



COPPE/UFRJ

CONTROLE DE QUALIDADE DE PLANEJAMENTOS DE TRATAMENTOS
RADIOTERAPÊUTICOS COM FEIXES DE ELÉTRONS

Luciana Tourinho Campos

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como partes dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Delson Braz

Luiz Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro

Maio de 2010

CONTROLE DE QUALIDADE DE PLANEJAMENTOS DE TRATAMENTOS
RADIOTERAPÊUTICOS COM FEIXES DE ELÉTRONS

Luciana Tourinho Campos

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

Examinada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Dr. Luiz Ribeiro da Rosa, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

Prof. Edgar Francisco Oliveira de Jesus, D.Sc.

Dr. Eduardo de Paiva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2010

Campos, Luciana Tourinho

Controle de Qualidade de Planejamentos de Tratamentos Radioterapêuticos com Feixes de Elétrons / Luciana Tourinho Campos - Rio de Janeiro: UFRJ/COOPE, 2010.

XVII, 136 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Dr. Delson Braz

Dr. Luiz A. Ribeiro da Rosa

Tese (doutorado) - UFRJ/ COPPE / Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 130-136.

1. Dosimetria e Controle de Qualidade em Radioterapia. 2. Radioterapia com Feixes de Elétrons. 3. Sistemas de Planejamento do Tratamento. I. Braz, Delson. II. Da Rosa, Luiz A. R. III. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus.

Graças a Ele, me considero rodeada de pessoas sempre dispostas a acreditar em mim e a colaborar, tanto do lado profissional quanto do emocional.

Agradeço às pessoas que apareceram no caminho para a conclusão deste trabalho e estiveram dispostas a me ajudar no que fosse preciso.

Ao Luiz, pela orientação, por dedicar momentos preciosos a mim, pelo imenso carinho e pela paciência, por tirar dúvidas fundamentais na execução deste trabalho, pelas horas de discussão, pelo grande incentivo e apoio em todos os momentos.

Ao Delson, pela oportunidade e por aceitar me orientar.

Ao Delano, pela orientação incondicional, por me permitir realizar este trabalho no HCI/INCA-MS, por dedicar momentos preciosos a mim, por todos os ensinamentos e discussões.

Ao CNPQ, pelo suporte financeiro, sem o qual eu jamais teria terminado mais essa etapa na minha vida.

A todos do SEFME, Serviço de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, por me permitirem utilizar as instalações e laboratório do serviço para a leitura dos filmes radiocrômicos, as simulações de Monte Carlo e escrita do texto da tese, por me apoiarem e me darem todo o suporte que eu precisava.

Aos meus pais, Lúcia e Erlon, pelo apoio, pela torcida, pelas palavras carinhosas e todo apoio durante toda minha vida e aos meus irmãos pelo carinho.

Ao Roberto, meu querido esposo e companheiro, por sempre estar disposto a me ajudar no que for necessário, por agüentar meus dias de mau humor, pela grande paciência e por estar ao meu lado sempre.

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

CONTROLE DE QUALIDADE DE PLANEJAMENTOS DE TRATAMENTOS
RADIOTERAPÊUTICOS COM FEIXES DE ELÉTRONS

Luciana Tourinho Campos

Maio/2010

Orientadores: Delson Braz

Luiz Ribeiro da Rosa

Programa: Engenharia Nuclear

O principal objetivo da radioterapia é fornecer a maior dose possível ao tumor, de modo a destruí-lo, reduzindo ao máximo as doses nos tecidos sadios adjacentes ao volume alvo. Para isso é necessário fazer um planejamento do tratamento. Quanto mais complexo for esse tratamento, mais difícil será o planejamento, exigindo métodos computacionais sofisticados na sua realização.

Nesse trabalho, verificou-se a qualidade do planejamento do tratamento gerado pelo sistema de planejamento de tratamento Eclipse® para feixes de elétrons de 9 e 20 MeV, avaliando sua exatidão e acurácia no cálculo de distribuições de dose em diversas situações clínicas complexas. Foram desenvolvidos casos testes adaptados à realidade brasileira, tendo como referência os tratamentos radioterápicos realizados no Instituto Nacional do Câncer.

O sistema desenvolvido para a verificação da qualidade de sistemas de planejamento de tratamento com elétrons mostrou-se eficiente na avaliação do sistema de planejamento Eclipse®, identificando as falhas dos seus algoritmos, principalmente no planejamento das isodoses. O sistema de verificação foi validado em relação ao método de Monte Carlo e aos dados experimentais com câmara de ionização e mostrou as falhas dos algoritmos *pencil beam* generalizado e eMC.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

QUALITY CONTROL OF RADIOTHERAPY TREATMENT PLANS WITH
ELECTRONS BEAMS

Luciana Tourinho Campos

May/2010

Advisors: Delson Braz

Luiz Ribeiro da Rosa

Department: Nuclear Engineering

The main objective of radiotherapy is to deliver the highest possible dose to the tumour, in order to destroy it, reducing as much as possible the doses to healthy tissues adjacent to the target volume. Therefore, it is necessary to do a planning of the treatment. The more complex is the treatment, the more difficult the planning will be, demanding computation sophisticated methods in its execution, in order to consider the heterogeneities present in the human body.

In this work the quality of the treatment planning generated by Eclipse® commercial treatment planning system for electron beams of energy 9 and 20 MeV was verified and their accuracy in the calculation of dose distributions for several clinical situations was evaluated. Tests cases had been developed according to the Brazilian reality, having as reference the radiotherapy treatments carried out in the National Institute of the Cancer.

The system developed for checking the quality of treatment planning systems with electrons was efficient in evaluating the Eclipse planning system by identifying the failures of their algorithms, especially in planning the isodose. The verification system has been validated against the Monte Carlo method and the experimental data with an ionization chamber and showed the shortcomings of generalized pencil beam and eMC algorithms.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	6
2.1 – RADIOTERAPIA	6
2.2 – ACELERADORES LINEARES	8
2.3 – DOSE ABSORVIDA	16
2.4 – DISTRIBUIÇÃO DE DOSE	16
2.4.1 – Percentual de dose em profundidade	17
2.4.1.1 – Parâmetros do feixe clínico de elétrons	21
2.4.1.1 – Alcance prático	21
2.4.1.2 – Alcance à meia profundidade	22
2.4.1.3 – Alcance terapêutico	23
2.4.1.4 – Dose superficial	24
2.4.1.5 – Radiação de fundo de fótons ou contaminação de raios-X	24
2.4.2 – Perfil de campo	24
2.4.3 – Curvas de isodose	26
2.5 – DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA	27
2.5.1 – Dosímetros	27
2.5.1.1 – Câmara de ionização	28
2.5.1.2.1 – Câmara de ionização de placas paralelas	30
2.5.1.2.1 – Filme radiocrômico	31
2.5.2 – Simuladores de tecido	32
2.5.3 – Código de Monte Carlo	33
2.5.3.1 – Transporte de fótons	35
2.5.3.2 – Transporte de elétrons	35
2.5.3.3 – Código PEGS4	37
2.5.3.4 – Energia de corte.	38
2.5.3.5 – Código BEAMnrc.	38
2.5.3.6 – Código BEAMDP	40

2.5.3.7 – Código DOSXYZnrc	40
2.5.4 – Sistemas de planejamentos de tratamento para elétrons	41
2.5.4.1 – Modelo do <i>Pencil Beam</i> baseado na teoria do espalhamento múltiplo	44
2.5.4.1.1 – Parâmetro de espalhamento lateral, σ	46
2.5.4.2 – Algoritmo do <i>Pencil Beam</i> Generalizado	48
2.5.4.2.1 – Modelo de cálculo	50
2.5.4.3 – Algoritmo elétron Monte Carlo	52
3 – MATERIAIS E MÉTODOS	60
3.1 – SISTEMAS DOSIMÉTRICOS	61
3.1.1 – Medidas com câmara de ionização	61
3.1.2 – Medidas com o filme radiocrômico	65
3.1.2.1 – Estudo da leitura de dose zero dos filmes radiocrômicos	66
3.1.2.2 – Calibração dos filmes radiocrômicos	67
3.1.2.3 – Arranjo experimental para medidas com os casos testes	68
3.2 – MEDIDAS UTILIZANDO OS CASOS TESTES	69
3.2.1 – Caso teste 1	69
3.2.2 – Caso teste 2	70
3.2.3 – Caso teste 3	71
3.2.4 – Caso teste 4	72
3.2.5 – Caso teste 5	73
3.2.6 – Caso teste 6	75
3.2.7 – Caso teste 7	76
3.2.8 – Caso teste 8	77
3.3 – SIMULAÇÃO VIA CÓDIGO DE MONTE CARLO DAS DISTRIBUIÇÕES DE DOSE PARA CADA CASO TESTE CONSIDERAD	79
3.3.1 – Simulação do cabeçote do acelerador linear Varian Clinac 2300 C/D	80
3.3.1.1 – Materiais	80

3.3.1.1 – Métodos	80
3.3.2 – Validação do espectro obtido com BEAMnrc	84
3.3.2.1 – Materiais e Métodos	84
3.3.3 – Simulação dos casos testes a partir do método de Monte Carlo	85
3.3.1.1 – Caso teste 2	86
3.3.1.2 – Caso teste 3	86
3.3.1.3 – Caso teste 4	87
3.3.1.4 – Caso teste 5	87
3.3.1.5 – Caso teste 6	87
3.3.1.6 – Caso teste 7	88
3.3.1.7 – Caso teste 8	88
3.4 – DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA ATRAVÉS DO SISTEMA PLANEJAMENTO	89
3.4.1 – Materiais	89
3.4.1.1 – Sistema de Planejamento Eclipse	89
3.4.2 – Métodos	90
3.5 – INFORMAÇÕES GERAIS SOBRE O MODO DE COMPARAÇÃO	92
3.5.1 – Materiais	92
3.5.1.1 – Verisoft™	92
4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES	94
4.1 – VALIDAÇÃO DO ESPECTRO UTILIZADO NAS SIMULAÇÕES	94
4.2 – COMPARAÇÃO DE DISTRIBUIÇÕES DE DOSE UTILIZANDO OS CASOS TESTES	96
4.2.1 – Caso Teste 1	96
4.2.2 – Caso Teste 2	98
4.2.3 – Caso Teste 3	101
4.2.4 – Caso Teste 4	105
4.2.5 – Caso Teste 5	108
4.2.6 – Caso Teste 6	111

4.2.7 – Caso Teste 7	114
4.2.8 – Caso Teste 8	115
4.3 – COMPARAÇÃO DE PLANOS DE DOSE UTILIZANDO OS CASOS TESTES	117
4.3.1 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação à câmara de ionização	118
4.3.2 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação ao sistema de planejamento	121
4.3.3 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação ao filme radiocrômico	125
5– CONCLUSÕES	127
5.1 – PERSPECTIVAS	129
6 – REFERÊNCIAS	130

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Demonstração de placas paralelas as quais são aplicados potenciais variáveis. O elétron é acelerado a medida que vai ultrapassando cada placa. 9
- Figura 2:** Componentes do acelerador linear clínico. 12
- Figura 3:** Sistema de folha espalhadora utilizada em aceleradores lineares modernos. 13
- Figura 4:** Aplicadores utilizados para a colimação de feixes de elétrons do acelerador linear da *Siemens e Elekta*. 15
- Figura 5:** Aplicador utilizado para a colimação de elétrons no acelerador linear da *Varian Medical Systems*. 15
- Figura 6:** Curvas típicas de PDP para feixes clínicos de elétrons para o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no eixo central em água. 18
- Figura 7:** Curvas de dose em profundidade para um feixe de fótons proveniente de um acelerador linear clínico para o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para a água. 19
- Figura 8:** Comparação perfis em dose em profundidade na água de feixes de elétrons no eixo central para a energia 20 MeV e vários tamanhos de campo. 19
- Figura 9:** Curvas de PDP em água para várias incidências de feixe de elétrons. 20
- Figura 10:** Curva típica de PDP ilustrando a definição de parâmetros R_q , R_{90} , R_{50} , R_p , R_{max} . 21
- Figura 11:** Variação do R_{50} com a energia média de vários aceleradores de pesquisa. 23
- Figura 12:** Exemplo de um perfil de campo para um feixe de elétrons obtido de um acelerador clínico de energia de 12 MeV, profundidade de máxima dose e tamanho de campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$. 25
- Figura 13:** Curvas de isodose para a energia 20 MeV e tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD de 100cm. 26

