa em *Scilab*, versão 3.0 (*software* científico para computação numérica), para os cálculo do efeito de média volumétrica, considerando os dados obtidos dos perfis dos feixes dos tamanhos de campo 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e as diferentes situações da função peso, w(x,y), dependendo da geometria do detector que se deseja aproximar (detector em formato de linha, cilindro, cilindro com eletrodo central e o diodo em formato circular), conforme é possível identificar na Figura 5.5.



Figura 5.5 - Modelos utilizados para o cálculo do efeito de média volumétrica para a câmara CC01 (situações A, B e C) e diodo (D), adaptado de IAEA, 2017

Para os modelos de detectores apresentados na Figura 5.5, as funções peso descritas nas equações 3.21 a 3.24 foram ajustadas para esta situação (utilização de câmara de volume pequeno e diodo) e podem ser calculadas através das seguintes relações (Seuntjens, 2015):

A: 
$$w(x, y) = 1$$
,  $-\frac{L}{2} \le y \le \frac{L}{2} e x = 0$  (5.1)

B: 
$$w(x, y) = \sqrt{R^2 - x^2}$$
,  $-\frac{L}{2} \le y \le \frac{L}{2} e x \le R$  (5.2)

$$C w(x,y) = \sqrt{R^2 - x^2} - \sqrt{R_{ce}^2 - x^2}, \qquad -\frac{L}{2} \le y \le \frac{L}{2} - \operatorname{Re} x < R_{ce}$$
(5.3)  

$$w(x,y) = \sqrt{R^2 - x^2}, \qquad -\frac{L}{2} \le y < \frac{L}{2} - \operatorname{Re} R_{ce} \le x$$
  

$$w(x,y) = \sqrt{2R(y - \frac{L}{2}) - (y - \frac{L}{2})^2 - x^2}, \qquad \frac{L}{2} - R \le y \le \frac{L}{2} e x \le \sqrt{2R(y - \frac{L}{2}) - (y - \frac{L}{2})^2}$$

w(x, y) = 0 para quaisquer outros pontos em se tratando de câmara de ionização.

D: 
$$w(x, y) = 1$$
,  $x^2 + y^2 \le R^2$  (5.4)

w(x, y) = 0 para quaisquer outros pontos considerando os diodos.

É válido ressaltar que o TRS-483 (IAEA, 2017) apresenta os resultados publicados apenas para os campos de referência (100 mm x 100 mm) em feixes sem filtro aplainador e ressalta a importância em se analisar o efeito de média volumétrica para campos pequenos e medidos por diferentes detectores. Sendo assim, este trabalho apresenta como proposta uma análise do efeito de média volumétrica dos detectores utilizados (câmara de ionização e diodos) para condição de campos pequenos.

# 5.5 Cálculo de perfis e porcentagem de dose em profundidade nos sistemas de planejamento computadorizados (SPC)

Com o objetivo de comparar os dados gerados pelos diferentes algoritmos de cálculo de dose, foram criados objetos simuladores homogêneos nos sistemas de planejamento *Eclipse<sup>®</sup>* e *iPlan<sup>®</sup>* respectivamente. O mesmo *setup* das medidas experimentais citadas no item 5.2.2 foi reproduzido nos algoritmos de cálculo disponíveis em tais sistemas de planejamento.

A Tabela 5.2 ilustra os dois sistemas de planejamento com os respectivos algoritmos utilizados para o cálculo de dose, assim como os modelos de acelerador linear utilizados neste trabalho.

SPC	Fabricante	Algoritmo de Cálculo	Versão	Modelo do acelerador linear de medidas / Fabricante	
Eclipse®	Varian Medical	Analytical Anisotropical Algorithm (AAA)	13.5	2100 CD / Varian	
	System	Acuros XB		Medical System	
iDlan®	Proinlob	Pencil Beam (PBC)	4 5	6 EX / Varian	
iPian⊎	Brainlad	X-Ray Voxel Monte Carlo (MC)	4.5	Medical System	

 Tabela 5.2 - Sistemas de planejamento computadorizados (SPC) e os respectivos algoritmos de cálculo de dose

Para o sistema *Eclipse*<sup>®</sup>, o fabricante disponibiliza uma máquina padrão, conhecida como *Eclipse-CAP*, para a realização dos testes de aceite

do sistema de planejamento. Ou seja, o processo designado para verificar o comportamento do SPC de acordo com as especificações do fabricante é conhecido como aceite, e deve ser feito antes da utilização clínica deste sistema de planejamento (IAEA, 2004).

Sendo assim, inicialmente, os cálculos de dose realizados com os algoritmos AAA e *Acuros XB*, para o equipamento 2100 CD foram comparados aos dados gerados pelo equipamento padrão, *Eclipse-CAP*, ou seja, os dados dosimétricos gerados pelo equipamento 2100 CD foram inseridos no sistema de planejamento *Eclipse®*, e os algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB*, foram comissionados para realização da distribuição de dose para feixes de 6 MV gerados por tal equipamento. E, em seguida, estes dados foram comparados ao equipamento padrão, *Eclipse-CAP*.

O equipamento 2100 CD, Varian, disponível no Hospital das Clínicas-FMUSP, bem como o *Eclipse-CAP* (Varian), disponibilizam feixes de fótons e elétrons e possuem um colimador multilâminas *millenium* 120<sup>®</sup> (120 lâminas). Foi realizada essa comparação entre os algoritmos para os equipamentos semelhantes com o objetivo de gerar uma análise no processo de modelamento dos algoritmos de cálculo de dose, garantindo assim que esta etapa não apresentasse incertezas significativas quando se tratasse de uma máquina designada para cálculos em condições de referência e campos grandes, conforme especificações do TRS-398 (IAEA, 2000). A representação esquemática dessas medidas está apresentada na Figura 5.6.



**Figura 5.6** - Representação esquemática das medidas obtidas utilizando o sistema de planejamento *Eclipse*<sup>®</sup> e os algoritmos de cálculo de dose avaliados.

As seguintes medidas foram obtidas do SPC *Eclipse®*, e utilizando o equipamento *Eclipse-CAP*: perfis *crossline* e *inline* (*x* e *y*) em duas profundidades (15 mm e 100 mm) dos campos 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm, bem como a porcentagem de dose em profundidade destes campos. O cálculo foi realizado em objeto simulador homogêneo de água com grade de cálculo de 1 mm, pois, o menor tamanho de grade disponível no sistema de planejamento torna-se mandatório em se tratando de campos pequenos e ou modulados, evitando assim suavizações e desvios de cálculo das distribuições de dose e das unidades monitoras (Fogliata, 2011). E para o *Acuros XB*, os cálculos de dose em água e no meio.

61

Após esta análise, o sistema de planejamento computadorizado foi comissionado com medidas de campos pequenos, seguindo as recomendações do TRS-483 (IAEA, 2017), e novamente pôde-se comparar os dados gerados pelo SPC com as medidas experimentais (Figura 5.6).



Figura 5.7 - Representação esquemática das medidas obtidas utilizando o sistema de planejamento *iPlan®* e os algoritmos de cálculo de dose avaliados

Para o sistema de planejamento *iPlan®*, as medidas de campos pequenos foram realizadas no equipamento 6 EX, Varian, e a comparação entre os algoritmos foi realizada entre o modelamento já utilizado clinicamente e um novo modelo baseado nas especificações do TRS-483 (IAEA, 2017). É válido ressaltar que o modelamento atualmente utilizado já é designado para campos pequenos e a principal mudança do novo protocolo refere-se às medidas do fator *output*.

As propriedades dos algoritmos para o cálculo de dose foram configurados para resolução de 1 mm no cálculo com *Pencil Beam* e, para *X-Ray Voxel Monte Carlo*, a resolução espacial foi mantida em 2 mm, sendo este o menor valor possível configurado pelo sistema, variância média de

1%, cálculo de dose em água e acurácia otimizada para o modelo de MLC, sendo este o melhor método para considerar o efeito *tongue and groove* das lâminas de colimação (Brainlab, 2015).

E as simulações de cálculo de dose foram realizadas em um objeto simulador homogêneo de água, de dimensões 30 cm x 20 cm x 20 cm (largura x altura x profundidade), mantendo-se a distância fonte-superfície em 100 cm, profundidades de 15 mm e 100 mm, e tamanhos de campos de 6 mm x 6 mm, 12 mm x 12 mm, 24 mm x 24 mm, 30 mm x 30 mm e 98 mm x 98 mm. Os perfis transversais e radiais e as medidas de PDP foram calculados pelos algoritmos PBC (*Pencil Beam*) e MC (*X-Ray Voxel Monte Carlo*) respectivamente.

**6 Resultados** 

#### 6 RESULTADOS

#### 6.1 Medidas experimentais com diferentes detectores

### 6.1.1 Caracterização dos detectores

Foram avaliados os parâmetros de linearidade com a dose para os diferentes detectores, dentre eles, os diodos *Razor* e EFD, e câmaras de ionização, CC01 (também frequentemente denominada de *pin point*) e CC13, e todos mostraram comportamento linear ao utilizar um ajuste linear entre os pontos medidos, conforme Figura 6.1. Inicialmente, foram avaliadas as respostas dos dosímetros entre 1 e 10 unidades monitoras e, em seguida, entre 1 e 700 unidades monitoras, avaliando, assim, a sensibilidade do conjunto dosimétrico em uma faixa ampla de resposta.



Figura 6.1 - Análise da resposta dos detectores Razor, EFD, câmaras CC01 e CC13 com relação à unidade monitora. As medidas foram realizadas no acelerador linear 2100 CD, energia do feixe de 6 MV, taxa de dose de 400 cGy/min, tamanho de campo 100 mm x 100 mm, profundidade de 10 cm e unidade monitora variando entre 1 e 700

Analisando os dados em um mesmo gráfico, conforme indicado na Figura 6.2, tem-se uma boa linearidade para todos os detectores com coeficiente de correlação R<sup>2</sup>=1, demonstrando uma adequação na utilização destes detectores em toda a faixa clinicamente relevante em tratamentos de radioterapia.



Figura 6.2 - Relação linear entre a resposta dos detectores e a unidade monitora aplicada

A dependência com a taxa de dose dos detectores foi investigada com taxas entre 100 e 600 UM/min, e para os campos de 20 mm x 20 mm, 50 mm x 50 mm, 100 mm x 10 mm e 200 mm x 200 mm, e os resultados estão apresentados na Figura 6.3. Os dados coletados foram normalizados para a taxa de dose de 400 UM/min, visto que este valor é o mais comumente utilizado na rotina clínica dos tratamentos.



Figura 6.3 - Análise da resposta dos detectores com relação à Taxa de Dose normalizada para o campo de referência de 100 mm x 100 mm e a taxa de 400 MU/min comumente utilizada clinicamente

As variações percentuais máximas de cada detector foram de 0,8% para o *Razor*, 1,1% para o EFD, 0,8% para a câmara CC13 e 4,5% para a CC01, conforme Tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Variação percentual máxima de leitura dos detectores ao variara Taxa de Dose do feixe de radiação

Detector	RAZOR	EFD	CC13	CC01
Variação percentual máxima para menor taxa de dose (100 MU/min) e menor campo (20 mm x 20 mm)	0,8	1,1	0,8	4,5

Exceto para a câmara CC01, a câmara de ionização de menor volume, todos os detectores apresentaram maior valor de leitura para o

menor campo, 20 mm x 20 mm e menor taxa de dose, 100 UM/min, se comparado com a taxa de dose de normalização, 400 MU/min, e campo 100 mm x 100 mm.