Figura 14:	Várias câmaras de ionização utilizadas em radioterapia.	31
Figura 15:	Três diferentes tipos de colisão de uma partícula carregada com um átomo em função dos tamanhos relativos do parâmetro de impacto b e do raio atômico a .	36
Figura 16:	Sistema de coordenadas do <i>pencil beam</i> . A dose no ponto P é calculada pela integração de contribuições de <i>pencil beams</i> individuais.	45
Figura 17:	Gráfico de uma função de distribuição normal dada pela equação 17.	47
Figura 18:	Distribuição de isodose de um pencil beam medido com um feixe de elétrons estreito de energia de 22 MeV incidente em um simulador geométrico composto por água.	47
Figura 19:	Geometria do Algoritmo do <i>Pencil beam</i> Generalizado.	52
Figura 20:	Ilustração esquemática do algoritmo MMC. As setas indicam a direção de movimento dos elétrons incidentes na esfera.	54
Figura 21:	Uma fatia de tomografia computadorizada pré-processada descrevendo a cabeça de um paciente.	56
Figura 22:	Ilustração em 2D para a densidade de volume de 0,1 cm de resolução	57
Figura 23:	Arranjo experimental das medidas com o simulador geométrico automático <i>Wellhöfer</i> preenchido com água.	63
Figura 24:	Filmes radiocrômicos Gafchromic® EBT	65
Figura 25:	Arranjo experimental da calibração dos filmes radiocrômicos	68
Figura 26:	Simulador Geométrico utilizado para as medidas dos casos testes com filmes radiocrômicos	69
Figura 27:	Arranjo Experimental do caso teste 1 para o campo 10x10 cm ² e energia de 9 e 20 MeV	70
Figura 28:	Bloco 3x12 cm ²	71
Figura 29:	Arranjo experimental do caso teste 3 em que se utiliza um feixe oblíquo para a obtenção de uma carta de isodose a 0,2 cm de profundidade em água	72

Figura 30: Visualização do formato do campo de irradiação obtido a partir de um bloco de aplicador de elétrons de tamanho 15 x 15 cm ² bloqueado com <i>cerrobend</i> [®] para obter um campo de irradiação circular	73
Figura 31: Bloco octogonal	74
Figura 32: Arranjo experimental de medida do plano de dose a 2 cm com filme radiocrômico do caso teste 5 em que é utilizado um bloco de formato octogonal acoplado a um aplicador 15x15 cm ²	74
Figura 33: Bloco 3x3 cm ² inserido em um aplicador 6x6 cm ²	75
Figura 34: Arranjo experimental do caso teste 7 em que é utilizado um campo retangular de 25x5 cm ² em um aplicador de 20x20 cm ² e um simulador de medula espinhal	76
Figura 35: Vista lateral do arranjo experimental do caso teste 7	77
Figura 36: Simulador torácico com região pulmão equivalente que será utilizado no caso teste 8	78
Figura 37: Foto do filme radiocrômico irradiado para o caso teste 8	79
Figura 38: Geometria de simulação do cabeçote de acelerador clínico Varian Clinac 2300 C/D obtido com o <i>Preview</i>	82
Figura 39: Foto da tela do sistema de planejamento Eclipse [®] com o cálculo de um caso teste	89
Figura 40: Gráfico de comparação do PDP medido em água com câmara de ionização e calculado utilizando-se o espectro obtido da simulação de Monte Carlo do cabeçote do acelerador <i>Varian Clinac 2300 C/D</i> para a energia de 9 MeV	95
Figura 41: Gráfico de comparação do PDP medido em água com câmara de ionização e calculado utilizando-se o espectro obtido da simulação de Monte Carlo do cabeçote do acelerador <i>Varian Clinac 2300 C/D</i> para a energia de 20 MeV	95
Figura 42: Comparação do PDP para o campo 10x10 cm ² e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse [®]	97

- Figura 43:** Comparação do PDP para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 97
- Figura 44:** Comparação do perfil para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 99
- Figura 45:** Comparação do perfil para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 99
- Figura 46:** Comparação do PDP para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 100
- Figura 47:** Comparação do PDP para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 101
- Figura 48:** Comparação do PDP para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 102
- Figura 49:** Comparação do PDP para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 102
- Figura 50:** Comparação do perfil $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° energia 20 MeV entre o resultado obtido com Monte Carlo e os dados obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse® 103

Figura 51:	Comparação do perfil de campo 15x15 cm ² e gantry a 30°, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	104
Figura 52:	Comparação do perfil de campo circular de raio 5 cm, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	105
Figura 53:	Comparação do perfil de campo circular de raio 5 cm, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	106
Figura 54:	Comparação do PDP de campo circular de raio 5 cm, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	107
Figura 55:	Comparação do PDP de campo circular de raio 5 cm, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	107
Figura 56:	Comparação do perfil de um campo irregular, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	109
Figura 57:	Comparação do perfil de um campo irregular, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	109
Figura 58:	Comparação do PDP de um campo irregular, energia 9 MeV entre o resultado obtido com Monte Carlo e os dados obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	110

Figura 59:	Comparação do PDP de um campo irregular, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	110
Figura 60:	Comparação do perfil retangular de tamanho 3x3 cm ² , energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	112
Figura 61:	Comparação do perfil retangular de tamanho 3x3 cm ² , energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®	112
Figura 62:	Comparação do PDP de um campo retangular de tamanho 3x3 cm ² inserido em um aplicador de 6x6 cm ² para energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®	113
Figura 63:	Comparação do PDP de um campo retangular de tamanho 3x3 cm ² inserido em um aplicador de 6x6 cm ² para a energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®	113
Figura 64:	Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho 3x12 cm ² , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®	114
Figura 65:	Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho 3x12 cm ² , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®	116
Figura 66:	Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho 3x12 cm ² , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®	116
Figura 67:	Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft TM para o caso teste 2 energia 9 MeV	119

Figura 68:	Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 67	120
Figura 69:	Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ para o caso teste 2 e energia 20 MeV	120
Figura 70:	Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 69	121
Figura 71:	Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ para o caso teste 3 energia 9 MeV	122
Figura 72:	Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 71	123
Figura 73:	Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ para o caso teste 8 e energia 20 MeV	124
Figura 74:	Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 69	124
Figura 75:	Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ para o caso teste 5 energia 9 MeV	126
Figura 76:	Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 75.	126

1- INTRODUÇÃO

A radioterapia é um tipo de tratamento oncológico que tem como objetivo entregar a maior quantidade de radiação possível ao volume irradiado, danificando o mínimo possível os tecidos sadios. Dependendo do tipo de tumor e do estágio da doença, esta modalidade de tratamento pode ser empregada para o tratamento do câncer.

O tratamento de radioterapia pode ser realizado com diferentes tipos radiações direta ou indiretamente ionizantes tais como fótons, elétrons, prótons e íons pesados. Particularmente no Brasil, são mais utilizados os fótons e os elétrons.

A crescente aquisição de aceleradores de elétrons capazes de produzir feixes terapêuticos de elétrons e fótons tem incentivado a utilização desse tipo de equipamento em substituição aos aparelhos de raios-x de orto-voltagem utilizados nas terapias superficiais.

Os feixes de elétrons são mais utilizados em tumores superficiais e podem ser utilizados na terapia exclusiva nos tumores de pele, sejam de origem epitelial ou linfomas cutâneos de células T.

Quando um feixe de radiação incide em um paciente (ou simulador), a dose absorvida varia com a profundidade, caracterizando uma distribuição de dose no tecido em questão. Essa variação depende de várias condições: tipo de tecido, energia do feixe, profundidade, tamanho de campo, distância da fonte e sistema de colimação do feixe.

Até 1970 as distribuições de dose eram geralmente calculadas considerando que o paciente era composto inteiramente de água, que é o simulador de tecido universal e indicada como referência na medida da dose de feixes de fótons e de elétrons [1]. No entanto, o corpo humano consiste em uma variedade de tecidos e cavidades com diferentes propriedades físicas e radiológicas. Sob a perspectiva da dosimetria, os mais importantes são os tecidos e cavidades que são radiobiologicamente diferentes da água, chamados de heterogeneidades. Estas incluem os pulmões, as cavidades orais, os dentes, as passagens nasais e os ossos, bem como alguns materiais inseridos no corpo humano, tais como as próteses metálicas [2].

O processo que determina a distribuição de dose no paciente é chamado de planejamento do tratamento. Antes do planejamento, são necessários o diagnóstico do paciente e a aquisição de imagens de modo que na etapa de planejamento da irradiação

seja realizada a localização do tumor e dos tecidos sadios vizinhos, a determinação da energia do feixe para posterior determinação da distribuição de dose no tumor, chamado de volume alvo, e nos tecidos sadios vizinhos.

Quanto mais complexo for o tratamento, mais difícil será o planejamento, exigindo métodos computacionais sofisticados na sua realização, de modo a considerar as heterogeneidades presentes no corpo humano. Adicionalmente, com o desenvolvimento de novas técnicas computacionais foi possível desenvolver algoritmos de cálculo de dose mais complexos, tornando possível a implementação de sistemas de planejamentos computadorizados. Com o advento da tomografia computadorizada em pouco tempo a informação da densidade em três dimensões pôde ser aproveitada pelo sistema de planejamento computacional. O próximo passo foi o desenvolvimento de um *software* para planejamentos de tratamentos em três dimensões.

Recentemente, avanços na área física de algoritmos de cálculo de dose associados com um desenvolvimento de *hardwares* e uma maior difusão de equipamentos computacionais trouxeram as bases teóricas e práticas para que a técnica de Monte Carlo fosse utilizada em algoritmos de cálculos de dose presentes em sistemas de planejamentos comerciais.

Atualmente existem vários fabricantes de sistemas de planejamento cada qual com sua particularidade, ou seja, cada sistema de planejamento utiliza um algoritmo de cálculo de dose diferente. Cada qual com suas limitações em tratar a dose absorvida e espalhada com maior ou menor exatidão. Em relação à heterogeneidade, cada fabricante também escolhe métodos que a tratam de forma mais simples ou mais complexa. No entanto, é essencial que o algoritmo de cálculo de dose tenha exatidão aceitável, com incertezas na faixa de $\pm 3\%$ para tecidos homogêneos e $\pm 5\%$ para tecidos heterogêneos [3].

O uso de tecnologias sofisticadas no tratamento radioterápico leva a riscos inerentes, se estas tecnologias não forem administradas adequadamente. Assim, as dificuldades para a realização de um planejamento confiável do tratamento tornaram-se ainda maiores.

Recentes estudos de exposições acidentais em radioterapia [4,5] fornecem algumas lições para os profissionais envolvidos no cálculo e administração de tratamentos. Um relatório recente da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA,

do inglês: *International Atomic Energy Agency*) [5] descreve 92 exposições acidentais em radioterapia. Deste número de acidentes, 26 estavam relacionados com o sistema de planejamento computadorizado. Em 2000, um recente exemplo de erros em planejamento de tratamento ocorreu no Panamá [6]. O erro estava relacionado com os dados de entrada no sistema de planejamento e o cálculo resultante de unidades monitoras. Este erro atingiu 28 pacientes dos quais 12 vieram a falecer.

Este fato enfatiza a importância de um comissionamento apropriado e um procedimento de controle de qualidade eficiente dos sistemas de planejamento.

Adicionalmente, algoritmos para cálculo de dose de feixes de elétrons são mais complexos que os utilizados para fótons e requerem um cuidado especial no comissionamento e controle da qualidade na prática clínica.

Um grupo de pesquisadores em 1992 [7] nos Estados Unidos se reuniu no chamado Grupo de Trabalho Colaborativo para Elétrons (ECWG, do inglês *Electron Collaborative Working Group*) para propor um conjunto de casos testes para controle da qualidade de sistemas de planejamento para elétrons, de modo a analisar qualitativamente os algoritmos de cálculos de dose utilizados. Os casos testes foram realizados experimentalmente e os dados obtidos foram disponibilizados para a comunidade realizar a comparação com o sistema de planejamento utilizado.

Em 1998, a Associação Americana de Física Médica (AAPM, do inglês *American Association of Physics in Medicine*), em um relatório sobre controle da qualidade em sistemas de planejamentos computacionais, recomendou a utilização dos dados disponibilizados pelo ECWG [8].

No Brasil, até hoje não foi desenvolvido nenhum sistema como o distribuído para a comunidade americana de modo que as clínicas de radioterapia possam fazer seu controle da qualidade independentemente. Em contrapartida, os dados do ECWG não são disponibilizados facilmente para as clínicas de radioterapia brasileiras. Assim, há a necessidade de implementação de um sistema de controle da qualidade para sistemas de planejamentos computadorizados para elétrons no Brasil.

Em 1998 SAMUELSSON *et al.* [9] realizou casos testes para avaliar um sistema de planejamento em três dimensões encontrando um desvio máximo de 9 %.

Posteriormente em 1999, DING *et al.* [10] reportou incertezas da ordem de 10% entre resultados medidos e calculados através de um sistema de planejamento. Os

arranjos experimentais dos casos testes levaram em consideração principalmente heterogeneidades de densidades baixas como ar a densidades elevadas como alumínio em diferentes situações clínicas. O trabalho concluiu que o algoritmo de cálculo de dose concordava bem com os resultados experimentais em regiões homogêneas compostas de água, mas em regiões de alta densidade o algoritmo superestimava o cálculo da dose.

GLEGG [11] em 2003 testou dois sistemas de planejamentos. Os testes descritos eram particularmente relacionados à dose calculada em água, não avaliando o cálculo de dose na presença de heterogeneidades. Ele encontrou que nos dois casos o cálculo da dose era superestimado em, no máximo 15%, entre o calculado experimentalmente e com o sistema de planejamento. Paralelamente a este fato, CYGLER *et al.* [12] testou o primeiro sistema de planejamento comercial com algoritmo de cálculo de dose baseado em Monte Carlo, o THERAPLAN PLUS® versão 3.8 da *Oncentra Masterplan*. Foram testados 5 geometrias em três situações diferentes de cálculo de dose incluído heterogeneidades de baixa densidade como o alumínio e de alta densidade como osso. As energias utilizadas foram 9 e 20 MeV. A maior discrepância encontrada entre as medidas experimentais e os valores calculados pelo sistema de planejamento foi para um simulador com cavidade de ar que atingiu o nível de 11% para a energia de 9 MeV e 6% para a energia de 20 MeV. As discrepâncias de importância se referem a 6% para a heterogeneidade em um simulador preenchido com água com cilindros de material simulador de osso e de 4% para 9 MeV e 8% para 20 MeV em um simulador de traquéia. Este sistema de planejamento comercial ainda não se encontra disponível em nenhuma clínica de tratamento radioterápico no Brasil.

POPPLÉ *et al.* [13] em 2006 testou o sistema de planejamento comercial com algoritmo de cálculo de dose baseado em Monte Carlo da *Varian Medical Systems*. Menos complexo que o THERAPLAN PLUS® na capacidade de calcular a dose em tecidos heterogêneos o eMC utiliza uma simplificação do método de Monte Carlo. Os autores utilizaram os testes do ECWG para avaliação. Em geral a diferença máxima foi de 3% entre o medido experimentalmente e o calculado com o sistema de planejamento.

O relatório 105 [14] da AAPM relatou que as maiores diferenças encontradas entre os valores gerados pelos sistemas de planejamentos e as medidas experimentais ocorrem em tratamentos em que o campo de irradiação envolve regiões de tratamento contendo heterogeneidades, pulmão, osso ou cavidades de ar,

ou que estejam próximas a estas ou que contenham superfícies irregulares.

Os testes e os procedimentos de controle de qualidade para sistemas de planejamentos computadorizados utilizados nos tratamentos radioterápicos com feixes de elétrons não estão padronizados. O ECWG propôs alguns testes que a maioria dos autores leva em consideração no momento de se preparar um procedimento de verificação e controle da qualidade dos sistemas de planejamentos utilizados. A agência IAEA no relatório 430 [15] recomenda que os testes do ECWG sejam utilizados como guia para a criação de casos testes adaptados para a rotina clínica em cada instituição.

Existe, portanto, a necessidade de se fazer um estudo detalhado a fim de estabelecer um conjunto de testes a serem realizados antes da implementação clínica do sistema de planejamento computadorizado para elétrons e após sua implementação como controle de qualidade.

O objetivo deste trabalho é desenvolver casos testes adaptados à realidade brasileira, tendo como referência os tratamentos radioterápicos com feixes de elétrons de 9 e 20 MeV realizados no INCA, Instituto Nacional do Câncer, no Rio de Janeiro, para serem utilizados no controle da qualidade de sistemas de planejamento de tratamento utilizados nas terapias com elétrons. As distribuições de dose absorvidas obtidas pelo sistema de planejamento Eclipse® para feixes de elétrons para os objetos testes desenvolvidos serão comparadas com as distribuições de dose obtidas experimentalmente com o uso de câmara de ionização e por simulação de Monte Carlo através do código computacional EGSnrc (*Electron Gamma Shower of National Reseach Council Canadá*). A finalidade dessas comparações é verificar a qualidade do planejamento gerado pelos diversos algoritmos de cálculo de dose do sistema de planejamento Eclipse®, avaliando a sua exatidão em situações clínicas complexas.

2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – RADIOTERAPIA

As radiações penetrantes induzem danos em profundidades diversas do organismo humano e, com isso, podem causar a morte de células, a inibição da sua multiplicação ou a sua multiplicação incorreta.

O princípio básico da ação da radiação ionizante sobre um tecido tumoral é a ionização, que direta ou indiretamente, é sofrida pelos seus átomos ou moléculas com a conseqüente destruição das células malignas. Assim, tumores profundos podem ser destruídos ou regredidos sob a ação de feixes de radiação adequadamente aplicados.

O tratamento radioterápico pode ser dividido em duas classes: braquiterapia e teleterapia.

A braquiterapia é um método de terapia que utiliza uma ou várias fontes radioativas seladas a uma distância de poucos centímetros do tumor através de aplicações intersticiais, intracavitárias ou superficiais. Geralmente é indicada em cerca de 10% dos pacientes que se submetem à radioterapia [16]. Pode ser empregada para qualquer neoplasia acessível a uma fonte radioativa, sendo indicada rotineiramente no tratamento das neoplasias do colo e do corpo uterino, da cabeça e pescoço, da região perineal e dos tecidos moles. Em alguns casos, a braquiterapia torna-se o método de eleição, em razão da proximidade com a massa tumoral, diminuindo o risco de se aplicar uma dose indesejável nos tecidos sadios adjacentes.

A teleterapia é o tipo de tratamento em que o paciente recebe a radiação emitida por uma fonte posicionada a uma determinada distância do mesmo. Nesse tipo de tratamento a radiação também atinge toda a estrutura (tecidos e órgãos) que estiver no trajeto da radiação ao tumor.

Os progressos da física médica na década de 30 permitiram quantificar as doses de radiação e estabelecer uma relação entre quantidade e efeito biológico [17].

STRANDQVIST [17], em 1944, publicou os resultados de observações clínicas que relacionavam o efeito das radiações sobre os tecidos e da dose com o tempo de administração.

Inicialmente os efeitos da radiação eram avaliados pelas reações induzidas na pele e a unidade correspondente foi denominada "dose eritema". A quantidade de radiação administrada era avaliada segundo a intensidade do eritema. A avaliação era, no entanto, subjetiva e feita após o tratamento.

Como no início do século passado era impossível obter raios-X de megavoltagem com tubos de raios-X, a radioterapia inicialmente utilizou o rádio como material radioativo. Mas havia uma limitação de custo e da dificuldade de obtenção do rádio. Por volta de 1930, tornaram-se disponíveis isótopos radioativos produzidos por reatores nucleares. Assim, a radioterapia passou a utilizar outros materiais radioativos, com diferentes características para uso nas terapias [18].

A adoção da teleterapia com fonte de cobalto-60 um pouco antes do ano de 1950, no Canadá, forneceu um grande avanço no que diz respeito ao uso de feixes de fótons de altas energias no tratamento do câncer.

Por muito tempo grande parte dos tratamentos de radioterapia utilizou-se dos aparelhos com fonte de cobalto-60. Com os desenvolvimentos tecnológicos adquiridos durante a Segunda Guerra Mundial, foi possível produzir aceleradores lineares que puderam ser utilizados na prática clínica a partir de 1952 [19].

Com os avanços obtidos, foi construído o primeiro modelo de acelerador de elétrons baseado em indução magnética para acelerar elétrons. O acelerador foi chamado de betatron. Este desenvolvimento pode ser considerado historicamente o ponto inicial da possibilidade da radioterapia com fótons e elétrons de alta energia [20].

Avanços na área de física associados a uma melhor compreensão dos mecanismos biofísicos da interação da radiação com a matéria trouxeram as bases teóricas para um programa clínico padrão para o tratamento com fótons e a terapia com feixes de elétrons de alta energia.

Em 1970, o betatron perdeu a popularidade para os aceleradores lineares sendo completamente repostos durante esta década.

Os aceleradores lineares modernos podem emitir, além de raios-X, feixes de elétrons com várias energias. Esta versatilidade é de extrema importância, pois permite a realização de múltiplos tratamentos utilizando apenas um equipamento.

Outras partículas tais como prótons, nêutrons ou íons pesados também são produzidos por diferentes aceleradores e reatores nucleares e algumas vezes são utilizados na radioterapia. No entanto, na maioria dos países, nos tratamentos de teleterapia ainda são utilizados os feixes de raios-X e elétrons gerados por aceleradores lineares e os de radiação gama produzidos por irradiadores de ^{60}Co [21].

2.2 – ACELERADORES LINEARES

Numerosos tipos de aceleradores têm sido construídos para a pesquisa básica em física nuclear de altas energias. Os vários tipos de aceleradores diferem na maneira pela qual produzem o campo elétrico de aceleração e como o campo acelera as partículas.

Em relação ao campo elétrico de aceleração, há duas classes de aceleradores: os eletrostáticos e os cíclicos [21].

Nos aceleradores eletrostáticos, as partículas são aceleradas pela aplicação de um campo eletrostático entre o filamento e alvo através de uma diferença de potencial constante no tempo. Devido a problemas de isolamento e geração de alta voltagem, este processo de produção de raios-X é limitado, e não é possível conseguir energias altas (até cerca de 2000 kV) [20].

Para obterem-se raios-X de energias maiores, é necessário utilizar uma técnica diferente de aceleração de partículas, sem a necessidade de altas diferenças de potencial entre dois eletrodos. Uma das tecnologias disponíveis é o acelerador linear cíclico.

Aceleradores lineares cíclicos aceleram elétrons a uma energia cinética de 4 a 25 MeV utilizando microondas de radiofrequência. Nesses equipamentos, os elétrons são acelerados no tubo acelerador. O guia de onda conduz as ondas de radiofrequência ao tubo acelerador, onde elas contribuirão na aceleração dos elétrons.

Para se acelerar o elétron são necessárias duas placas metálicas com um orifício no meio, paralelas e mantendo entre si uma tensão. Abandona-se um elétron no centro do orifício da placa negativa e ele, por força do campo elétrico criado, irá em direção à placa positiva. Se isto ocorrer no vácuo, o elétron, inicialmente parado, ganhará mais energia e conseguirá ultrapassar sem dificuldade a placa positiva.

Substituindo o gerador de tensão constante por um gerador de tensão variável, que ora cria um campo elétrico em um sentido, ora em outro, e acoplando-se uma série de placas metálicas ligadas aos pares de geradores é possível criar campos elétricos variáveis.

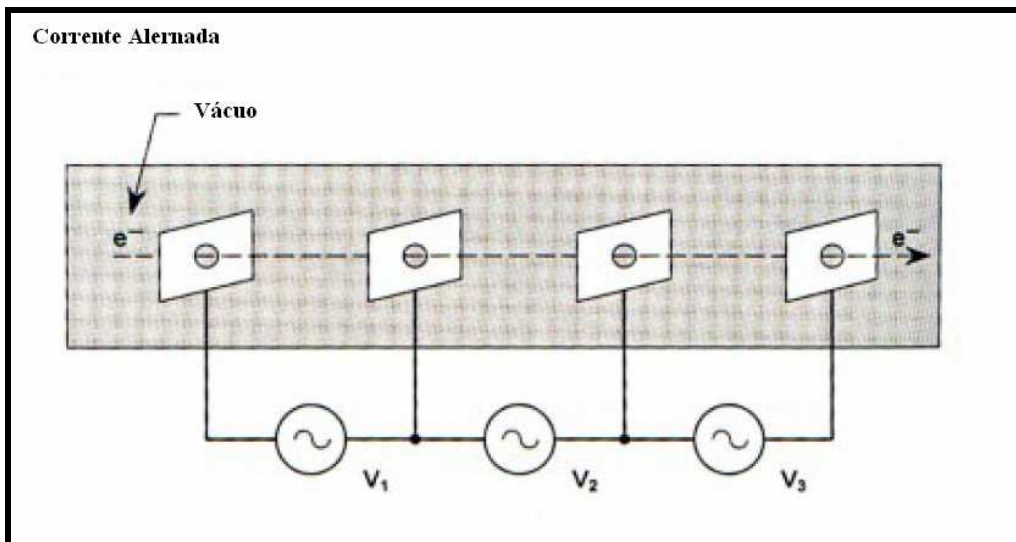


Figura 1: Demonstração de placas paralelas as quais são aplicados potenciais variáveis. O elétron é acelerado à medida que vai ultrapassando cada placa.