## 6.1.2 Medidas de perfis e porcentagem de dose em profundidade para análise dos diferentes detectores

Considerando as equações 3.12 e 3.13, tem-se que um tamanho mínimo de campo deve ser mantido para garantir o equilíbrio de partículas carregadas, possibilitando uma leitura correta do detector. Sendo assim, para medidas dos campos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm, a câmara CC13 não se apresenta adequada para situações de varredura transversal ou radial, devido às suas dimensões, além de gerar um efeito de volume maior em medidas de campos pequenos. Portanto, este detector não foi avaliado.

Nas Figuras 6.4 e 6.5 estão apresentados os dados coletados para os perfis dos feixes de tamanhos de campo entre 5 mm x 5 mm e 100 mm x 100 mm nos sentidos *inline* e *crossline*, em duas profundidades e para três diferentes detectores, sendo dois diodos (*Razor* e EFD) e uma câmara de ionização de volume pequeno, CC01, e em duas máquinas distintas, 6 EX e 2100 CD. Para os tamanhos de campos convencionais, como 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm, os perfis no sentido radial (*inline*) não se fazem necessários (IAEA, 2017).



Figura 6.4 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm nos sentidos *inline* e *crossline*, em duas profundidades e para três diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e *Razor*, no acelerador linear 6 EX



Figura 6.5 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm nos sentidos *inline* e *crossline*, em duas profundidades e para três diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e *Razor*, no acelerador linear 2100 CD

A seguir, nas Figuras 6.6 e 6.7, são apresentados os dados de porcentagem de dose em profundidade (PDP) para quatro diferentes detectores (duas câmaras de ionização e dois diodos) e para os tamanhos de campos entre 5 mm x 5 mm e 100 mm x 100 mm nos acelerados lineares 6 EX e 2100 CD.



Figura 6.6 - Dados de Porcentagem de dose em profundidade para diferentes detectores, câmaras CC13 e CC01 e diodos EFD e *Razor*, e tamanhos de campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no acelerador linear 6 EX

Como as medidas de porcentagem de dose em profundidade realizadas no acelerador linear 6 EX já mostraram maior discrepância para a câmara CC13 para os menores tamanhos de campo, este detector não foi considerado nas medidas realizadas no acelerador 2100 CD.

Alguns resultados numéricos comparativos obtidos na Figura 6.6 estão apresentados na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as<br/>porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x<br/>5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e<br/>100 mm x 100 mm medidos com quatro diferentes detectores<br/>no acelerador linear 6 EX

Tamanho de campo	Detector	R100 (mm)	D10 (%)	D <sub>20</sub> (%)
	CC01	12,3	57,4	30,6
	EFD	14,5	54,3	27,6
5 mm x 5 mm	RAZOR	14,0	54,6	27,3
	CC13	14,5	60,5	33,7
	Máxima diferença	2,2 mm	6,2%	6,4%
	CC01	14,5	57,9	30,4
	EFD	14,5	56,8	29,6
10 mm x 10 mm	RAZOR	14,9	57,7	29,7
	CC13	14,8	58,4	31
	Máxima diferença	0,4 mm	1,6%	1,4%
	CC01	14,2	58,6	31,2
	EFD	15	58,5	31
20 mm x 20 mm	RAZOR	14	58	30,9
	CC13	14	58,7	31,2
	Máxima diferença	1 mm	0,7 %	0,3%
	CC01	14,8	61,7	33,1
	EFD	15	60,6	32,6
40 mm x 40 mm	RAZOR	15	61,7	33
	CC13	15	61,7	33,3
	Máxima diferença	0,2mm	1,1%	0,7%
	CC01	14,8	67,4	39,7
	EFD	15	67,3	38,7
98 mm x 98 mm	RAZOR	15	66,7	38,9
	CC13	15	66,3	38,2
	Máxima diferença	0,2 mm	1,1%	1,5%

 $R_{100}$  (profundidade em que a porcentagem de dose é de 100%),  $D_{10}$  (porcentagem de dose em 10 cm de profundidade) e  $D_{20}$  (porcentagem de dose em 20 cm de profundidades)

Considerando os dados de maior discrepância para os dados medidos com a CC13, maiores que 1 mm e 3 % nos parâmetros comparativos utilizados na Tabela 6.2, essa tabela foi refeita desconsiderando esse detector. E os valores estão apresentados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm medidos com três diferentes detectores no acelerador linear 6 EX

Tamanho de campo	Detector	R100 (mm)	D10 (%)	D <sub>20</sub> (%)
	CC01	12,3	57,4	30,6
EmmyEmm	EFD	14,5	54,3	27,6
	RAZOR	14,0	54,6	27,3
	Máxima diferença	2,2 mm	3,1%	3,3%
	CC01	14,5	57,9	30,4
10 mm x 10 mm	EFD	14,5	56,8	29,6
	RAZOR	14,9	57,7	29,7
	Máxima diferença	0,4 mm	1,1%	0,8%
	CC01	14,2	58,6	31,2
20 mm x 20 mm	EFD	15	58,5	31
20 11111 x 20 11111	RAZOR	14	58	30,9
	Máxima diferença	1,0 mm	0,6%	0,3%
	CC01	14,8	61,7	33,1
40 mm x 40 mm	EFD	15	60,6	32,6
40 11111 X 40 11111	RAZOR	15	61,7	33
	Máxima diferença	0,2 mm	1,1%	0,5%
	n EFD <i>RAZOR</i> Máxima diferença CC01 EFD <i>RAZOR</i> Máxima diferença CC01	14,8	67,4	39,7
09 mm v 09 mm	EFD	15	67,3	38,7
90 IIIII X 90 IIIII	RAZOR	15	66,7	38,9
	Máxima diferença	0,2 mm	0,7%	1,0%

 $R_{100}$  (profundidade em que a porcentagem de dose é de 100%),  $D_{10}$  (porcentagem de dose em 10 cm de profundidade) e  $D_{20}$  (porcentagem de dose em 20 cm de profundidades)

E, assim, as diferenças maiores que 3 % ou 1 mm nos parâmetros avaliados estão presentes apenas para o menor tamanho de campo medido de 5 mm x 5 mm.

Com relação às medidas de porcentagem de dose em profundidade realizadas no equipamento 2100 CD, tem-se os seguintes resultados comparativos, conforme Figura 6.7 e Tabela 6.3. É válido ressaltar que para a câmara CC01, foram realizadas as medidas de varredura duas vezes e, tentando minimizar as diferenças entre os demais detectores, foi realizada uma média dos valores obtidos das duas aquisições.



Figura 6.7 - Dados de porcentagem de dose em profundidade para diferentes detectores, câmara CC01 e diodos EFD e *Razor*, e tamanhos de campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no acelerador linear 2100 CD e feixe de 6 MV.

Tabela 6.4 - Dados comparativos entre profundidade de dose máxima e as porcentagens de dose em profundidade dos campos de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm medidos com três diferentes detectores no acelerador linear 2100 CD

Tamanho de campo	Detector	R100 (mm)	D <sub>10</sub> (%)	D <sub>20</sub> (%)
	CC01	15,0	57,4	30,6
E mm v E mm	EFD	15,0	56,4	29,7
5 mm x 5 mm	RAZOR	14,5	56,4	29,8
	Máxima diferença	0,5 mm	1,0%	0,9%
	CC01	15,0	57,9	30,4
10 mm x 10 mm	EFD	15,0	57,7	30,6
	RAZOR	15,0	57,4	30,4
	Máxima diferença	0 mm	0,5%	0,2%
	CC01	15,0	59,1	31,1
20 mm x 20 mm	EFD	15,0	59,3	31,6
20 mm x 20 mm	RAZOR	15,0	59,3	31,6
	Máxima diferença	0 mm	0,2%	0,5%
	CC01	14,8	61,8	34,2
40 mm x 40 mm	EFD	14,8	62,2	33,6
40 11111 X 40 11111	RAZOR	14,8	62,1	33,5
	Máxima diferença	0 mm	0,4%	0,7%
	CC01	14,8	67,9	39,6
100 mm x 100 mm	EFD	14,8	67,7	39,1
	RAZOR	14,8	67,6	39,3
	Máxima diferença	0 mm	0,3%	0,5%

 $R_{100}$  (profundidade em que a porcentagem de dose é de 100%),  $D_{10}$  (porcentagem de dose em 10 cm de profundidade) e  $D_{20}$  (porcentagem de dose em 20 cm de profundidades)

Com a realização das medidas de PDP com os detectores de volume pequeno, não houve diferença maior que 1 % ou 1 mm entre os resultados apresentados.

### 6.1.3 Análise do efeito de média volumétrica

# 6.1.3.1 Aproximação dos perfis por uma função gaussiana (função *OAR (x,y)*)

Para que seja possível o cálculo do efeito de média volumétrica, conforme descrito nos itens 3.3.4 e 5.4, os perfis foram aproximados por uma função gaussiana, obtendo-se assim uma aproximação para a razão *off-axis* ou perfil lateral medido em uma determinada profundidade e normalizado para o valor do eixo central. Para isso, utilizou-se o programa gráfico *Origin*, versão 7.0, conforme figura abaixo.



Figura 6.8 - Aproximação dos perfis medidos por uma função gaussiana, e os dados de origem, variância e amplitude foram coletados para cada um dos perfis analisados a partir do programa *Origin*, versão 7.0. Neste exemplo, foram utilizados os dados de perfil transversal obtidos com o detector *Razor* para o campo 5 mm x 5 mm medido na profundidade de 15 mm.

E os resultados obtidos dessa aproximação e os dados de dimensão

dos detectores estão descritos nas Tabelas 6.5, 6.6 e 6.7.

#### 6.1.3.2 Determinação da função peso (w(x,y))

A função peso, w(x,y), que representa a extensão da cavidade de ar da câmara de ionização ao longo do eixo do feixe (*z*) como função das coordenadas laterais (*x* e *y*), assume diferentes expressões, de acordo a representação do detector, conforme Figura 5.5, e de suas dimensões, conforme equações apresentadas de 5.1 a 5.4. Para os diodos, a função peso apresenta o valor unitário.

Os dados de entrada no programa desenvolvido na plataforma *Scilab*, versão 3.0, para o cálculo da função peso e, consecutiva resolução da integral dupla para as funções OAR(x,y) e w(x,y) estão apresentados na Tabela 6.5.

Foram também selecionados para análise os menores tamanhos de campos medidos e duas profundidades que são representativas para o sistema de planejamento computadorizado (ou seja, exemplos de dados que apresentam como finalidade o comissionamento do sistema de planejamento).

**Tabela 6.5** - Dados da dimensão dos detectores necessários para o cálculo da função peso, *w*(*x*,*y*)

Detector	R (mm)	L (mm)	R <sub>ce</sub> (mm)	L <sub>ce</sub> (mm)
EFD	1,0	2,0	-	-
Razor	0,6	1,2	-	-
CC01	1,0	3,6	0,175	2,6

R e L são os valores de raio e comprimento do volume sensível de cada um dos detectores respectivamente e  $R_{ce}$  e  $L_{ce}$ , os valores de raio e comprimento do eletrodo central da câmara de ionização.

Tabela 6.6 -	Dados	colet	ados	а	partir	da	apro	oxima	ção	dos	perfis
	transver	sais (	crossl	line)	dos fe	eixes	de 5 i	mm x	5 mm	1 e 10	mm x
	10 mm	na p	rofunc	didac	le de	15 e	e 100	mm	por	uma	função
	gaussiar	na									

d =	= 15 mm		Crossline				
Detector	Campo (mm <sup>2</sup> )	<b>S</b> 1	X <sub>c1</sub>	<b>y</b> 01	A <sub>1</sub>		
EFD		5,018	-0,172	0,690	0,980		
Razor	5 x 5	4,933	-0,006	0,608	0,984		
CC01		5,260	-0,005	1,272	0,990		
EFD		7,724	0,148	0,095	1,043		
Razor	10 x 10	7,688	0,002	0,059	1,048		
CC01		7,875	0,045	0,765	1,033		
d =	100 mm						
EFD		5,589	-0,036	1,004	0,975		
Razor	5 x 5	5,499	0,008	0,905	0,986		
CC01		5,696	0,009	3,068	1,000		
EFD		8,482	-0,095	0,638	1,040		
Razor	10 X 10	8,439	0,008	0,581	1,044		
CC01		8,639	0,001	2,270	1,041		

 $s_1$ , é a variância das curvas gaussianas,  $x_{c1}$ , é a posição do centro da gaussiana normalizada para o máximo valor de intensidade,  $y_{01}$ , é a diferença para a linha de base no eixo  $y \in A_1$ , o valor da altura do pico normalizado entre 0 e 1.

Os índices 1 e 2 dos parâmetros das Tabelas 6.6 e 6.7 são referentes aos perfis *crossline* (transversal) e *inline* (radial).

d =	= 15 mm		In	line	
Detector	Campo (mm²)	<b>S</b> 2	Xc2	<b>y</b> 02	A <sub>2</sub>
EFD		4,714	0,003	0,534	1,000
Razor	5 x 5	4,681	0,025	0,377	1,017
CC01		5,286	0,006	16,246	1,000
EFD		7,854	-0,055	-0,316	1,077
Razor	10 x 10	7,803	-0,009	-0,341	1,078
CC01		7,964	0,046	9,367	1,041
d =	100 mm				
EFD		5,211	0,074	0,922	1,001
Razor	5 x 5	5,208	0,004	0,694	1,004
CC01		5,735	0,018	25,899	1,006
EFD		8,582	-0,194	0,203	1,077
Razor	10 X 10	8,503	0,005	0,212	1,076
CC01		8,681	0,073	16,133	1,040

**Tabela 6.7** - Dados coletados a partir da aproximação dos perfis radiais (*inline*) dos feixes de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm nas profundidades de 15 e 100 mm por uma função gaussiana

Os parâmetros utilizados na Tabela 6.7 apresentam definição na Tabela 6.6.

Os dados coletados nas Tabelas 6.6 e 6.7 foram então inseridos em código computacional desenvolvido para o cálculo numérico das equações 5.1 a 5.4, e como resultado tem-se o efeito de média volumétrica. Nas Figuras 6.9 e 6.10 estão apresentados parte dos passos para a resolução deste cálculo e os resultados respectivos.



Figura 6.9 - Apresentação dos dados de entrada no código computacional desenvolvido na plataforma *Scilab*, versão 3.0

```
// PRINCIPAIS FUNCÕES
//---
// Função peso das câmaras de ionização e diodo: w(x,y)
                                                             // Situação B
// Situação A
                                                             functiont=wB(x, y)
functiont=wA(y)
                                                             if-L/2<=y&y<=L/2&abs(x)<=Rthen
if-L/2<=y&y<=L/2then// domínio da função
                                                            t=sqrt(R^2-x^2)
t=1
                                                             else
else
t=0
                                                             t=0
                                                             end
end
endfunction
                                                             endfunction
// Situação C
functiont=wC(x, y)
if-L/2<=y&y<(L/2-R)&abs(x)<Rcethen
t=sqrt(R^2-x^2)-sqrt(Rce^2-x^2)
elseif-L/2<=y&y<(L/2-R)&Rce<=abs(x)&abs(x)<=Rthen
t=sqrt(R^2-x^2)
elseif(L/2-R)<=y&y<=L/2&abs(x)<=sqrt(-2*R*(y-L/2)-(y-L/2)^2)then
t=sqrt(-2*R*(y-L/2)-(y-L/2)^{2}-x^{2})
else
t=0
end
endfunction
// Situação D - Diodo
functiont=wD(x, y)
ify<=sqrt(R^2-x^2)then
t=1
else
t=0
end
endfunction
```

Figura 6.10 - Representação das situações de A à C, para cálculo da função peso para o detector câmara de ionização, e situação D, quando o detector do tipo diodo é utilizado nas medidas de perfil

A descrição completa do código, contendo as funções e resolução

das integrais duplas, encontra-se no Anexo I.

Considerando os cálculos acima, tem-se os seguintes resultados de

efeito de média volumétrica, apresentados na Tabela 6.8.

Tabela 6.8 -	Cálculo	do efe	ito de	mé	dia 🗤	volun	nétrica	para	três	difer	entes
	detectore	es, qua	ndo u	ıtiliza	dos	em r	nedida	s de p	oerfis	de f	eixes
	de tama	nhos 5	5 mm	x 5	mm	e 1	0 mm	x 10	mm	em	duas
	profundic	dades d	liferen	tes							

		Método – Modelo						
Dotoctor	$C_{2}$	Situações A - D referem-se às funções peso, w(x,y)						
Delecioi	Campo (mm )	А	В	С	D			
		C	Câmara de ionizaç	ão	Diodo			
EFD		-	-	-	1,013			
Razor	5 x 5 (d=15 mm)	-	-	-	1,009			
CC01		1,020	1,019	1,020	-			
EFD		-	-	-	1,005			
Razor	10 x 10 (d=15 mm)	-	-	-	1,002			
CC01	(0.101)	1,009	1,009	1,009	-			
EFD		-	-	-	1,011			
Razor	5 x 5 (d=100 mm)	-	-	-	1,004			
CC01	(d=100 mm)	1,016	1,016	1,017	-			
EFD		-	-	-	1,004			
Razor	10 x 10 (d=100 mm)	-	-	-	1,001			
CC01	(2	1,007	1,008	1,008	-			

Como é possível notar na Tabela 6.8, o detector *Razor* foi o que apresentou menor efeito de volume entre os perfis avaliados (menor que 1,0 % em todas as situações consideradas). Já a câmara de ionização CC01, apresentou influência nos perfis medidos em até 2,0 % e o diodo EFD apresentou o maior valor de efeito de média volumétrica de 1,3 %.

Sendo assim, o detector *Razor* foi utilizado para a realização das medidas necessárias para o comissionamento dos algoritmos de cálculo dos sistemas de planejamentos que serão avaliados no presente trabalho.

#### 6.2 Comissionamento dos sistemas de planejamentos

#### 6.2.1 Sistema de planejamento Eclipse®

### 6.2.1.1 Comparação entre 2100 CD e Eclipse-CAP

Inicialmente, utilizando o sistema de planejamento computadorizado já configurado para campos convencionais, a comparação entre os resultados gerados pelos algoritmos de cálculo de dose para o equipamento 2100 CD e *Eclipse-CAP* foram realizados. Esta etapa foi realizada com o objetivo de comparar o modelamento dos algoritmos designados para condições de referência, garantindo assim o correto funcionamento dos algoritmos para tamanhos de campos grandes.

Em um objeto simulador homogêneo de água de dimensões 30 cm x 30 cm x 30 cm, mantendo-se a distância fonte-superfície em 100 cm, profundidades de 15 mm e 100 mm, e tamanhos de campos entre 5 mm x 5 mm e 100 mm x 100 mm, os perfis transversais e radiais foram calculados pelos algoritmos AAA e *Acuros XB* para os equipamentos 2100 CD e *Eclipse-CAP*, conforme mostrado nas Figuras 6.11 e 6.12.



Figura 6.11 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm, no sentido *crossline*, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) em duas profundidades diferentes e dois aceleradores lineares (2100 CD e *Eclipse-CAP*)


**Figura 6.12**- Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm no sentido *inline*, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) em duas profundidades diferentes e dois aceleradores lineares (2100 CD e *Eclipse-CAP*)

Considerando os dados calculados por cada um dos algoritmos, temse que os dados não apresentam diferença significativa (menor que 1 %) entre as máquinas *Eclipse-CAP* e 2100 CD, sendo o algoritmo de cálculo de dose o fator de maior influência nos resultados mostrados nas Figuras 6.11 e 6.12. E, portanto, as análises serão baseadas por algoritmo de cálculo, AAA ou *Acuros XB* para o equipamento *Eclipse-CAP*.

90

Quando às curvas de PDP, Figura 6.13, não foram verificadas variações entre os diferentes algoritmos ou mesmo entre os dois equipamentos utilizados para o cálculo. E, quando comparados os valores de  $R_{100}$ ,  $D_{10}$  e  $D_{20}$ , as diferenças mostraram-se menores que 1% e 1 mm em cada um dos campos calculados com dois algoritmos distintos (AAA e *Acuros XB*) e em duas máquinas (2100 CD e *Eclipse-CAP*).



Figura 6.13 - Dados de porcentagem de dose em profundidade dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) e dois aceleradores lineares (2100 CD e *Eclipse-CAP*) Considerando, portando, o equipamento *Eclipse-CAP* para cálculo com os algoritmos AAA e *Acuros XB*, para os tamanhos de campo 5 mm x 5 mm e 100 mm x 100 mm, os algoritmos apresentaram uma diferença tanto na região de penumbra, quanto na região de maior intensidade do feixe. E para os feixes de tamanhos de campo maiores ou iguais a 20 mm x 20 mm, não houve diferença entre os perfis calculados utilizando os dois algoritmos de cálculos (AAA *e Acuros XB*).



Figura 6.14 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB (AXB) para os perfis transversais de tamanhos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e avaliados em duas profundidades diferentes, 15 mm e 100 mm

Para o tamanho de campo 5 mm x 5 mm na profundidade de 15 mm, a diferença percentual máxima na região de alta intensidade do feixe foi de 7,5% e 8,0% para a região de penumbra (região entre as curvas de 20 e 80

93

%), para a profundidade de 100 mm, as diferenças máximas foram de 6,3% para a região de alta intensidade do feixe e de 3,1% para a região da penumbra.