Deste modo o elétron é acelerado da esquerda para direita através do eixo do tubo. A Figura 1 ilustra este processo. A primeira e a segunda placa irão proporcionar aceleração para o elétron. No momento em que o elétron se encontra dentro da placa, a tensão tem que ser invertida para que, quando o elétron estiver novamente na borda, entre a segunda e a terceira placa, ele encontre novamente tensões favoráveis para a aceleração. Como o elétron ficará cada vez mais veloz, a distância entre as placas tem que ser aumentada a cada novo intervalo entre placas para que não se perca o sincronismo. Este é o princípio básico de aceleração num tubo de ondas progressivas.

Em contraste com o feixe de fótons, que tem o seu foco localizado no alvo gerador dos raios-X do acelerador linear, um feixe de elétrons origina-se em um ponto do espaço que não coincide com um componente do acelerador. O termo “ponto virtual da fonte” foi introduzido para indicar a localização da fonte de elétrons. A distância fonte superfície efetiva (SSD_{eff} , do inglês; *effective source surface distance*) para elétrons é definida como a distância da posição da fonte virtual ao ponto da distância fonte superfície (SSD , do inglês; *source surface distance*) nominal (geralmente o isocentro do acelerador linear).

Há várias maneiras de se determinar a SSD_{eff} . A mais comum consiste em medir a dose a várias distâncias do aplicador de elétrons variando o intervalo de ar entre a superfície do simulador geométrico e o aplicador de elétrons (com intervalos de ar entre 0 e 15 cm). Neste método, a dose absorvida é medida no simulador geométrico na profundidade da dose máxima. Primeiramente, a dose absorvida é medida com o simulador em contato com o aplicador de elétrons (intervalo de ar zero) e depois à distância g entre o aplicador de elétrons e o simulador geométrico, sendo g variada. Supondo que I_0 é a dose absorvida medida para o intervalo de ar nulo ($g=0$) e I_g é a dose absorvida medida para uma distância g entre a superfície do simulador e o aplicador de elétrons, a lei do inverso do quadrado pode ser escrita como é mostrada na equação 1.

$$\frac{I_0}{I_g} = \left(\frac{SSD_{eff} + z_{máx} + g}{SSD_{eff} + z_{máx}} \right)^2 \quad (1)$$

A equação (1) ainda pode ser escrita conforme a equação 2.

$$\sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = \frac{g}{SSD_{eff} + z_{máx}} + 1 \quad (2)$$

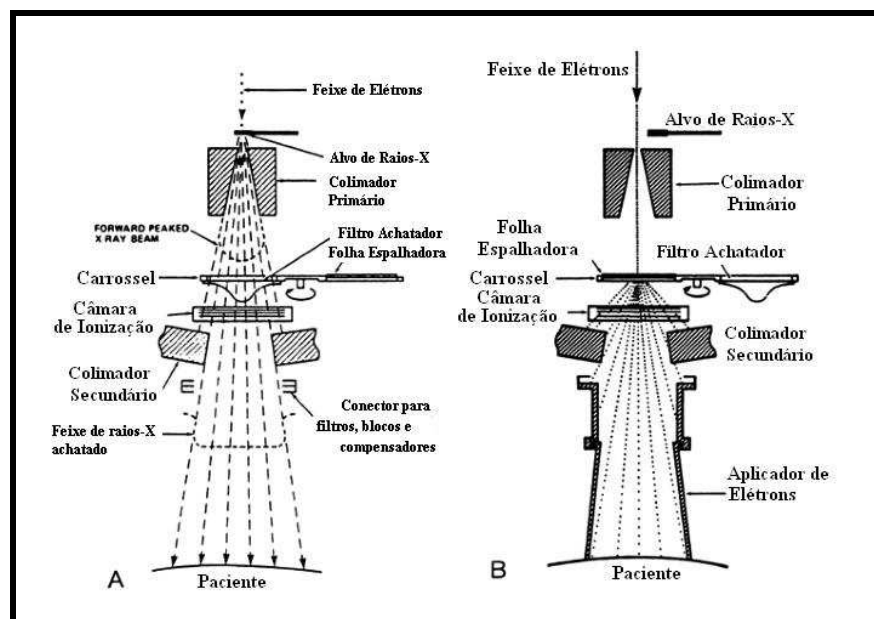
A equação (2) descreve uma reta cujo coeficiente angular, *coefang*, é dado pela equação (3).

$$coefang = \frac{1}{SSD_{eff} + z_{m\acute{a}x}} \quad (3)$$

Deste modo a SSD_{eff} pode ser determinada a partir da equação 4.

$$SSD_{eff} = \frac{1}{coefang} - z_{m\acute{a}x} \quad (4)$$

No caso de tratamento com fótons, os elétrons de alta energia que deixam o acelerador colidem com um alvo de metal, geralmente de tungstênio. São colimados por um colimador fixo primário localizado imediatamente após o alvo para a produção de raios-X. A produção de raios-X se dá por um processo de desaceleração dos elétrons interagindo com o campo elétrico dos núcleos pesados dos átomos componentes do alvo. São produzidos fótons com energia igual à perdida pelos elétrons desacelerados. É a denominada radiação de frenamento (do alemão *Bremstrahlung*) [22]. O feixe de raios-X passa então por um filtro achatador que tem o objetivo de uniformizar a dose no campo de radiação. Na Figura 2 são ilustrados os componentes do acelerador no modo de operação de terapia com raios-X de megavoltagem, e no modo de terapia com elétrons, nas Figuras 2a e b respectivamente.



Figura

2: Componentes do acelerador linear clínico. A) Acelerador no modo de tratamento com raios-X e B) Acelerador no modo de tratamento com elétrons [23].

No caso do tratamento com elétrons, o alvo e o filtro achatador são retirados do caminho do feixe de elétrons, passando este, então, por uma janela bem fina, abandonando o interior do acelerador. Passam posteriormente pelo colimador primário fixo, obtendo-se um feixe bem fino de elétrons de alta energia, praticamente monoenergético. Este feixe tem um diâmetro 3 milímetros [23] e tem que ser espalhado por uma grande área antes de ser utilizado no tratamento de radioterapia.

O feixe utilizado em um tratamento de radioterapia deve ser plano na superfície de irradiação, para assegurar que a variação de dose sobre a área que cobre o volume alvo seja pequena e que todos os pontos dentro do volume tratado recebam a dose prescrita pelo radioterapeuta.

Há várias maneiras de tornar um feixe estreito de elétrons em um feixe plano sobre uma grande área de superfície cada uma afetando a distribuição de dose de diferentes maneiras. O melhor desempenho, no entanto, é obtido por aceleradores que contenham folhas espalhadoras duplas, sendo a primeira de um material de número atômico alto como, por exemplo, cobre ou chumbo e a segunda de um material de baixo número atômico como, por exemplo, alumínio.

No sistema de folha dupla, como o ilustrado na Figura 3, a primeira folha de espalhamento é utilizada para produzir um feixe, que a uma certa profundidade, gera uma distribuição lateral de dose cuja forma se aproxima daquela de uma gaussiana. A planura da parte central do feixe é melhorada pela segunda folha, que tem uma espessura não uniforme para agir como folha espalhadora e equalizar o pico da curva de distribuição de dose. Como já mencionado, a primeira folha espalhadora é construída com um material de alto número atômico e espessura uniforme, selecionada de acordo com a energia dos elétrons utilizada. A segunda é produzida por um material de baixo número atômico para minimizar perdas de energia [24].

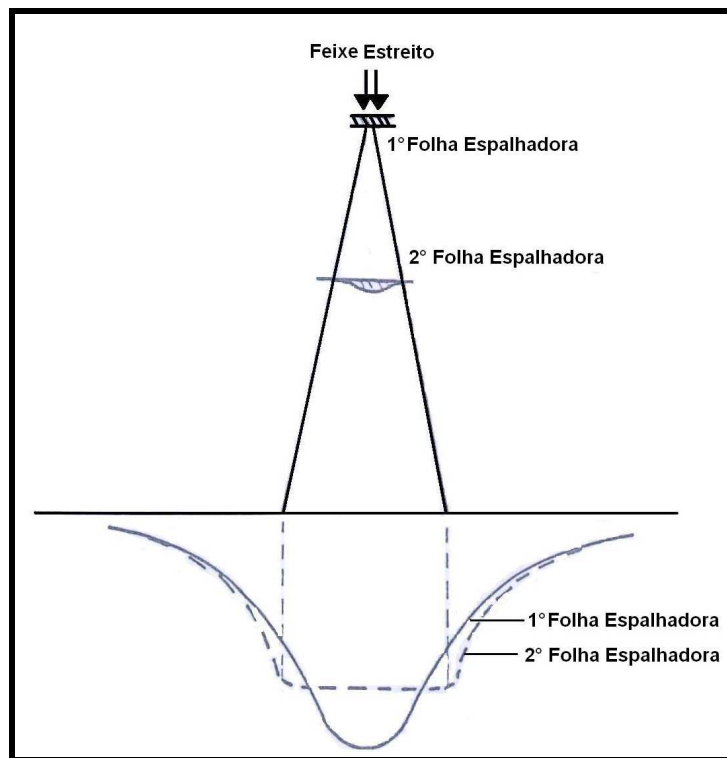


Figura 3: Sistema de folhas espalhadoras utilizadas em aceleradores lineares modernos para feixes de elétrons [24].

Um feixe extenso e homogêneo é obtido. Este incide nas câmaras de ionização de monitoração. As câmaras de ionização são, normalmente, do tipo de transmissão e são planas, o que favorece a cobertura do campo inteiro.

A função da câmara de ionização é monitorar a taxa de dose, a dose integrada e a simetria do campo. Ao contrário de câmaras de calibração utilizadas na dosimetria do

feixe de tratamento, as câmaras monitoras internas ao acelerador são, usualmente, seladas, logo a sua resposta não depende de pressão e temperatura.

Depois de passar pelas câmaras de ionização, o feixe é novamente submetido a colimadores móveis do sistema de raios-X de alta voltagem. Esses colimadores consistem de 2 pares de blocos de chumbo ou tungstênio com abertura variando de $0 \times 0 \text{ cm}^2$ ao tamanho máximo de, geralmente, $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

O feixe de elétrons propaga-se pelo interior dos colimadores primários e secundários, sendo finalmente colimado por um cone aplicador (ou hastes colimadoras), configurando o campo máximo projetado a uma distância de 100 cm da fonte de raios-X (ponto focal do alvo). Os blocos estão restritos a se moverem ao longo de uma linha radial passando pelo foco.

A informação sobre o tamanho do campo em uso é fornecida pelo sistema luminoso existente no cabeçote do acelerador. Uma combinação de espelhos e fonte de luz localizada entre o espaço das câmaras e colimadores secundários projeta luz como se fosse a radiação emitida do ponto focal de raios-X. Logo, o campo luminoso é coincidente com o campo de radiação.

Enquanto os sistemas de colimação para raios-X de megavoltagem de vários aceleradores lineares são iguais, os sistemas de colimação para elétrons variam bastante. Já que os elétrons são espalhados prontamente no ar, a colimação deve ser alcançada próxima à superfície da pele do paciente. Como há o espalhamento considerável de elétrons da superfície do colimador primário, incluindo os colimadores móveis; a taxa de dose pode variar de um fator 2 ou 3 quando os colimadores são abertos ao limite máximo do tamanho de campo. Se os elétrons utilizassem esse mesmo sistema de colimação, utilizado pelos fótons, seria difícil manter a exatidão do fator de calibração, já que esse é extremamente dependente da superfície do colimador. Este problema foi resolvido mantendo os colimadores de raios-X abertos ao limite e acoplando ao acelerador um colimador auxiliar para elétrons na forma de aplicadores ou cones estendidos até bem próximo da superfície do paciente, um para cada tamanho de campo quadrado como, por exemplo, 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 e $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Na Figura 4 são ilustrados vários aplicadores de diversos aceleradores lineares de diferentes fabricantes, e na Figura 5 é ilustrado o aplicador da *Varian Medical Systems*.