Extraindo o primeiro gráfico, como exemplo, da Figura 6.14, pode-se notar na Figura 6.15 que, apesar das diferenças em intensidade de feixe serem maiores que 3 % (considerando este valor como limiar máximo possível de diferença de dose), a distância entre os pontos não ultrapassa 1 mm.



Figura 6.15 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB (AXB) para os perfis transversais de tamanho 5 mm x 5 mm avaliados na profundidade de 15 mm

O tamanho de campo calculado para ambos os algoritmos foi de 5,4 mm quando utilizado um campo de 5 mm no sentido transversal (5,1 mm em 15 mm de profundidade), e 10,2 mm para AAA e 10,3 mm para *Acuros XB*, quando considerado um campo de 10 mm no sentido transversal (10,15 mm em 15 mm de profundidade).

Para o tamanho de campo 10 mm x 10 mm na profundidade de 15 mm, a diferença percentual máxima foi de 9,5% e 8,5% em região de alta intensidade relativa do feixe e penumbra, respectivamente. Já para a profundidade de 100 mm, as diferenças máximas foram de 5.5% e 6.0% em região de alta intensidade e penumbra, respectivamente.

Considerando os perfis radiais ou *inline* (Figura 6.12), as seguintes diferenças podem ser avaliadas, conforme Figura 6.16.



Figura 6.16 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB (AXB) para os perfis radiais de tamanhos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e avaliados em duas profundidades diferentes, 15 mm e 100 mm

Para o tamanho de campo 5 mm x 5 mm na profundidade de 15 mm no sentido radial, a diferença percentual máxima na região de alta intensidade do feixe foi de 5,3% e 3,0% para a região de penumbra (região entre as curvas de 20 e 80%), para a profundidade de 100 mm, as diferenças máximas foram de 5,9% para a região de alta intensidade do feixe e menor que 2,0% para a região da penumbra.

Para os tamanhos de campo, na profundidade de 1,5 mm, os algoritmos apresentaram o mesmo resultado, 5,42 mm.

Para o tamanho de campo 10 mm x 10 mm na profundidade de 15 mm, a diferença percentual máxima foi de 3,5% e 5,5% em região de alta intensidade do feixe e penumbra, respectivamente. Já para a profundidade de 100 mm, as diferenças máximas foram de 2.5% e 8.0% em região de alta intensidade e penumbra, respectivamente.

Para os tamanhos de campo, na profundidade de 1,5 mm, os algoritmos apresentaram o mesmo resultado, 10,26 mm.

Os valores comparativos apresentados nas figuras 6.14 e 6.16 estão ilustrados na Tabela 6.9.

E, avaliando em distância, as diferenças percentuais apresentadas na tabela 6.9, nenhuma ultrapassou 1 mm de distância.

Tabela 6.9 - Diferenças encontradas nas regiões de alta intensidade do feixe e de penumbra entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB para os perfis transversais e radiais de tamanhos 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm e avaliados em duas profundidades diferentes, 15 mm e 100 mm

		d = 1	5 mm	d = 100 mm			
Campo (mm x mm)	Região do perfil	Crossline Diferença (%)	Inline Diferença (%)	Crossline Diferença (%)	Inline Diferença (%)		
	Alta Intens.	7,5	5,3	6,3	5,9		
5 X 5	Penumbra	8,0	o 5,3 6,3 D 3,0 3,1	3,1	2,0		
10 x 10	Alta Intens.	9,5	3,5	5,5	2,5		
	Penumbra	8,5	5,5	6,0	8,0		

6.2.1.2 Resultados comparativos entre os algoritmos de cálculo de dose AAA e Acuros XB para o modelo padrão (equipamentos designados para campos convencionais) e o modelo baseado no novo formalismo para campos pequenos, TRS-483

Conforme item 5.2.2, foram realizadas as medidas de perfis e PDP necessárias para o comissionamento do sistema de planejamento *Eclipse®*, Varian, e estas foram inseridas no sistema computacional. O detector utilizado foi o diodo *Razor*, por apresentar menor efeito de média volumétrica, conforme resultados apresentados na Tabela 6.8.

E, como as diferenças entre os algoritmos de cálculo de dose foram para os campos menores que 20 mm x 20 mm, estes foram analisados após o comissionamento do sistema de planejamento com os novos dados medidos. E esses dados estão apresentados nas Figuras 6.17 e 6.18.



Figura 6.17 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm e 20 mm x 20 mm no sentido *crossline* calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) comissionados de maneira convencional (sistema de planejamento configurado para utilização em campos grandes) e considerando o novo formalismo para o equipamento *Eclipse-CAP* 

98



**Figura 6.18**- Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm e 20 mm x 20 mm no sentido *inline,* calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) comissionados de maneira convencional (sistema de planejamento configurado para utilização em campos grandes) e considerando o novo formalismo para o equipamento *Eclipse-CAP* 

De posse dos dados calculados e apresentados nas Figuras 6.17 e 6.18 e, em comparação ao detector utilizado nas medidas, tem-se os seguintes dados comparativos entre os algoritmos AAA e *Acuros XB*, e o detector *Razor* na Tabela 6.10.

Tabela 6.10 - Dados comparativos para campos pequenos entre o detector utilizado para coletar os dados necessários para o comissionamento do sistema de planejamento computadorizado e o cálculo computacional realizado em dois algoritmos distintos, AAA e Acuros XB, em duas diferentes situações (algoritmo configurado para campos convencionais e para campos pequenos) e dados na profundidade de 15 mm

	Se esca	entido do aneamento	Crossline (A)	Inline (B)	Sclin	Crossline (A)	Inline (B)	Sclin	Crossline (A)	Inline (B)	Sclin
	Tamanho de campo medido		5 mm x 5 mm			10 mm x 10 mm			20 mm x 20 mm		
	Detector Razor		5,50	4,90	5,19	10,50	10,00	10,25	21,00	19,80	20,39
Técnica de medida	Eclipse CAP	AAA Moldelo Padrão	5,41	5,42	5,41	10,22	10,27	10,24	20,31	20,42	20,36
		AXB Modelo Padrão	5,41	5,42	5,41	10,32	10,26	10,29	20,50	20,35	20,42
		AAA Novo Formalismo	5,42	5,42	5,42	10,21	10,26	10,23	20,32	20,35	20,33
		AXB Novo Formalismo	5,41	5,42	5,41	10,31	10,35	10,33	20,43	20,43	20,43

 $s_{clin}$ , campo equivalente, sendo este a resultante entre as componentes transversal e radial do feixe ( $s_{clin} = \sqrt{A * B}$ ).

Com relação aos dados de porcentagem de dose em profundidade, ao comissionar o sistema de planejamento *Eclipse*<sup>®</sup>, Varian, com dados de campos pequenos, segundo o formalismo TRS 483 (IAEA, 2017), tem-se os seguintes resultados apresentados na Figura 6.19:



Figura 6.19 - Porcentagem de dose em profundidade para tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm e 20 mm x 20 mm, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) comissionados de maneira convencional (sistema de planejamento configurado para utilização em campos grandes) e considerando o novo formalismo para o equipamento *Eclipse-CAP* 

Com o objetivo em verificar a influência do tamanho ponto focal (descrito por coordenadas "x" e "y") configurado no SPC Eclipse<sup>®</sup> nos resultados de perfis de dose e PDP nos algoritmos AAA e *Acuros XB*, esses valores foram variados de 0 mm em x e y, para 1 mm no sentido transversal e mantido 0 mm no radial para o algoritmo AAA e de 1 mm em x e y para 1,5 mm no sentido transversal e 0 mm no radial para o algoritmo *Acuros XB*. Na Figura 6.20 estão apresentados os resultados para o sentido transversal de escaneamento.



Figura 6.20 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 m x 10 mm, 20 mm x 20 mm, 40 mm x 40 mm e 100 mm x 100 mm no sentido *crossline*, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e *Acuros XB* (AXB) comissionados com dois tamanhos diferentes de ponto focal para o equipamento *Eclipse-CAP* 

A alteração do ponto focal influencia principalmente nos campos pequenos, como é possível notar na figura 6.20. Já as curvas de porcentagem de dose em profundidade não apresentaram alterações significativas com a alteração do ponto focal, conforme Figura 6.21.



Figura 6.21 - Porcentagem de dose em profundidade para os feixes de tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm, 10 mm x 10 mm e 20 mm x 20 mm, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, AAA e Acuros XB (AXB) comissionados com dois diferentes tamanhos de ponto focal para o equipamento Eclipse-CAP

6.2.2 Sistema de planejamento *iPlan<sup>®</sup>* - Resultados comparativos entre os algoritmos de cálculo de dose PBC e MC para o modelo padrão (equipamentos designados para campos convencionais) e o modelo baseado no novo formalismo para campos pequenos

Como o sistema de planejamento *iPlan®* exige apenas medidas de PDP em condições de não referência para comissionamento do SPC, além dos fatores *output*, estas medidas serão comparadas entre as medidas e as calculadas pelo SPC em dois algoritmos distintos de cálculo de dose, *Pencil Beam* (PBC) e o *X-Ray Voxel Monte Carlo* (MC). Sendo assim, alguns exemplos de campos não padrões foram medidos para comparação, e outros serão comparados apenas entre os resultados gerados pelo SPC.

Os tamanhos de campo apresentam-se um pouco diferentes dos apresentados anteriormente para o sistema Eclipse<sup>®</sup>, pois no SPC *iPlan<sup>®</sup>* os campos são definidos com o auxílio do colimador multilâminas, e estas apresentam uma dimensão de 3 mm no centro do campo. Portanto, um dos lados do campo deve ser múltiplo desse valor.

Os perfis transversais e radiais foram calculados pelos algoritmos PBC e MC para o equipamento 6 EX, conforme mostrado nas Figuras 6.22 e 6.23.



continua



Figura 6.22 - Perfis dos feixes de tamanhos de campo de 6 mm x 6 mm, 12 mm x 12 mm, 24 mm x 24 mm, 30mm x 30 mm e 98 mm x 98 mm no sentido *crossline*, calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, PBC e MC, em duas diferentes profundidades no acelerador 6 EX

Os perfis no sentido transversal concordam entre os algoritmos de cálculo, bem como com os exemplos medidos com o detector *Razor*. E as diferenças mostraram-se menores que 1 % quando comparados entre si.



continua





Para os perfis *inline*, é possível notar diferença no formato das curvas geradas pelos algoritmos PBC e MC para o menor campo medido (6 mm x 6 mm), enquanto o dados entre PBC e detector *Razor* não apresentaram diferenças entre si. Considerando esses perfis (Figura 6.23), para o menor campo, as seguintes diferenças podem ser avaliadas, conforme Figura 6.24.



Figura 6.24 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose PBC e MC para os perfis radiais de tamanhos 6 mm x 6 mm e avaliados em duas profundidades diferentes, 15 mm e 100 mm

Considerando as diferenças maiores que 3 % dos dados radiais apresentados na Figura 6.24, tem-se as Figuras 6.25 e 6.26 em que são possíveis notar a relação entre diferença de dose e de distância entre os valores.