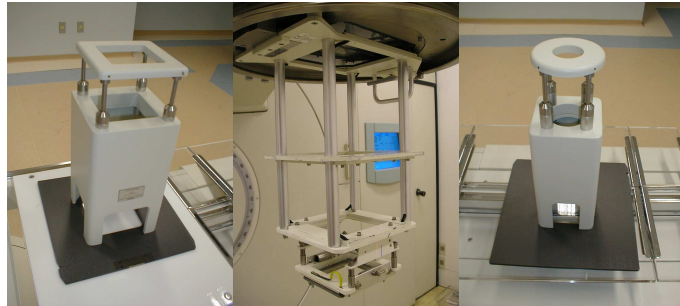


Figura 4: Aplicadores utilizados para a colimação de feixes de elétrons do acelerador linear da *Siemens e Elekta*.



Figura 5: Aplicador utilizado para a colimação de elétrons no acelerador linear da *Varian Medical Systems*.

Nesse ponto, o espectro original já sofreu um pequeno “alargamento” que, entretanto, não comprometerá a qualidade clínica do feixe assim obtido.

Finalmente, o feixe de elétrons atinge o paciente ou simulador, entregando a dose absorvida prescrita no ponto desejado [22].

2.3 – DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida D é uma grandeza dosimétrica fundamental definida pela equação 5.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (5)$$

onde $d\bar{E}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria em um volume elementar e dm é a massa nesse volume elementar. No Sistema Internacional, a unidade de dose absorvida é o joule por quilograma (J/kg), cujo nome é o gray (Gy).

2.4 – DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

Quando um feixe de radiação incide em um paciente (ou simulador), a dose absorvida varia com a profundidade, caracterizando uma distribuição de dose no tecido humano. Essa variação depende de diversos parâmetros: energia do feixe, profundidade, composição do meio, tamanho de campo, distância da fonte e sistema de colimação do feixe.

No caso de tratamentos radioterápicos com feixes de elétrons, a maior vantagem reside na forma da curva de distribuição de dose em profundidade no eixo central, especialmente no intervalo de 6 a 15 MeV. Essa curva de distribuição de dose é

caracterizada por uma região de dose quase uniforme seguida de uma rápida queda da mesma. Esta característica é uma vantagem clínica sobre outras modalidades de tratamento convencionais de fótons de megavoltagem.

Por causa das diferenças de geração e colimação do feixe de elétrons, a distribuição de dose em profundidade e a dose na superfície podem ser diferentes para diferentes aceleradores clínicos de tratamento. Na prática clínica, no entanto, não é suficiente especificar apenas a energia do feixe, mas vários parâmetros que caracterizam a variação da dose em profundidade ao longo do eixo central do feixe de elétrons. Este passo é fundamental no procedimento de cálculo da dose administrada ao paciente. Esta seção define alguns parâmetros que permitem caracterizar a distribuição de dose no corpo humano.

2.4.1 – Percentual de dose em profundidade

A curva de percentual de dose em profundidade (PDP) é a razão entre a dose absorvida em uma determinada profundidade e a dose absorvida em uma profundidade de referência, geralmente a profundidade de dose máxima, ou seja, a profundidade de equilíbrio eletrônico, conforme descrito na equação 6. A região onde a dose absorvida cresce até atingir o valor máximo é chamada de região de *build-up*. O PDP depende da energia, da profundidade, do tamanho de campo, do espalhamento e da distância fonte-superfície.

$$PDP_d(d, f, C, h\nu) = \frac{D_x}{D_{Max}} \cdot 100 \quad (6)$$

onde D_x é a dose na profundidade em questão, D_{Max} é a dose na profundidade de máxima dose e PDP_d é o percentual de dose em profundidade na profundidade d . O

PDP depende da profundidade d , do tipo de fonte f , do tamanho de campo C e da energia do feixe $h\nu$.

Curvas típicas de PDP em água para feixes clínicos de elétrons para o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no eixo central são ilustradas na Figura 6.

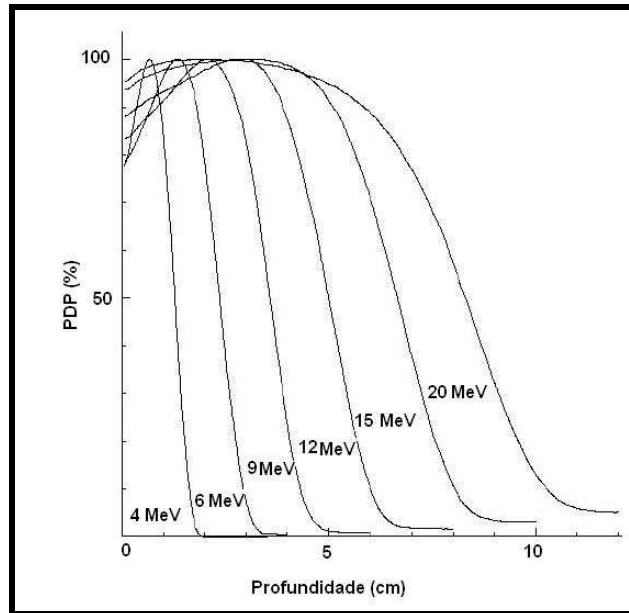


Figura 6: Curvas típicas de PDP para feixes clínicos de elétrons para o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no eixo central em água [21].

Tipicamente, a curva de dose em profundidade no eixo central de um feixe de elétrons exibe uma alta dose na superfície se comparada com a curva de dose em profundidade para um feixe de fótons ilustrada na Figura 7. No caso dos elétrons, a curva de dose em profundidade permanece mais ou menos uniforme e cai rapidamente com a profundidade. Estas características oferecem uma vantagem clínica sobre os feixes clínicos de fótons no tratamento de tumores superficiais.

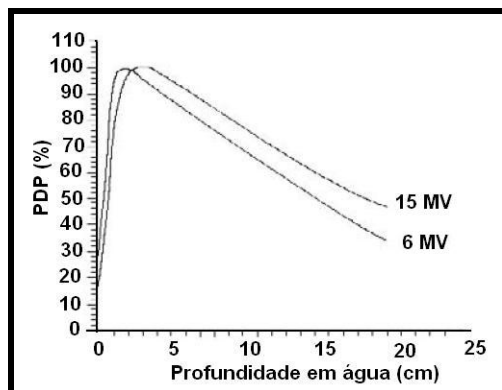


Figura 7: Curvas de dose em profundidade para um feixe de fótons proveniente de um acelerador linear clínico para o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para a água [21].

A dose em profundidade para uma energia específica será essencialmente independente do tamanho de campo quando a distância entre o eixo central e a borda do campo é maior que o alcance lateral dos elétrons espalhados. Neste caso, o equilíbrio eletrônico lateral existe. Com a diminuição do tamanho de campo não há equilíbrio eletrônico no eixo central e a dose em profundidade será muito sensível ao tamanho de campo como se pode observar na Figura 8 para um feixe de elétrons de 20 MeV e tamanhos de campo menores que $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

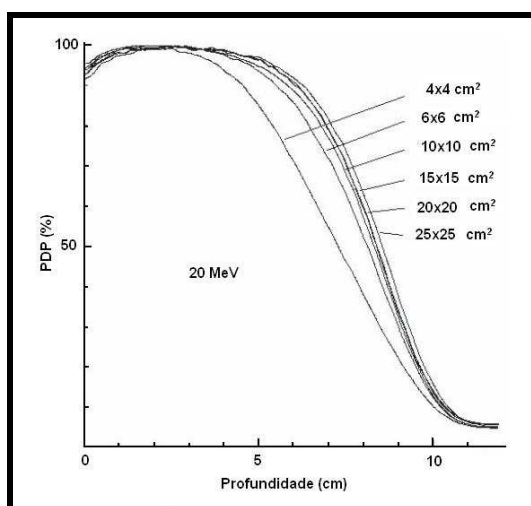


Figura 8: Comparação de perfis de dose em profundidade na água de feixes de elétrons no eixo central para a energia 20 MeV e vários tamanhos de campo [21].

As distribuições ilustradas nas Figuras 7 e 8 são dadas para a incidência perpendicular do feixe de elétrons no paciente ou simulador. Para incidências oblíquas com ângulos arbitrários α entre o eixo central e paciente ou simulador há mudanças significativas nas características das curvas de PDP para o feixe de elétrons. Para ângulos pequenos de incidência α , a inclinação do PDP diminui e o alcance prático é essencialmente invariável em relação à incidência normal. Quando o ângulo de incidência excede 60° , o PDP perde sua característica de forma e definição do alcance prático. Logo, este PDP não pode ser aplicado. A Figura 9 apresenta o efeito do ângulo de incidência α na distribuição da dose absorvida [21]. As incidências oblíquas são utilizadas em determinadas situações clínicas em que é necessário que o feixe de elétrons atravesse regiões curvas.

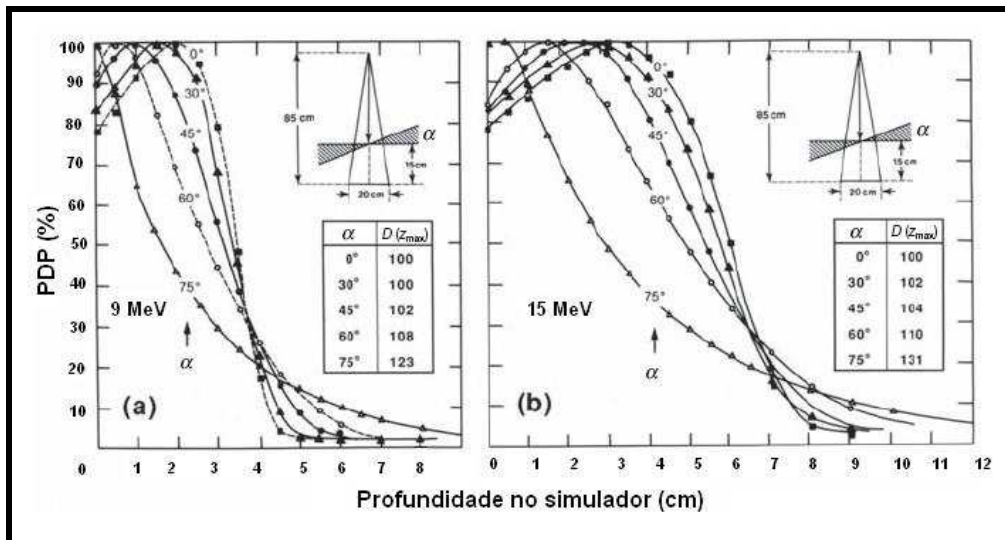


Figura 9: Curvas de PDP em água para várias incidências de feixe de elétrons. a) 9 MeV e b) 15 MeV. A incidência normal é representada por $\alpha=0^\circ$. No detalhe da figura é destacada a profundidade de dose máxima (D_{Max}) para vários ângulos [21].

A partir da curva de percentual de dose em profundidade é possível determinar outros parâmetros necessários para a caracterização da energia do feixe clínico de elétrons. As cinco definições dos diferentes parâmetros de alcance para uma distribuição de dose em profundidade no eixo central estão ilustradas na Figura 10.

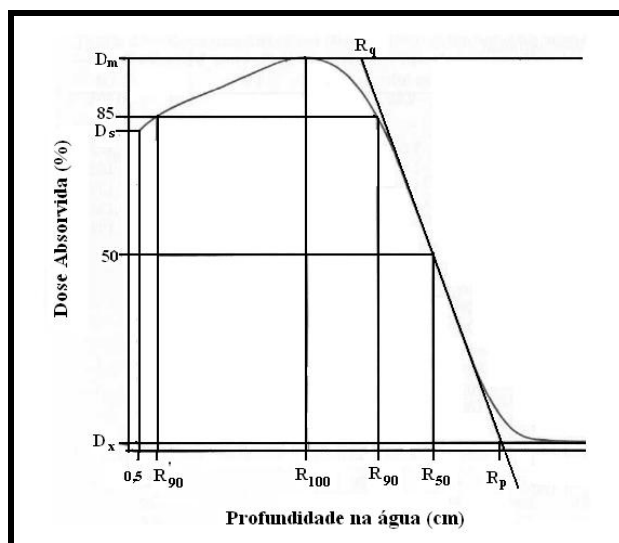


Figura 10: Curva típica de PDP ilustrando os parâmetros R_q , R_{90} , R_{50} , R_p , R_{max} .