Figura 6.25 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose *PBC* e *MC* para os perfis radiais de tamanhos 6 mm x 6 mm avaliados na profundidade de 15 mm



Figura 6.26 - Diferença entre os algoritmos de cálculo de dose PBC e MC para os perfis radiais de tamanhos 6 mm x 6 mm avaliados na profundidade de 100 mm

Com relação aos tamanhos de campo medidos nos algoritmos de cálculo de dose, PBC e MC, e detector *Razor*, é possível apresentar o seguinte resumo na Tabela 6.11.

Tabela 6.11 -Dados comparativos para campos pequenos entre o detector<br/>utilizado para coletar os dados necessários para o<br/>comissionamento do sistema de planejamento<br/>computadorizado e o cálculo computacional realizado em dois<br/>algoritmos distintos, PBC e MC. Dados coletados na<br/>profundidade de 15 mm

	Sentido do escaneamento	Crossline (A)	Inline (B)	Sclin	Crossline (A)	Inline (B)	Sclin	Crossline (A)	Inline (B)	<b>S</b> clin
	Tamanho de campo medido	6 mm	x 6 mn	n	12 mr	n x 12 n	nm	24 mn	n x 24 m	ım
de	Detector Razor	6,71	6,72	6,71	12,81	12,78	12,79	24,10	24,03	24,06
Técnica . medida	PB	6,50	6,60	6,55	12,35	12,29	12,32	24,46	24,53	24,49
	MC	6,57	6,45	6,51	12,47	12,31	12,39	24,96	24,39	24,67

 $s_{clin}$ , campo equivalente, sendo este a resultante entre as componentes transversal e radial do feixe ( $s_{clin} = \sqrt{A * B}$ ).

Conforme apresentado na tabela 6.11, os valores dos tamanhos de campo provenientes do algoritmos de cálculo e do detector são bastante próximos.

Quanto às curvas de PDP, Figura 6.27, não foram verificadas variações entre os diferentes algoritmos e os dados medidos. E, quando comparados os valores de  $R_{100}$ ,  $D_{10}$  e  $D_{20}$ , as diferenças mostraram-se menores que 1% ou 1 mm em cada um dos campos calculados com os dois algoritmos distintos (PBC e MC).



Figura 6.27 - Dados de porcentagem de dose em profundidade dos feixes de tamanhos de campo de 6 mm x 6 mm, 12 mm x 12 mm, 24 mm x 24 mm, 30mm x 30 mm e 98 mm x 98 mm calculados por dois algoritmos de cálculo de dose, PBC e MC para o acelerador linear 6 EX

## 6.2.3 Cálculo do fator *output* e incertezas do processo de aquisição desse fator e o impacto no cálculo de unidades monitoras

Com relação aos fatores output, foram considerados dois detectores,

câmara de ionização CC01 e diodo Razor, para realização das medidas e a

equação 3.18 foi utilizada para o cálculo desse fator. Esse processo foi

realizado duas vezes e as incertezas foram baseadas no desvio padrão das medidas.

Os dados obtidos, Tabela 6.12, foram inseridos no SPC, juntamente com os dados de PDP e perfis, conforme já apresentados nas Figuras 6.17, 6.19, 6.22 e 6.27.

Tabela 6.12 - Cálculo demonstrativo do fator *output* para os tamanhos de campo 100 mm x 100 mm, 40 mm x 40 mm, 20 mm x 20 mm, 10 mm x 10 mm e 5 mm x 5 mm para os aceleradores 2100 CD e 6 EX (para o equipamento 6 EX, foram necessários utilizar os valores de 98 mm x 98 mm, ao invés de 100 mm x 100 mm, e 6 mm x 6 mm ao invés de 5 mm x 5 mm)

Campo <sup>(mm<sup>2</sup>)</sup> (		2100 CD						6 EX				
	Output I	Incerteza I	Output II	Incerteza II	Média	Incerteza	Output I	Incerteza I	Output II	Incerteza II	Média	Incerteza
100	1,000	0,004	1,000	0,002	1,000	0,004	1,000	0,003	1,000	0,002	1,000	0,004
40	0,941	0,004	0,931	0,004	0,936	0,006	0,947	0,003	0,941	0,003	0,944	0,004
20	0,900	0,003	0,896	0,003	0,898	0,004	0,911	0,002	0,906	0,002	0,908	0,003
10	0,832	0,002	0,820	0,003	0,826	0,004	0,785	0,002	0,803	0,002	0,794	0,003
5	0,663	0,002	0,689	0,002	0,676	0,003	0,466	0,002	0,500	0,002	0,483	0,003

Nas figuras 6.28 e 6.29 estão ilustrados os valores inseridos nos sistemas de planejamento computadorizados, Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>, respectivamente.



Figura 6.28 - Cálculo de fator output e dados inseridos no SPC Eclipse®



Figura 6.29 - Cálculo de fator output e dados inseridos no SPC iPlan®

De posse dos dados das figuras 6.28 e 6.29 e considerando uma configuração distância fonte-superfície fixa, SSD = 1000 mm, e profundidade de 15 mm e outra configuração distância fonte-isocentro fixa (SAD), SSD = 950 mm e profundidade de 50 mm, os valores de unidades monitoras foram calculados em cada um dos sistemas de planejamento computadorizados (Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>) e diferentes algoritmos (AAA, AXB, PBC e MC) nestas duas diferentes configurações. Em seguida, os resultados foram comparados entre os modelos atuais (comissionados com base no formalismo TRS-483) e o modelo padrão, e estão apresentados nas figuras 6.30 e 6.31.



Figura 6.30 - Cálculo de unidades monitoras (UM) para duas configurações, SSD (A) e SAD (B), considerando o comissionamento padrão e comissionamento baseado no novo formalismo, TRS-483, para o SPC Eclipse<sup>®</sup> e algoritmos de cálculo AAA e AXB. A diferença de UM refere-se ao valor absoluto de redução apresentada no cálculo pelo modelamento padrão e o baseado no novo formalismo para cada um dos algoritmos



Figura 6.31 - Cálculo de unidades monitoras (UM) para duas configurações, SSD (A) e SAD (B), considerando o comissionamento padrão e comissionamento baseado no novo formalismo, TRS-483, para o SPC iPlan<sup>®</sup> e algoritmos de cálculo PBC e MC. A diferença de UM refere-se ao valor absoluto de redução apresentada no cálculo pelo modelamento padrão e o baseado no novo formalismo De posse dos dados obtidos, é possível realizar uma análise das incertezas envolvidas no processo da aquisição do fator *output* e seu impacto no cálculo de unidades monitoras pelos diferentes algoritmos, considerando que esse foi o fator que apresentou o maior impacto nos sistemas de planejamentos considerados neste trabalho. Os menores tamanhos de campo, 5 mm x 5 mm para o sistema Eclipse<sup>®</sup> e 6 mm x 6 mm para o iPlan<sup>®</sup>, foram desconsiderados desta análise. E para avaliação de incerteza dos algoritmos, as maiores variações relativas em resposta de unidade monitora entre o modelamento convencional do SPC e o baseado no novo formalismo foram consideradas.

Tabela 6.13 - Cálculo da incerteza relacionado ao processo da aquisição de<br/>medidas para o cálculo do fator *output* e impacto no cálculo<br/>de unidades monitoras no sistema de planejamento<br/>computadorizado

Fontes de incerteza	Incerteza modelo padrão (%)	Incerteza novo formalismo (%)
Posicionamento do detector e alinhamento	0,2	0,2
Estabilidade da leitura do diodo	0,1	0,1
Estabilidade da leitura da câmara de ionização	0,3	0,3
Estabilidade de monitoramento do feixe	0,2	0,2
Reprodutibilidade do posicionamento do colimador	0,3	0,3
Correções das leituras (temperatura e pressão, polaridade, recombinação)	0,3	0,3
Efeito de média volumétrica	1,0 *	- **
Fator de correção $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$	- ***	1,0
Algoritmo de cálculo de dose com relação ao cálculo de unidade monitora (considerando o tamanho de campo 10 mm x 10 mm e campos a partir de 20 mm x 20 mm)	5,0 / 1,0	2,5 / 1,0
Total	5,0 / 1,5	2,8 / 1,5

\* Foi considerado o efeito de média volumétrica encontrado para o detector utilizado.

\*\* Para o novo formalismo, este fator está contemplado no fator de correção  $k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ .

<sup>\*\*\*</sup> A correção ao fator *output* foi consolidada no TRS-483, não sendo estabelecido, portanto, esse fator na literatura antes da publicação deste documento.

7 Discussão

## 7 DISCUSSÃO

## 7.1 Caracterização dos detectores e aquisição de dados de perfil e porcentagem de dose em profundidade

Com relação aos dados de caracterização dos detectores, foi possível observar na Tabela 6.1 e na Figura 6.3 que a câmera de menor volume apresentou os resultados mais discrepantes entre os detectores selecionados para a situação de menor taxa de dose e menor campo utilizados. Segundo Wuerfel, 2013, a escolha do detector para medidas dosimétricas deve englobar a análise de diferentes fatores, tais como: efeito de média volumétrica; dependência energética; análise do sinal-ruído; dependência com a taxa de dose; entre outros. E, para câmaras de volume pequeno, como a CC01, existe uma maior variação da resposta do detector com a alteração da taxa de dose e seu sinal-ruído também é maior se comparado às câmaras de volume maior. Avaliando o percentual do sinalruído da CC01, conforme descrito na seção 3.3.3, para a resposta deste detector no campo de referência representou 0,25 %, enquanto para a câmara CC13, este percentual foi de 0,04 %. Porém, devido ao seu pequeno volume, a câmara CC01 foi utilizada para aquisição das medidas relativas dos campos pequenos.

A câmara CC13, apesar de apresentar melhor sinal-ruído, por seu maior volume, não apresentou resultados satisfatórios para medidas de PDP, e não foi utilizada para aquisição de dados dos campos pequenos.

Com relação às medidas nos dois equipamentos, 2100 CD e 6 EX, tem-se que os aceleradores lineares, apesar de serem produzidos pelo mesmo fabricante, apresentam algumas características diferentes entre si, tais como: distância entre fonte e colimador multilâminas; energias possíveis de feixes (2100 CD é um equipamento de alta energia, ou seja, além de 6 MV é capaz de gerar feixes de fótons de 6 MV e 15 MV e feixes de elétrons de alta energia).

Considerando as medidas realizadas de perfis de dose com os diferentes detectores nos aceleradores supracitados e analisando a Figura 6.5, é possível notar que, para os campos menores, os perfis apresentam uma diferença entre o sentido transversal e radial do escaneamento, e este fato relaciona-se tanto às características físicas de cada um dos aceleradores, bem como da construção do seu ponto focal, conforme já discutido no capítulo 3. A fonte primária de radiação apresenta uma dimensão finita, e não pontual, e, com a colimação feita pelos colimadores para gerar campos pequenos de radiação, esta influencia no feixe medido devido à sobreposição da penumbra, gerando resultados um pouco distintos nos sentidos *crossline* e *inline*.

Ou seja, para tamanhos de campos pequenos configurados pelos colimadores, a fonte primária de radiação é colimada, e este fato torna-se importante em campos com tamanhos da mesma ordem de grandeza ao

tamanho do ponto focal e que, para os aceleradores atuais, o tamanho do ponto focal não ultrapassa o valor de 5 mm (Aspradakis, 2010).

Segundo Charles e colaboradores, 2014, a resultante de espalhamento medida pelos detectores é proveniente do espalhamento do objeto simulador (principal componente),  $S_p$ , e do colimador,  $S_c$ . Considerando a influência do fator espalhamento do colimador em componentes resultantes do colimador e da oclusão da fonte, tem-se que esta apresenta uma influência constante entre os tamanhos de campo de 5 mm x 5 mm e 20 mm x 20 mm. Este fato também é possível evidenciar nos gráficos da Figura 6.5, já que os detectores apresentaram comportamento semelhante, com mesma variação no valor de largura a meia altura do feixe, entre estes tamanhos de campo. Para campos maiores que 20 mm x 20 mm, não houve diferença significativa entre a resposta dos diferentes detectores.

Segundo Klein e colaboradores, 2009, o tamanho de campo indicado pelo colimador para equipamentos destinados a tratamentos com campos pequenos não deve variar além de 1 mm. Considerando o valor da largura a meia altura dos perfis apresentados nas figuras 6.4 e 6.5 e comparando com a correspondente indicação do colimador, para os campos com dimensões entre 5 e 20 mm em cada um dos lados, este limite foi violado em até 1,5 mm.

Porém, quando foi considerado o tamanho de campo equivalente entre as componentes transversais e radiais, conforme o TRS-483 (IAEA, 2017), s<sub>clin</sub>, todos os campos medidos mostram-se dentro da tolerância. Considerando os dados coletados de porcentagem de dose em profundidade, conforme figuras 6.6 e 6.7, tem-se que a câmara CC01 apresentou maior ruído e discrepância dos diodos para o campo 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm, como também avaliado na aquisição dos perfis. Para campos a partir do tamanho do campo de 20 mm x 20 mm, os resultados apresentaram boa concordância entre si, inclusive para a câmara CC13.

Para os menores tamanhos de campo, os resultados da câmara CC13 foram desconsiderados por não apresentarem correspondência com os demais detectores. Este fato é devido a relação entre o tamanho de campo mínimo necessário para garantir o equilíbrio de partículas carregadas que atravessam o volume sensível da câmara, conforme discutido no capítulo 3 e apresentado na equação 3.13.

## 7.2 Efeito de média volumétrica e o impacto das diferentes funções peso utilizadas

A partir dos resultados obtidos dos perfis de dose para os diferentes detectores, consideraram-se as medidas realizadas no acelerador linear 6 EX, por este apresentar menor influência do ponto focal, sendo possível uma melhor representação da influência do detector nas medidas.

Sendo assim, foi feita uma análise do efeito de média volumétrica para os dois menores tamanhos de campos, 5 mm x 5 mm e 10 mm x 10 mm respectivamente, já que esses são os perfis que podem apresentar
maior influência com relação ao detector utilizado na medida. Ou seja, como o detector não apresenta uma dimensão infinitesimal, este pode influenciar na medida, dependendo da dimensão do campo que se deseja medir. Como consequência, o resultado apresentado pelo detector deve ser corrigido para uma média de sinal em todo o seu volume sensível.

Com relação à câmara de ionização, as três diferentes funções peso (w(x,y)) utilizadas para cálculo do efeito de média volumétrica pouco influenciaram no resultado final, concordando com os dados publicados para câmera Farmer no TRS-483 (IAEA, 2017). E, portanto, o modelo mais simples, sendo o (A) da Figura 5.5, de câmara de ionização em que w(x,y) = 1, pode ser considerado para análise do efeito de média volumétrica em câmaras de ionização de pequeno volume.

Além disso, os resultados de efeito de média volumétrica menores para os perfis em maiores profundidades mostram-se adequados, já que como as medidas foram feitas em configuração distância fonte-superfície fixa, ou seja SSD=100 cm, pode-se observar que quanto maior a profundidade, maior será o tamanho de campo com relação à dimensão do detector se comparado ao campo na profundidade de máxima dose, apresentando uma influência menor para o tamanho do detector, conforme é possível notar na Tabela 6.8.

De posso de todos os resultados de efeito de média volumétrica, o detector *Razor* foi o que apresentou menor valor para esse fator e, por isso, foi utilizado para a realização das medidas de comissionamento dos algoritmos de cálculo de dose.

## 7.3 Análise do impacto do comissionamento dos diferentes algoritmos de cálculo de dose baseado no formalismo TRS-483

Considerando o SPC Eclipse<sup>®</sup> e os algoritmos AAA e *Acuros XB* para o cálculo de dose em dois diferentes aceleradores lineares, 2100 CD e *Eclipse-CAP*, notou-se que as diferenças eram devidas ao algoritmo de cálculo e não aos equipamentos de radiação, conforme dados apresentados nas figuras 6.11, 6.12, 6.14, 6.15 e 6.16. E, tentando melhorar a congruência dos dados entre os algoritmos de cálculo, AAA e *Acuros XB* e o detector *Razor*, uma breve análise da alteração do tamanho do ponto focal foi realizada.

O parâmetro do tamanho do ponto focal configurado no sistema de planejamento modela o efeito físico do tamanho finito da fonte primária do feixe de radiação, e este dado não é automaticamente otimizado durante o processo de configuração do algoritmo de cálculo de dose e pode ser manualmente ajustado caso seja necessário. Este parâmetro afeta o cálculo de unidade monitora para campos pequenos e regiões de penumbra dos perfis para todos os tamanhos de campo (Fogliata, 2011).

O dado padrão fornecido pelo fabricante para tamanho de ponto focal de um acelerador convencional é de 0 mm para o algoritmo AAA, nos sentidos x (transversal) e y (radial), e de 1 mm para o *Acuros XB* em x e y, porém ajustes podem ser feitos para uma melhor concordância entre os

dados medidos e os calculados através do sistema de planejamento computadorizado.

Os valores dos pontos focais foram variados para 1 mm no sentido transversal e mantido 0 mm no radial para o algoritmo AAA e 1,5 mm no sentido transversal e 0 mm no radial para o algoritmo *Acuros XB*. Na Figura 6.20 estão apresentados os resultados para o sentido transversal de escaneamento.

Como o detector utilizado para medida apresentou pequena influência de volume e todos os perfis gerados pelo sistema de planejamento apresentam-se com maior tamanho de campo, ao variar o tamanho do ponto focal, faz com que perfis ainda maiores sejam gerados, já que não é possível reduzir este valor, conforme sugestão dos valores padrões, sendo o mínimo para AAA de 0 mm e para o *Acuros XB* de 1 mm. Como este último algoritmo necessita de um gerador de partículas, é necessário que este tenha uma dimensão diferente de zero em pelo menos um dos lados do ponto focal (*x* ou *y*).

Os dados mostrados na Figura 6.20 estão em concordância com os resultados apresentados por Fogliata e colaboradores, 2011, para o algoritmo *Acuros XB*. Ou seja, os dados entre perfis medidos e os calculados pelo sistema de planejamento para tamanho de ponto focal de 1 mm apresentam maior semelhança. Já para o algoritmo AAA, o melhor valor de ponto focal estaria entre 0,5 e 1 mm, e, neste trabalho, o valor nulo para ponto focal apresentou resultados melhores.

Segundo Sham e colaboradores, 2008, quanto menor o campo de radiação, maior é a dependência dos perfis calculados com o ponto focal, e os valores de PDP são independentes do tamanho do ponto focal quando este está entre 1 e 3 mm, concordando com os dados obtidos neste trabalho.

Com relação ao comissionamento do SPC Eclipse<sup>®</sup> seguindo as recomendações do TRS-483, os algoritmos de cálculo de dose não se mostraram sensíveis para medidas de tamanhos de campos pequenos, menores que 20 mm x 20 mm, tanto no cálculo de perfis como no de PDP, conforme *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, 2014. Mantendo-se, portanto, a diferença visualizada entre os perfis gerados pelos algoritmos com o comissionamento padrão e o baseado no novo formalismo, conforme figuras 6.17 e 6.18.

Já para o SPC iPlan<sup>®</sup>, a maior diferença evidenciada nos perfis foi para o menor tamanho de campo utilizado, 6 mm x 6 mm, e no sentido *inline,* conforme apresentado nas figuras 6.23, 6.24, 6.25 e 6.26. Esta diferença está relacionada ao fato de que o algoritmo MC considera o efeito *tongue and groove* das lâminas durante o cálculo de dose e, quando este é realizado utilizando a opção de "acurácia otimizada" do SPC, isso pode gerar um sinal assimétrico devido à influência do conjunto de multilâminas, especialmente para os menores tamanhos de campos, como o 6 mm x 6 mm. Outra razão para este fato pode ser devido a um artefato de interpolação do algoritmo ao realizar o cálculo de dose, já que a menor resolução espacial possível para o cálculo são de 2 mm, tamanho este comparável ao tamanho de campo calculado (Brainlab, 2015).

Já os dados gerados pelo PBC e detector *Razor*, não foram notadas diferenças significativas. As diferenças em intensidade dos demais perfis não ultrapassam o valor de 1 % em todos os exemplos mostrados.

Já para o maior tamanho de campo, as diferenças nos perfis calculados pelos algoritmos com relação ao exemplo medido devem-se às dimensões do objeto simulador utilizado, já que esse apresenta dimensões reduzidas nos sentidos radiais e em profundidade. Além disso, as diferenças mostram-se apenas em região de baixa intensidade do feixe, não apresentando importância clínica nesta região.

Ainda com relação às diferenças encontradas entre os perfis calculados pelos SPC Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>, conforme verificado nas figuras 6.15, 6.25 e 6.26, é possível notar que os altos valores de diferença de dose (maiores que 3 %) ocorrem em um espaços pequenos (menor que 1 mm), podendo, portanto, não ser identifica em um controle de qualidade de plano específico. Isso se deve ao fato de que para os controles de qualidade de paciente específicos, as análises entre as distribuições de dose calculada e medida são realizadas em matrizes de dose bidimensionais que consideram variações em diferença de dose (DD) e em distância de correspondência (DTA).

Sendo assim, são definidos quais são os limites máximos toleráveis tanto em relação à diferença de dose ( $\Delta D_M$ ) quanto à DTA ( $\Delta d_M$ ), e que, em geral, são 3 % e 3 mm para campos de tamanhos convencionais. As

posições no plano *x y* que estão, no máximo, a uma distância  $\Delta d_M$  da origem definem um plano de posições aceitáveis para as posições medidas cujas doses calculadas sejam iguais à dose medida. Isto é, qualquer posição cuja dose calculada seja igual à dose medida neste espaço e que esteja dentro do plano gerado por ( $\Delta d_M$ ) representa uma posição aceita no critério de DTA. De forma similar, para a diferença de dose, qualquer posição cuja dose foi calculada e que sua coordenada seja menor em módulo que  $\Delta D_M$ , representa uma posição aceita no critério de DTA.