Três desses parâmetros são de alcance (R_{90} , R_{50} , R_p), e dois constituem as medidas nos níveis de dose de entrada (D_s) e de saída (D_x) no volume irradiado.

2.4.1.1 – Parâmetros clínicos do feixe de elétrons

Devido à complexidade do espectro, não há uma energia única que caracterize completamente um feixe de elétrons. Vários parâmetros são utilizados para descrever um feixe tais como a energia provável ($E_{p,0}$), a energia média na superfície do simulador geométrico ou simulador, (\overline{E}_0) e o R_{50} .

2.4.1.1.1 – Alcance prático

O alcance prático (R_p) é definido como sendo a profundidade onde a tangente no ponto de maior inclinação da curva de PDP (ponto de inflexão) intercepta a radiação de fundo (D_x). Este valor, R_p , é obtido fazendo-se um ajuste linear dos dados na região descendente da curva de dose em profundidade entre 70% e 20%. A radiação de fundo

de fótons, que é definida como sendo a extrapolação da extremidade da distribuição de dose em profundidade até o alcance prático, é também obtida fazendo-se um ajuste linear nos valores obtidos até o último ponto da curva de distribuição de dose [22].

Devido à complexidade do espectro de elétrons gerado pelo acelerador linear, a energia calculada a partir do alcance prático está mais diretamente relacionada com a energia mais provável do feixe de elétrons quando chega à superfície do simulador geométrico. A equação 7 relaciona empiricamente a energia mais provável do feixe de elétrons com o alcance prático [21].

$$E_{p,0} = 0,22 + 1,09R_p + 0,0025R_p^2 \quad (7)$$

2.4.1.1.2 – Alcance à meia profundidade

O alcance à meia profundidade (R_{50}) é a profundidade na qual a dose absorvida atinge 50% do seu valor máximo. Em dosimetria de elétrons, a energia do feixe clínico é caracterizada pelo R_{50} , também chamado de índice de qualidade do feixe de elétrons, como especificado no TRS 398 [25]. Este índice denota a energia média do feixe de elétrons, já que, o feixe originário do acelerador tem um espectro complexo. Como a meia profundidade está localizada na região atingida por aproximadamente metade dos elétrons primários, é razoável supor que essa profundidade esteja mais relacionada com a energia média do que com a energia mais provável dos elétrons incidentes. A energia média dos elétrons, \overline{E}_0 , na superfície do simulador geométrico ou do paciente é relacionada com R_{50} como mostra a relação (8):

$$\overline{E}_0 = CR_{50} \quad (8)$$

onde $C = 2,33$ MeV/cm para água.

Na Figura 11, é apresentada a variação de R_{50} com a energia média na superfície do simulador, \bar{E}_0 . [22]

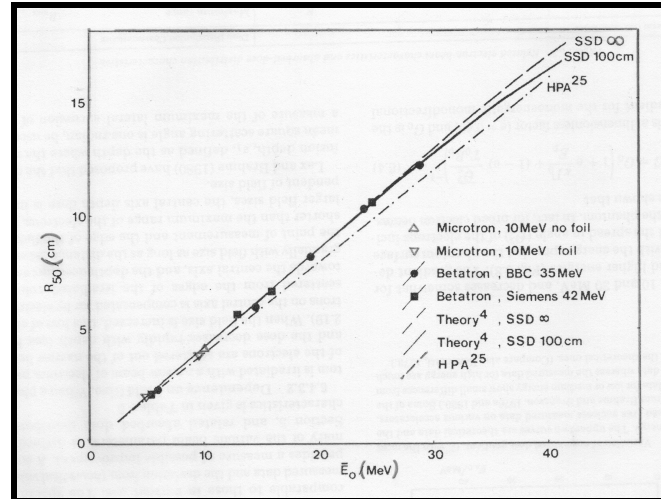


Figura 11: Variação do R_{50} com a energia média de vários aceleradores de pesquisa [22].

2.4.1.1.3 – Alcance Terapêutico

O alcance terapêutico (R_{90}) é a profundidade na qual a dose absorvida atinge 90% do seu valor máximo. Este, se possível, deve coincidir com a margem distal do tratamento. Para uma dada energia, o comprimento desse intervalo depende da uniformidade desejada da distribuição de dose em profundidade na região do alvo. Uma diferença na dose menor ou maior que 10% pode causar uma mudança considerável na razão entre fração de pacientes curados e daqueles que sofrerão complicações, fato esse que faz com que seja desejável o esforço para obter uma variação pequena dentro do volume alvo [23].

2.4.1.1.4 – Dose superficial

A dose de entrada em um volume irradiado por um feixe clínico de elétrons é de grande interesse devido à sua importância para o grau de pele poupada obtido. A profundidade das camadas sensíveis à radiação abaixo da epiderme é geralmente da ordem de 0,5 mm, uma profundidade que é acessível para medidas precisas de dose com vários detectores. A dose superficial (D_s) é definida como sendo a razão da dose absorvida na profundidade de 0,5 mm em relação ao valor de dose máxima.

2.4.1.1.5 – Radiação de fundo de fótons ou Contaminação de raios-X

A radiação de fundo de fótons ou contaminação de raios-X no feixe de elétrons (D_x) é definida como sendo a extrapolação da cauda da distribuição de dose em profundidade até o alcance prático. Os fótons estão presentes como uma contaminação do feixe de elétrons incidentes ou são gerados no próprio meio irradiado.

2.4.2 – Perfil de Campo

Distribuições de dose ao longo do eixo central fornecem apenas parte da informação requerida para uma acurada descrição de dose dentro do paciente. Distribuições de dose em duas dimensões são determinadas com informações do eixo central em conjunção com perfis de dose de campo.

Os perfis de campo são obtidos medindo-se a dose perpendicularmente ao eixo central em uma profundidade arbitrária ao longo do simulador geométrico de medida. As profundidades usuais de medida são D_{Max} e 10 cm com a finalidade de conferir a conformidade com as especificações da máquina. Outras profundidades são normalmente requeridas para configuração do sistema de planejamento. Um exemplo de perfil de campo medido na profundidade de máxima dose é apresentado na Figura 12.

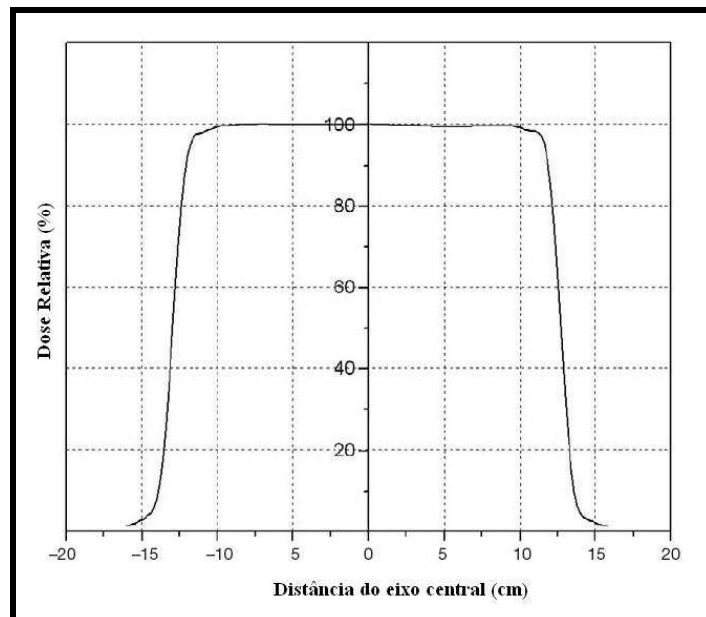


Figura 12: Exemplo de um perfil de campo para um feixe de elétrons obtido de um acelerador clínico de energia de 12 MeV, profundidade de máxima dose e tamanho de campo 25x25 cm².

O perfil de campo é obtido através da normalização com a dose no eixo central conforme a equação 9.

$$D_R(D_x, f, C, h\nu) = \frac{D_i}{D_z} \cdot 100 \quad (9)$$

onde D_R é a dose relativa ao eixo central, D_z é a dose em uma determinada profundidade no eixo central, ou seja em 0 no eixo X. D_i é a dose no eixo X. O eixo Y também pode ser utilizado para se obter um perfil de campo.

2.4.3 – Curvas de Isodose

Nem sempre a dose no eixo central é suficiente para o planejamento do tratamento do paciente e freqüentemente a informação sobre a curva de isodose completa é requerida.

Curvas de isodose são linhas passando através de pontos de mesma dose. Essas curvas são obtidas em intervalos regulares de dose absorvida e são expressas como a dose percentual em relação a um ponto de referência, normalmente o ponto de dose máxima no eixo central. Conforme um feixe de elétrons penetra em um meio, esse se expande rapidamente abaixo da superfície, devido ao espalhamento. No entanto, o espalhamento individual das curvas de isodose varia com o nível da isodose, energia do feixe, tamanho de campo e colimação do feixe [23].

Curvas de isodose para um feixe de elétrons de 20 MeV para o tamanho de campo 10x10 cm² e SSD de 100 cm são ilustradas na Figura 13.

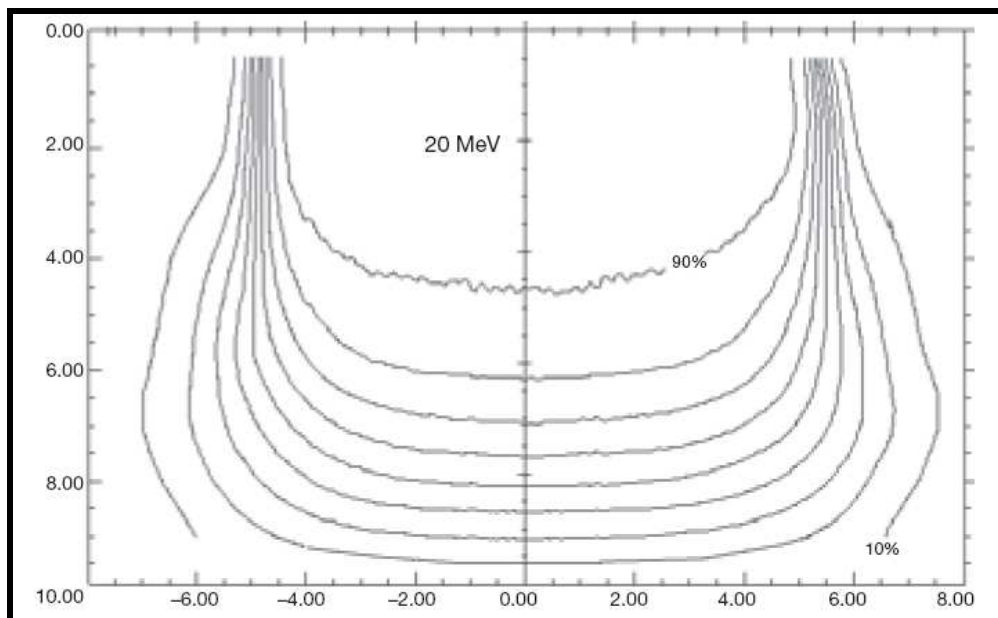


Figura 13: Curvas de isodose para a energia 20 MeV e tamanho de campo 10x10 cm² e SSD de 100 cm.

2.5 – DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida pode ser determinada experimentalmente, utilizando-se dosímetros, computacionalmente, através de um código de Monte Carlo e analiticamente, utilizando-se uma abordagem matemática aproximativa para o planejamento do tratamento. Nesta seção somente serão abordados os métodos utilizados no presente trabalho. A dose absorvida foi determinada experimentalmente utilizando câmara de ionização, calculada em vários sistemas de planejamento e simulada utilizando o método de Monte Carlo, código EGSnrc.

2.5.1 – Dosímetros

Um dosímetro é um monitor de radiação que mede uma grandeza radiológica ou operacional, com os resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano. Um dosímetro juntamente com seu sistema de leitura, normalmente um eletrômetro, é referido como sistema dosimétrico.

Para funcionar como um dosímetro, o medidor deve possuir algumas propriedades físicas que são função da grandeza dosimétrica de interesse, com apropriada calibração. Para ser útil para uma determinada prática, este deve possuir algumas características desejáveis. Por exemplo, em radioterapia o exato conhecimento da dose absorvida em um ponto específico assim como a possibilidade de derivar a dose para um órgão de interesse no paciente. Neste contexto, um dosímetro desejável deverá ter as seguintes características: resposta exata e precisa, relação linear dose versus resposta, independência do comportamento da resposta com o nível de dose (ou taxa de dose), resposta pouco dependente com a energia das radiações, pouca dependência direcional e boa resolução espacial.