A unificação destes dois critérios é feita definindo-se uma distância combinada que os incorpora e que gera um elipsóide de aceitação no espaço. Desta forma, qualquer posição calculada cuja coordenada esteja dentro do elipsóide gerado satisfaz ao mesmo tempo os dois critérios de aceitação (considerando a diferença de dose normalizada), definindo-se assim a análise *gamma* para distribuições de dose (Low, 2003). E, por ser uma combinação de dados entre dose e distância, as diferenças apresentadas entre o SPC e os dados medidos podem não apresentar resultados discrepantes quando avaliados através do parâmetro *gamma*.

Com relação ao cálculo de unidades monitoras, os algoritmos de cálculo de dose utilizados no SPC Eclipse® mostraram-se responsivos às informações inseridas de fator *output* no SPC, reduzindo a variabilidade entre as respostas para o novo modelo de maneira quase nula, além de reduzir a quantidade de unidades monitoras, em média de 8,5 % para AAA e AXB, que serão entregues pelo plano de tratamento. Ou seja, após ser comissionado com os fatores *output* desde o campo 10 mm x 10 mm (menor

campo quadrado possível para a versão do SPC utilizada) e considerando os fatores de correção adequados e campo intermediário, conforme TRS-483 (IAEA, 2017), houve uma menor variação entre os resultados calculados.

Para o sistema iPlan<sup>®</sup>, o algoritmo de cálculo dose *Pencil Beam* também se mostou responsivo às alterações, melhorando a correspondência com o algoritmo de MC e reduzindo, em média, as unidades monitoras calculadas entre o modelo padrão e o novo modelo em 6 %.

O algoritmo de *X-Ray Voxel Monte Carlo* (MC) não apresentou variação significativa com a introdução das novas medidas, garantindo, portanto, modelamento adequado da fonte e dos parâmetros do feixe desde o comissionamento inicial, mostrando-se o melhor algoritmo dentre os avaliados.

Para ambos sistemas de planejamento, Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>, desconsiderando meios heterogêneos, bem como influência de alguns parâmetros do colimador multilâminas, é possível concluir que os algoritmos de cálculo de dose apresentam-se adequados e correspondentes entre si quando comissionados considerando os dados dos menores campos possíveis ao sistema e seguindo as orientações disponíveis no código de prática TRS-483. Fato este não evidenciado para os menores campos utilizando o comissionamento padrão.

Conforme visto para o Eclipse<sup>®</sup>, as extrapolações feitas pelo SPC para campos não comissionados, como o 5 mm x 5 mm, podem apresentar diferenças significativas e não devem ser utilizados clinicamente. Já para o

sistema iPlan<sup>®</sup>, o mesmo ocorreu para o algoritmo PBC em relação ao menor tamanho de campo, porém o algoritmo mostrou boa concordância entre os perfis e PDP calculados, o que não ocorreu para o sistema Eclipse<sup>®</sup> nessa situação.

Por fim, ao estimar as incertezas do processo de aquisição de dados, principalmente do fator *output* e avaliação do seu impacto nos sistemas de planejamento, nota-se que para campos convencionais não houve redução das incertezas associadas ao processo, porém para os campos pequenos houve uma redução de 2,2 % (reduzindo de 5,0 % para 2,8 %) e, sendo essa incerteza menor que 3 %, assegura-se, assim, a garantia da qualidade dos tratamentos.

8 Conclusões

## 8 CONCLUSÕES

Dentre os detectores utilizados neste trabalho, diodos e câmaras de ionização, o *Razor* foi o que apresentou menor efeito de média volumétrica, menor que 1,0 %, enquanto a câmara CC01 apresentou até 2,0 % de influência nos perfis medidos quando utilizada em campos pequenos e o diodo EFD apresentou um valor de 1,3 %. Sendo assim, as medidas necessárias de campos pequenos para comissionar os sistemas de planejamento computadorizados foram realizadas com o detector *Razor*.

Comissionando o sistema Eclipse<sup>®</sup> com os dados de campos pequenos para os algoritmos AAA e *Acuros XB* no equipamento Eclipse-CAP, tem-se que este SPC não se mostrou sensível em sua resposta para os dados inseridos de campos pequenos com relação ao cálculo de perfis e PDP.

Com relação à análise do tamanho do ponto focal do equipamento Eclipse-CAP, já que este parâmetro influencia nos perfis calculados pelos diferentes algoritmos, tem-se que os resultados apresentaram maior concordância para os tamanhos de 0 mm para o AAA e 1 mm para o *Acuros XB*. E os valores de PDP mostraram-se independentes com relação ao tamanho do ponto focal, concordando com a literatura.

Considerando o SPC iPlan<sup>®</sup>, tem-se que apenas os perfis radiais para o menor tamanho de campo, 6 mm x 6 mm, apresentaram diferença para o algoritmo *X-Ray Voxel Monte Carlo*. E o algoritmo PBC apresentou boa concordância com os dados medidos com relação aos dados de perfis e PDP.

Com relação ao cálculo de unidade monitora, o algoritmo de cálculo de dose *X-Ray Voxel Monte Carlo* foi o único que apresentou resultados similares entre o comissionamento padrão e o baseado no formalismo TRS-483, mostrando-se o melhor algoritmo dentre os avaliados, e esse fato está relacionado ao modelamento adequado da fonte e dos parâmetros do feixe desde o comissionamento inicial.

Para os demais algoritmos, AAA, *Acuros XB* e PBC, houve redução do cálculo de unidades monitoras pelos algoritmos ao serem comissionados baseados no formalismo TRS-483. Sendo estas diferenças em média 8,5 % para AAA e *Acuros XB* e 6 % para PBC.

Para ambos sistemas de planejamento, Eclipse<sup>®</sup> e iPlan<sup>®</sup>, e desconsiderando os demais parâmetros de configuração de cada sistema, é possível concluir que, para campos maiores que 10 mm x 10 mm, os algoritmos de cálculo de dose apresentam-se adequados e correspondentes entre si quando comissionados seguindo as orientações disponíveis no código de prática TRS-483. Fato este não evidenciado para os menores campos utilizando o comissionamento padrão.

Além disso, ao analisar o cálculo de unidade monitora realizado pelo Eclipse<sup>®</sup>, tem-se que as extrapolações feitas pelo SPC para os campos em que não são possíveis a inserção de dados no sistema, como por exemplo o campo 5 mm x 5 mm, podem apresentar diferenças relevantes tanto para o

AAA como para o *Acuros XB*. E, portanto, estes dados gerados a partir de extrapolação feitos pelo SPC não devem ser utilizados clinicamente.

Através da adequada coleta de dados e aquisição dos parâmetros necessários ao SPC, seguindo as orientações do protocolo TRS-483, foi possível reduzir a incerteza no processo de cálculo de unidade monitora realizado por diferentes algoritmos de cálculo de dose. As medidas foram baseadas em geometrias simples e, para essas situações, houve uma redução de 2,2 % nas incertezas associadas nos cálculos envolvendo campos pequenos, reduzindo de 5,0 % para 2,8 %.

9 Referências

## **9 REFERÊNCIAS**

Alfonso R, Andreo P, Capote R, Hug MS, Kilby W, Kjall P, Mackie TR, Palmans H, Rosser K, Seuntjens J, Ullrich W, Vatnitsky S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. Med Phys. 2008;35(11):5179-86.

Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. Med Phys. 1989;16(4):577-92.

Andreo P, Burns DT, Nahum AE, Seuntjens J, Attix FH. Fundamentals of ionizing radiation dosimetry. Hoboken, NJ: Wiley-VCH; 2017.

ASN Autorité de Sûreté Nucléaire. Report concerning the radiotherapy incident at University Hospital Centre (CHU) in Toulouse – Rangueil Hospital. Bourdeaux: ASN; 2007.

Aspradakis M, Byrne J, Palmans H, Conway J, Rosser K, Warrington J, Duane S. Small field MV photon dosimetry. IPEM Report No. 103. York: IPEM; 2010.

Attix, FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Hoboken, NJ: Wiley-VCH; 1986.

Azangwe G, Grochowska P, Georg D, Izewska J, Hopfgartner J, Lechner W, Andersen CE, Beierholm AR, Helt-Hansen J, Mizuno H, Fukumura A, Yajima K, Gouldstone C, Sharpe P, Meghzifene A, and Palmans H. Detector specific correction factors for small radiotherapy beams. Med Phys. 2014; 41(7), 072103. Benmakhlouf H, Sempau J, Andreo P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study. Med Phys. 2014;41(4):041711.

Bjarngard BE, Tsai JS, Rice RK. Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. Med Phys. 1990;17(5):794-9.

Bortfeld T, Schlegel W, Rhein B. Decomposition of pencil beam kernels for fast dose calculations in three-dimensional treatment planning. Med Phys. 1993;20(2 Pt 1):311-8.

Brahme A. Dosimetric precision requirements in radiation therapy Acta Radiol.Oncol. 1984;23:379-91.

Brahme A, Lax I, Andreo P. Electron beam dose planning using discrete Gaussian beams, mathematical background. Acta Radiol Oncol. 1981;20(2):147-58.

Brainlab. Monte Carlo Dose Algorithm. Clinical White Paper, 2011. Disponível em: https://www.brainlab.com/wp-content/uploads/2014/01/White-Paper-Monte-Carlo.pdf

Brainlab. Technical Reference Guide, Volume 1/2. Revision 1.8. 2015

Charles PH, Cranmer-Sargison G, Thwaites DI, Crowe SB, Kairn T, Knight RT, Kenny J, Langton CM, Trapp JV. A practical and theoretical definition of very small field size for radiotherapy output factor. Med Phys. 2014; 41:041707.

Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, Kawrakow I, Keall PJ, Liu H, Ma CM, Rogers DW, Seuntjens J, Sheikh-Bagheri D, Siebers JV. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Med Phys. 2007;34(12): 4818-53.

Chow JC, Seguin M, Alexander A. Dosimetric effect of collimating jaws for small multileaf collimated fields. Med Phys. 2005;29(6):1109-15.

Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys. 2008;35(1):206-15.

Das IJ, Downes MB, Kassaee A, Tochner Z. Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery radiotherapy. J Radiosurg. 2000; 3(4):177-86.

Eklund K. Modeling silicon diode dose response in radiotherapy fields using fluence pencil kernels, PhD Thesis. Uppsala: Faculty of Medicine, Uppsala Universitet; 2010.

Failla GA, Wareing T, Archambault Y, Thompson S. Acuros® XB advanced dose calculation for the EclipseTM treatment planning system. Palo Alto, California: Varian Medical Systems; 2014.

Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Cozzi L. Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc® stereotactic treatments. Med Phys. 2011;38(11):6228-37.

Francescon P, Cora S, Cavedon C. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. Med Phys. 2008;35(2):504-13.

Francescon P, Cora S, Satariano N. Calculation of k(Q(clin),Q(msr))(f(clin),f(msr)) for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations. Med. Phys. 2011;38(12):6513-27.

Francescon P, Beddar S, Satariano N, Das IJ. Variation of k(fclin,fmsr, Qclin, Qmsr) for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio. Med Phys, 2014;41:101708.

Higgins PD, Sibata CH, Siskind L, Sohn JW. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. Med Phys. 1995;22:1663-6.