Obviamente nem todos os dosímetros podem satisfazer todas estas características. A escolha de um dosímetro de radiação deve levar em consideração as exigências da situação de medida. Por exemplo, na radioterapia, as câmaras de ionização são recomendadas para a dosimetria de feixes de radiação enquanto os filmes radiográficos e radiocrômicos são indicados para medidas espaciais de distribuição de dose.

2.5.1.1 – Câmara de ionização

Um dos dosímetros mais antigos e, ainda assim, um dos mais utilizados, baseia-se nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa através de um gás [26]. As câmaras de ionização são os detetores deste tipo mais simples, sendo considerados os instrumentos mais práticos e precisos para medidas de exposição e dose absorvida.

Tais câmaras consistem em geral de um fio central, chamado eletrodo coletor, circundado por uma parede que delimita a região preenchida pelo gás. As partículas carregadas ao atravessarem o gás causam ionizações e excitações em suas moléculas; quando uma molécula neutra é ionizada, dá origem a um elétron livre e um íon positivo. Aplicando-se uma diferença de potencial entre o eletrodo e a parede da câmara, os elétrons livres migram em direção à parede, resultando na formação de um pulso elétrico. Neste caso, como a intensidade do sinal depende da carga coletada, ela dependerá do número de pares de íons produzidos no gás.

As câmaras de ionização operam em uma determinada região de campo elétrico chamada de saturação iônica. Quando o campo elétrico é fraco, alguns íons podem se recombinar e só parte das cargas geradas é coletada. Mas à medida que a diferença de potencial cresce os íons são atraídos para os pólos elétricos e não têm condição de se recombinar. Portanto, na região de saturação iônica, todos os íons formados são coletados, e o sinal é então proporcional a energia da radiação ionizante.

As câmaras de ionização são os dosímetros mais utilizados em radioterapia. Apresentam os mais variados volumes e formas, podendo ser esféricas, cilíndricas ou de placas paralelas. Algumas das câmaras de ionização utilizadas em radioterapia são

ilustradas na Figura 14. A escolha de materiais, dimensões e forma da cavidade dependem da finalidade à qual se destina a câmara, assim como do tipo de radiação a ser medida. No caso de uma câmara de ionização destinada a medir exposição, suas paredes devem ser de um material equivalente ao ar, enquanto que, em uma câmara destinada a medir dose absorvida no meio a parede deve ser equivalente ao meio em questão. A desvantagem deste tipo de dosímetro é que produz sinais de saída muito pequenos.



Figura 14: Várias câmaras de ionização utilizadas em radioterapia.

O sinal elétrico gerado na câmara de ionização, proveniente da coleta de cargas, é medido por um equipamento chamado eletrômetro. Como a carga elétrica é extremamente pequena (da ordem de 10^{-10} C), o eletrômetro necessita ser bastante sensível. Atualmente os eletrômetros possuem mostradores digitais com capacidade de resolução de 4 dígitos. A união da câmara de ionização e do eletrômetro é chamada de conjunto dosimétrico.

O uso de câmaras de ionização em dosimetria é baseado no princípio que relaciona a dose absorvida na parede da câmara com a dose absorvida na cavidade, preenchida por um gás.

Para medir a dose absorvida em um meio é necessária a introdução de um dosímetro nesse meio. Todavia, a presença do detetor, provoca uma descontinuidade no meio, uma vez que, em geral, estes diferem do meio em composição e número atômico. Este problema é contornado pela aplicação da teoria da cavidade [27]. Esta teoria tem o propósito de relacionar a dose absorvida em uma cavidade (detetor), de tamanho e composição arbitrários, com a dose absorvida no meio de radiação. A teoria a ser usada

é determinada pelo tamanho da cavidade quando comparado ao alcance dos elétrons no meio em questão.

Existe uma importante condição para a aplicação da teoria da cavidade à câmara de ionização. Essa é a condição de equilíbrio eletrônico de partículas carregadas. As partículas carregadas produzidas pelos fótons no volume sensível do detetor podem perder toda a sua energia ionizando o ar na região de coleta de íons, implicando na coleta da carga iônica total. Porém alguns elétrons produzidos nesse volume depositam energia fora da região de coleta, fazendo com que a carga coletada seja menor que a real. Por outro lado, elétrons produzidos fora do volume sensível podem entrar na região de coleta iônica e produzir ionização, o que tornaria o valor da carga maior que a real. Por isso, a espessura da parede da câmara deve ser grande o suficiente para impedir que os elétrons produzidos fora da parede adentrem o volume. E deve ser tal que equilibre a carga adicionada e perdida. A condição de equilíbrio eletrônico de partículas carregadas é atingida quando a perda iônica é compensada pelo ganho de íons.

A câmara de ionização mais utilizada em radioterapia é a cilíndrica, disponível por vários fabricantes para calibração do feixe em radioterapia. Essas câmaras podem ser produzidas com volumes ativos de 0,1 a 1 cm³. Elas têm, tipicamente, um comprimento interno não maior que 25 mm e um diâmetro interno não maior que 7 mm. A parede é constituída de um material de baixo número atômico, Z.

Qualquer informação medida com uma câmara de ionização cilíndrica pode ser considerada confiável desde que observadas suas limitações e aplicados os fatores de correção apropriados. No entanto, quando possível, câmaras de placas paralelas devem ser utilizadas com feixes de elétrons.

2.5.1.1.1 – Câmara de ionização de placas paralelas

Uma câmara de ionização de placas paralelas consiste de duas placas paralelas planas, uma com a função de janela de entrada e eletrodo de polarização e outra como parede traseira e eletrodo de coleção, similar ao sistema de anel de guarda da câmara cilíndrica. A parede traseira é usualmente um bloco de condução ou material não

condutor (perspex ou poliestireno) com uma camada fina condutora de grafite formando o eletrodo de coleção e o anel de guarda acima.

A câmara de placas paralelas é recomendada para a dosimetria de feixe de elétrons com energia abaixo de 10 MeV. É também utilizada para medir doses na superfície e doses em profundidade na região de *buil-up* de fótons de megavoltagem.

Geralmente, câmaras de ionização são mais comumente utilizadas para medidas pontuais em regiões de baixo gradiente de dose. As câmaras de ionização são muito utilizadas para medidas de perfis de dose em profundidade e perfis de campo a uma determinada profundidade. No entanto para se obter doses em duas dimensões em altos gradientes de dose os filmes tanto radiográficos quanto radiocrômicos são mais utilizados.

2.5.1.2 – Filme radiocrômico

O filme radiocrômico é um novo tipo de filme para uso em dosimetria em radioterapia. O filme radiocrômico apresenta algumas vantagens em relação ao filme radiográfico como, a não necessidade de câmaras escuras, uma vez que este não é sensível à luz e não necessita de revelação, ademais apresenta uma resposta independente com a taxa de dose, boas características de dependência energética (exceto para raios-X com energias inferiores a 25 keV), independência com relação às condições ambientais, embora ambientes com umidade excessiva devam ser evitados.

Os filmes radiocrômicos são, geralmente, menos sensíveis do que os radiográficos, sendo, portanto, mais úteis em medidas de alta dose. [28].

O filme radiocrômico é aproximadamente tecido equivalente tendo em sua composição 9% de H, 60,6% de C, 11,2% de N e 19,2 de O [28].

O filme radiocrômico é composto por uma material químico polimerizado, que adquire coloração após a irradiação. O polímero absorve luz e a transmissão da luz através do filme pode ser medida com uso de um densitômetro apropriado. O filme não necessita ser revelado nem requer o uso de fixador. Uma vez que não são granulados,

apresentam alta resolução e podem ser utilizados para dosimetria de regiões que apresentem elevado gradiente de dose.

Não é adequado medir a distribuição de dose diretamente em paciente tratados com radiação. Informações da distribuição da dose são inteiramente medidas em simuladores, usualmente com volume suficiente para fornecer condições de atenuação e espalhamento semelhantes ao corpo humano.

2.5.2 – Simuladores de tecido

Qualquer material utilizado para simular um tecido que reproduza suas características físicas de atenuação e espalhamento é chamado de simulador de tecido. Em geral, duas características físicas são importantes: a interação da radiação com o tecido e a grandeza dosimétrica no ponto de interesse no tecido [21].

Como a composição elementar varia nos diferentes tecidos e órgãos, não existe material único que simule convenientemente todos os tecidos. Entretanto, para a radioterapia, na maioria das vezes é suficiente distinguir entre tecido mole, pulmonar e ósseo [23].

O simulador de tecido humano mais utilizado é a água. Apesar de ser uma molécula simples e de fácil obtenção, é um dos materiais mais usados nas medidas e simulações dosimétricas por constituir 65 % dos tecidos, representando cerca de 60% da composição total do corpo humano em peso. Em vista disso, a água é o meio de escolha para simulador universal e indicada como referência na medida da dose de feixes de fótons e de elétrons [21].

Um simulador de água acarreta alguns problemas quando utilizado com câmaras de ionização e outros detetores, que são afetados pela água, caso não estejam protegidos por um material a prova d'água. Como nem sempre é possível colocar detetores de radiação na água, os simuladores sólidos foram desenvolvidos como substitutos para esse material.

Simuladores comerciais confeccionados com materiais plásticos ou resinas podem ser utilizados nas medições quando a água não for apropriada para a medida.

Entre os simuladores disponíveis comercialmente estão os de acrílico e os de poliestireno e os de água sólida. Estes materiais podem ser utilizados para calibração dosimétrica para feixes de fótons e elétrons na faixa de energias utilizadas na radioterapia. Simuladores de água sólida atualmente são comercializados por vários fabricantes. No entanto, a densidade de massa destes materiais pode variar dependendo do processo de fabricação, da composição atômica e do número de elétrons por grama destes materiais.

2.5.3 – Código de Monte Carlo *Electron Gamma Shower* (EGSnrc)

O código de Monte Carlo utilizado neste trabalho foi o sistema EGSnrcMP (*Electron Gamma Shower of National Research Council Canadá Multi-Purpose*). O EGSnrc é um pacote para a Simulação de Monte Carlo de transporte de elétrons, pósitrons e fótons em diversas geometrias e com intervalo de energia de 1 keV à 10 GeV [29]. Contido no EGSnrcMP estão os códigos BEAMnrc, DOSXYZnrc, BEAMDP, *ctcreate* e ainda o EGS_Windows. Cada um desses códigos tem sua função específica para simulação do cabeçote de um acelerador linear clínico, cálculo de dose em um simulador geométrico ou paciente através de tomografias, além de serem necessários para a análise de dados dos arquivos de saída dos mesmos [30].

O acoplamento das equações diferenciais que descrevem a trajetória de elétrons e fótons é complicado, de modo a permitir um tratamento analítico. A técnica de Monte Carlo é capaz de levar em consideração todos esses aspectos no intervalo de energia de interesse. Geralmente, a simulação do transporte da radiação por Monte Carlo tem quatro importantes componentes: informações das seções de choque para a simulação do processo físico, o algoritmo de transporte da radiação, especificação da geometria e análise estatística.

O código de Monte Carlo é construído através do arranjo experimental das medidas e do cálculo de distribuição de probabilidade; por exemplo, aquelas que descrevem o processo de espalhamento fundamental e de perda de energia.

A simulação por Monte Carlo do transporte de radiação descreve o processo físico real: as partículas em um meio têm uma determinada trajetória que depende da interação com o meio. Essa é governada através da distribuição de probabilidade (seção de choque total) para o local da interação para aquela energia e determinado ângulo. Este processo é continuado até a partícula ser completamente absorvida pelo meio, deixar a região de interesse, ou ainda, ser descartada por um limite de energia. Este processo completo é chamado de história. Deste modo, grandezas de interesse podem ser calculadas a partir de um número significativo de histórias. As grandezas estimadas por Monte Carlo têm uma incerteza estatística que depende do número de histórias da partícula.

A história da partícula começa pela sua criação, com energia e coordenadas de posição definidas de acordo com a distribuição específica da fonte. O tipo da interação e as partículas resultantes são determinados pela seção de choque do meio. Se a energia for menor que a energia mínima a ser considerada, denominada de energia de corte, a partícula é descartada, sua história é terminada e uma nova história tem início. Se a energia da partícula for maior que a energia de corte, o código determina, com base na seção de choque do meio, a distância da nova interação e esta é transportada. Se a partícula ultrapassar a região de interesse, ela é descartada. Em caso contrário, é escolhido, através de seções de choque, o tipo de interação à qual a partícula será submetida.