Hoffmann L, Jorgensen MB, Muren LP, Petersen JB. Clinical validation of Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. Acta Oncol. 2012;51(3):376-85.

IAEA International Atomic Energy Agency. IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna: IAEA; 2000.

IAEA International Atomic Energy Agency. Technical Report Series N°430. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Viena: IAEA; 2004.

IAEA International Atomic Energy Agency. IAEA. Technical reports series No. 483 (TRS-483). Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. An International code of practice for Reference and Relative Dose Determination. Viena: IAEA; 2017.

IAEA/NRS/2007. Nuclear Safety Review for the year 2007. Disponível em: Http://www.iaea.org/About/Policy/GC/GC52/GC52InfDocuments/English/gc5 2inf2\_en.pdf, IAEA, 2008. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) - Radiation quantities and units. ICRU Report 33 (Bethesda), 1980.

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) -Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. ICRU Report 42, 1987.

Iwasaki A. 10MV x-ray SMRs obtained using zero - area S(p) correction factors derived by means of the Bjärngard-Petti method. Phys Med Biol. 1996;41(4):625-36.

Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, Katayose T, Myojoyama A, Hatano K. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. Med Phys. 2008;35(10):4591-8.

Khan FM. The physics of radiation therapy. 4th Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.

Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, Serago C, Aguirre F, Ma L, Arjomandy B, Liu C, Sandin C, Holmes T; Task Group 142, American Association of Physicists in Medicine. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009;36(9):4197-212.

Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Med Phys. 2003;30(3):341-7.

Lee HR, Pankuch M, Chu JC, Spokas JJ. Evaluation and characterization of parallel plate microchamber's functionalities in small beam dosimetry. Med Phys. 2002;29(11):2489-96.

Li S, Medin P, Pillai S, Solberg T. Analysis of photon beam data from multiple institutions: An argument of reference data. Med Phys. 2006;33(6 Part 2).

Li XA, Soubra M, Szanto J, Gerig LH. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps, Med Phys. 22 (1995) 1167-70.

Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the *gamma* dose distribution comparison method. Med. Phys. 2003;30(9):2455-64.

Lydon JM. Theoretical and experimental validation of treatment planning for narrow MLC defined photon fields. Phys Med Biol, 2005;50(11):2701-14.

Martens C, De Wagter C, De Neve, W. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. Phys Med Biol. 2000;45(9):2519-30.

McKerracher C, Thwaites DI. Notes on the construction of solid-state detectors. Radiother Oncol. 2006;79(3):348-51.

Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Differential pencil beam dose computation model for photons. Med Phys. 1986;13(1):64-73.

Nizin PS, Chang XS. Primary dose in photon beams with lateral electron disequilibrium. Med Phys. 1991;18(4):744-8.

Papaconstadopoulos P. On the detector response and the reconstruction of the source intensity distribution in small photon fields, PhD Thesis. Montreal: McGill University; 2016.

Paskalev KA, Seuntjens JP, Patrocinio HJ, Posgorsak EB. Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 ans 3mm in diameter). Med Phys. 2003;30(2):111-8.

Rice RK, Hansen JL, Svensson GK, Siddon RL. Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. Phys Med Biol. 1987;32(9):1087-99.

Rogers D, Bielajew AF. Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry. In: Kase KR, Bjarngard BE, Attix FH. (eds.). The dosimetry of ionizing radiation. Amsterdam: Elsevier; 1990. Chapter 5, Vol. III.

Sanchez-Doblado F, Capote R, Rosello JV, Leal A, Lagares JI, Arrans R, Hartmann GH. Micro ionization chamber dosimetry in IMRT verification: clinical implications of dosimetric errors in the PTV. Radiother Oncol. 2005;75(3):342-8.

Sauer OA, Wilbert J. Measurement of output factors for small photon beams. Med Phys. 2007;34(6):1983-8.

Sauer OA. Determination of the quality index "Q" for photon beams at arbitrary field sizes. Med Phys. 2009;36(9):4168-72.

Schell MC, Bova FJ, Larson DA, Leavitt DD, Luiz WR, Podgorsak EB, Wu A. Stereotactic Radiosurgery: AAPM Report No 54. Radiation Therapy Committee Report of Task Group 42. Alexandria, Virginia, USA: American Association of Physicists in Medicine, American Institute of Physics; June 1995.

Seuntjens J. IAEA - Argonne - Training Course on Small Field Dosimetry. Argonne National Laboratory and University of Chicago Hospital, 2015 (Comunicação pessoal).

Seuntjens J, Verhaegen F. Comments on Ionization chamber dosimetry of small photon photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams. Phys Med Biol. 2003; 48:L43-45.

Sham E, Seuntjens J, Devic S, Podgorsak EB. Influence of focal spot on characteristics of very small diameter radiosurgical beams. Med Phys. 2008; 35:3317.

Sibata CH, Mota HC, Bedder AS, Higgins PD, Shin KH. Influence of detector size in photon beam profile measurements. Phys Med Biol. 1991;36(5):621-31.

Site do Instituto Nacional de Câncer: http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/sintese-de-resultados-comentarios. Acessado em 05/05/2019.

Site do Ministério da Saúde: <u>http://portalms.saude.gov.br/ciencia-e-</u> <u>tecnologia-e-complexo-industrial/complexo-industrial/plano-de-expansao-da-</u> <u>radioterapia-no-sus.</u> Acessado em 20/07/2019.

Site do National Cancer Institute: <u>https://www.cancer.gov/about-</u> <u>cancer/treatment/types/radiation-therapy</u>. Acessado em 05/05/2019.

Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1993;26(2):261-73.

Varian Medical Systems. Eclipse algorithms reference guide (P/N B502679R01B) v10. Palo Alto, California: Varian Medical Systems, 2010.

Varian Medical Systems. Reference Guide for Eclipse Algorithms. Palo Alto, California: Varian Medical Systems, 2005.

Varian Medical Systems. Eclipse photon and electron algorithms reference guide. Palo Alto, California: Varian Medical Systems; 2014.

Webb S. Optimizing the planning of intensity-modulated radiotherapy. Phys Med Biol. 1994;39(12):2229-46.

Wuerfel JU. Dose measurements in small fields. Medical Physics International Journal. 2013;1(1):81-90.

Yin Z, Hugtenburg RP, Beddoe AH. Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry. Phys Med Biol. 2004;49(16):3691-702.

Zhu TC, Saini AS. Diode dosimetry for megavoltage electron and photonbeams. In: Rogers DWO, Cygler J, Eds. Clinical dosimetry measurements in radiotherapy. Medison, Ws: Medical Physics Publishing Corp; 2009. p 913-939.

10 Anexos

## ANEXO I: Código desenvolvido para cálculo do efeito de média volumétrica

Código desenvolvido em Scilab, versão 3.0, para cálculo do efeito de média volumétrica com relação ao detector utilizado para as medidas dos

perfis de feixe de 6 MV em condição de campos pequenos.

```
EFEITO DE VOLUME
// Código escrito para cálculo do efeito de volume de câmara de ionização (CI)
//e diodo baseado no TRS-483
// Principais funções: w(x,y) (descreve a forma da CI, função peso)
 OAR(x,y) (distribuição off-axis do feixe)
//_____
___
clear//
clc//
// PARÂMETROS DE ENTRADA
// Feixe (Gaussiana)- aproximação para o perfil off-axis do feixe.
// Gaussiana: OAR1(x,y) = y01 + (A1/(s1*sqrt(%pi/2)))*exp(-2*((x1-xc1)/s1)^2)
// OAR2(x,y) = y02 + (A2/(s2*sqrt(%pi/2)))*exp(-2*((x2-xc2)/s2)^2))
// Indexação 1 refere-se aos dados transversais (crossline)
// e 2 aos radiais (inline).
xc1=()
xc2=()
y01=()
y02=()
// Variâncias
s1=()
s2=()
// A
A1=()
A2=()
// Geometria (dimensões da CI, ou detectores, em mm)
R=()
L=()
Rce=()
Lce=()
//-----
//-----
```

// PRINCIPAIS FUNÇÕES //-----// Função peso das câmaras de ionização e diodo: w(x,y) // Situação A functiont=wA(y) if-L/2<=y&y<=L/2then// domínio da função t=1 else **t**=0 end endfunction // Situação B functiont=<u>wB(x, y)</u> if-L/2<=y&y<=L/2&abs(x)<=Rthen  $t = sqrt(R^2 - x^2)$ else **t**=0 end endfunction // Situação C functiont=wC(x, y) if-L/2<=y&y<(L/2-R)&abs(x)<Rcethen t=sqrt(R^2-x^2)-sqrt(Rce^2-x^2) elseif-L/2<=y&y<(L/2-R)&Rce<=abs(x)&abs(x)<=Rthen t=sqrt(R^2-x^2) elseif(L/2-R)<=y&y<=L/2&abs(x)<=sqrt(-2\*R\*(y-L/2)-(y-L/2)^2)then  $t = sqrt(-2*R*(y-L/2)-(y-L/2)^2-x^2)$ else **t**=0 end endfunction // Situação D - Diodo functiont=wD(x, y) ify<=sqrt(R^2-x^2)then t=1 else **t**=0 end endfunction //-----

// MULTIPLICAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO OAR(x,y) por w(x,y)

functiont=<u>Oar(x, y)</u> x1=x x2=y t1=y01+(A1/(s1\*sqrt(%pi/2)))\*exp(-2\*((x1- xc1)/s1)^2) t2=y02+(A2/(s2\*sqrt(%pi/2)))\*exp(-2\*((x2- xc2)/s2)^2) t=(t1\*t2) endfunction

functiont=<u>fA(y)</u>,t=<u>wA(y)</u>\*<u>Oar(0,y)</u>,endfunction

functiont=<u>fB(x, y),t=wB(x,y)\*Oar(x,y)</u>,endfunction

functiont=fC(x, y),t=wC(x,y)\*Oar(x,y),endfunction

functiont=<u>fD(x, y)</u>,t=wD(x,y)\*<u>Oar(x,y)</u>,endfunction

//\_\_\_\_\_ //=-----// CÁLCULOS

X=[-L/2,-R;L/2,R;L/2,-R] Y=[-L/2,-R;-L/2,R;L/2,R] //X = [-R, -L/2; R, L/2; R, -L/2] //domínio de integração //Y = [-R, -L/2; -R, L/2; R, L/2] //[-L/2,L/2] x [-R,R]

// Integral no plano x y, passando pelo eixo do cilindro.

Kvol\_A=intg(-L/2,L/2,wA)/intg(-L/2,L/2,fA);// Integração unidimensional disp(Kvol\_A,"Kvaol\_A:")

Kvol\_B=int2d(X,Y,wB)/int2d(X,Y,fB);// Integração bidimensional disp(Kvol\_B,"Kvol\_B:")

Kvol\_C=int2d(X,Y,wC)/int2d(X,Y,fC); disp(Kvol\_C,"Kvol\_C:")

Kvol\_D=int2d(X,Y,wD)/int2d(X,Y,fD); disp(Kvol\_D,"Kvol\_Diodo:")