Os parâmetros das partículas produzidas são armazenados em uma matriz e são recuperados, se a energia destas for menor que a energia de corte, se o elétron for descartado e se a história terminar. Então, a transferência de energia ao meio é contabilizada e, se não houver mais nenhuma partícula armazenada, uma nova história tem início. Caso contrário, através das seções de choque, contabiliza-se a transferência de energia e a distância da nova interação da partícula, até que esta seja menor que a energia de corte. Esse processo é repetido até que o número total de histórias seja alcançado.[29].

2.5.3.1 – Transporte de fótons

Os fótons interagem com a matéria através de quatro processos básicos: Interação Compton, Interação Rayleigh, Interação Fotoelétrica e Produção de Pares. Dependendo do meio considerado e da energia do fóton, um tipo de interação pode predominar.

Dependendo do tipo de interação a que o fóton for submetido, ele poderá criar elétrons ou pósitrons em sua trajetória; e estes podem perder energia através de processos de colisão ou aniquilação em vôo.

Os fótons também podem interagir de outras maneiras não significantes no intervalo de energia em que a radioterapia se aplica.

2.5.3.2 – Transporte de elétrons

Partículas carregadas perdem sua energia de modo distinto das partículas não carregadas (raios-X, gama ou nêutrons). Um fóton ou nêutron incidindo na matéria pode atravessá-la sem interagir, e conseqüentemente sem perder energia. Ou pode interagir e perder sua energia em uma ou poucas colisões. Uma partícula carregada, por outro lado, interage com um ou mais elétrons ou com o núcleo de todo átomo ou molécula que encontra. A maioria destas interações transfere, individualmente, uma pequena fração da energia da partícula incidente. A probabilidade de uma partícula carregada passar pela matéria sem interagir é desprezível. Uma partícula carregada de 1 MeV colide tipicamente 10^5 vezes antes de perder toda a sua energia. A energia transferida de cada partícula carregada para o meio, em cada interação individual, é geralmente pequena. O poder de frenamento é o parâmetro utilizado para descrever a perda gradual de energia quando um elétron penetra em um meio absorvedor. Duas classes de poderes de frenamento são conhecidas: o poder de frenamento colisional que resulta da interação

com os elétrons orbitais e o poder de frenamento radiativo que resulta da interação com o núcleo.

Quando um elétron atravessa um meio, seja gasoso ou sólido, este pode interagir através de três modos diferentes, que dependem do tamanho do parâmetro de impacto b comparado com o raio do átomo clássico a . Esses três modos são:

- ✓ Interação da força coulombiana da partícula carregada com o campo nuclear externo para $b \ll a$ (colisão radiativa).
- ✓ Interação da força coulombiana da partícula carregada com o elétron orbital para $b \approx a$ colisão (colisão dura).
- ✓ Interação da força coulombiana da partícula carregada com o elétron orbital para $b \gg a$ (colisão suave).

Geralmente, as partículas carregadas sofrem um grande número de interações. Em cada interação sua trajetória é alterada (espalhamento elástico ou inelástico) e pode perder energia cinética que será transferida para o meio ou para os fótons (perda radiativa).

As colisões radiativas, suaves e duras são ilustradas esquematicamente na Figura 15.

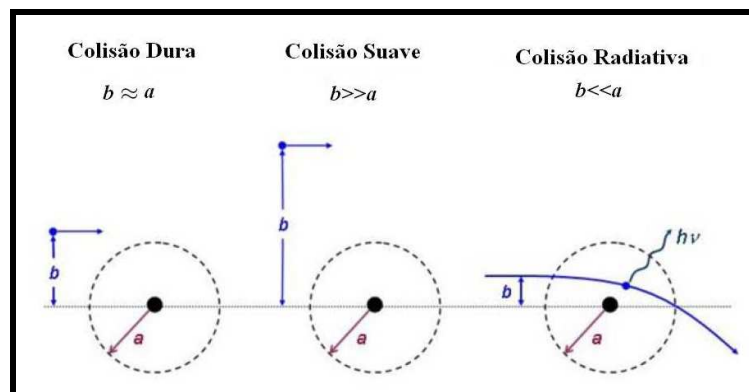


Figura 15: Três diferentes tipos de colisão de uma partícula carregada com um átomo em função dos tamanhos relativos do parâmetro de impacto b e do raio atômico a .

A taxa de energia perdida por unidade de distância percorrida por uma partícula carregada em um meio é chamada de poder de frenamento linear (dE/dx). O poder de frenamento linear é, tipicamente, dado em unidade de $\text{MeV}\cdot\text{cm}^2/\text{g}$.

O poder de frenamento total S_{tot} para uma partícula carregada através de um meio absorvedor é a soma do poder de frenamento radiativo com o colisional.

Teoricamente, as interações dos elétrons podem ser simuladas da mesma maneira que as dos fótons. Contudo, elétrons interagem milhões de vezes mais que fótons, consumindo muito mais tempo de simulação. O tempo computacional requerido para este lento processo de transporte de evento por evento seria impraticável. Por este motivo, a simulação por Monte Carlo destas partículas torna-se mais complexa. Este problema é considerado no EGSnrc utilizando a técnica de história condensada descrito por BERGER [30]. Neste método, um grande número de interações individuais são condensadas em um único passo. Todo o efeito deste passo é modelado através das distribuições da teoria do espalhamento múltiplo.

A técnica da história condensada é uma aproximação razoável considerando que em muitos casos uma única interação causa uma pequena mudança da direção e energia do elétron. Mais detalhes podem ser encontrados; no trabalho de KAWRAKOW e BIELAJEW [32].

2.5.3.3 – Código PEGS4 (*Preprocessor of EGS4*)

O EGSnrc contém em seu pacote o PEGS4 (do inglês: *Preprocessor of EGS4*) que é uma interface onde o usuário pode criar bibliotecas de *stopping power* e seções de choque para qualquer elemento, composição ou mistura para uma determinada faixa de energia [33].

O EGSnrc contém em seu pacote duas bibliotecas chamadas 521ICRU e 700ICRU, que contêm dados de poderes de frenamento e seção de choque do ICRU 37 [34]. Estas bibliotecas foram utilizadas neste trabalho.

2.5.3.4 – Energia de corte

Há uma variedade de parâmetros de transporte no EGSnrc que devem ser especificados para cada simulação. Um deles é a energia de corte. Se a energia da partícula atingir um valor abaixo da energia de corte a simulação por Monte Carlo do transporte da partícula pára e sua respectiva energia é depositada localmente. Há uma energia de corte para elétrons e outra para fótons.

2.5.3.5 – Código BEAMnrc

BEAMnrc [30] é um código computacional utilizado para modelar qualquer fonte de radioterapia, em geral cabeçotes de aceleradores lineares clínicos com feixes de fótons ou elétrons, incluindo raios-X de baixa energia e unidades de cobalto. Este foi desenvolvido como parte do projeto OMEGA (do inglês, *Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm*) para o desenvolvimento de planejamento de tratamento em três dimensões baseado em simulação de Monte Carlo.

O BEAMnrc foi extensivamente comparado contra distribuições de dose medidas para uma variedade de aceleradores e um bom resultado foi obtido para o PDP no eixo central assim como curvas de perfis de dose do campo de irradiação.

A simulação de um acelerador linear clínico a partir do BEAMnrc é possível através de uma série de módulos componentes (CMs, do inglês: *component modules*) existentes como opção de construção de geometria no código. Cada módulo componente existente representa um componente do acelerador linear utilizado para tratamento. Cada módulo componente opera independentemente dos outros. Cada um está contido entre dois planos que são perpendiculares ao eixo z e que não podem se sobrepor. A independência dos CMs permite que cada um seja testado individualmente. A dose pode ser registrada em certo número de regiões arbitrárias. Os módulos componentes que foram utilizados neste trabalho para o acelerador linear Varian Clinac 2300 C/D são descritos no capítulo Materiais e Métodos.

O BEAMnrc também contém um visualizador gráfico, chamado *Preview*, onde é possível visualizar cada módulo componente individualmente assim como todos os módulos componentes necessários à criação de um cabeçote de acelerador linear.

O BEAMnrc contém 14 rotinas de fontes que podem ser utilizadas. Em geral as partículas incidentes que compõem as fontes se movem na direção do eixo z. Conceitualmente, algumas se originam fora da região de modelagem do acelerador e são transportadas pelo vácuo do acelerador, onde tem início o plano do acelerador.

Uma das principais características do BEAMnrc é que o arquivo de espaço de fase pode ser utilizado como fonte entre quaisquer dois CMs no acelerador. No arquivo de espaço de fase ficam armazenadas as informações de cada partícula que cruzou o plano de contagem. Informações sobre ângulo, energia, posição, carga e direção.

O BEAMnrc tem três importantes arquivos de saída: A listagem de saída, o arquivo de espaço de fase e o arquivo gráfico. O arquivo de listagem de saída é sempre criado durante a simulação. Ele contém toda a informação de dados de entrada para a simulação do acelerador, uma especificação exata do modelo do acelerador utilizado e os parâmetros geométricos para cada módulo componente. O arquivo de espaço de fase é opcional. Ele contém informações individuais de cada partícula cruzando o plano de contagem. Este arquivo pode ser reutilizado pelo BEAMnrc ou analisado, utilizando o programa BEAMDP ou mesmo sendo utilizado como fonte no DOSXYZnrc. Outro importante arquivo de saída opcional é o arquivo gráfico com uma representação simples para ser utilizada no EGS_Windows. O usuário pode solicitar o arquivo de saída de uma história completa, que contém cada passo ao longo da trajetória da partícula, que poderá ser executado no EGS_Windows, gerando uma imagem em três dimensões.

Para estimar a incerteza estatística do resultado obtido com Monte Carlo, o BEAMnrc utiliza o método de história por história. A incerteza de cada quantidade contada x é definida na equação 10:

$$s^2_{\langle x \rangle} = \frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \right)^2 \right) \quad (10)$$

onde x_i é a quantidade contada na i -ésima história independente e N é o número de histórias independentes [35].

2.5.3.6 – Código BEAMDP

BEAMDP (do inglês: *BEAM Data Processor*) é um programa interativo utilizado para analisar parâmetros de feixes clínicos de elétrons ou fótons contidos nos arquivos de espaço de fase gerados pelo BEAMnrc. Todos os gráficos de parâmetros tais como: distribuição espectral, fluência *versus* posição, distribuição de energia média e outros são gerados pelo programa BEAMDP [36].

2.5.2.7 – Código DOSXYZnrc

O DOSXYZnrc é um código de usuário do EGSnrc para calcular dose absorvida da radiação em um *voxel*¹ retangular baseado em um simulador geométrico. Este simula o transporte da partícula em um volume Cartesiano e armazena a energia depositada em todos os *voxels* designados. As dimensões dos *voxels* são independentes em todas as três direções. O material e a densidade de cada *voxel* podem ser especificados individualmente. Para a análise estatística, o método história por história é adotado na contagem de quantidades de interesse (por exemplo, energia depositada).

O código DOSXYZnrc é apresentado para o usuário em interface gráfica onde permite que dados de entrada sejam criados e executados graficamente.

A geometria do DOSXYZnrc é um volume retangular com o plano X-Y na página, o plano X para a direita e Y para a esquerda e o plano Z entrando na página. As

1. Voxel: aglutinação de *volume* e *element*, ou seja, elemento de volume. Representa um valor em uma matriz em três dimensões. É análogo ao pixel, o qual representa uma inforação em duas dimensões. *Voxels* são frequentemente utilizados em visualizações de análises médicas. Alguns mostradores volumétricos utilizam *voxels* para descrever sua resolução.

dimensões dos *voxels* são completamente variáveis em todas as direções. Cada *voxel* pode ter diferentes materiais e/ou variadas densidades (para a utilização com a tomografia computadorizada). O código permite diferentes tipos de fontes, tais como fonte pontual monoenergética com feixe divergente ou paralelo, além de ter a opção de utilizar o arquivo de espaço de fase gerado previamente por uma simulação de um acelerador linear pelo BEAMnrc. Esta última foi utilizada como rotina de fonte no presente trabalho.

Neste código há também a possibilidade de utilizar uma tomografia computadorizada (CT, do inglês, *computed tomography*) como geometria de cálculo para a dose absorvida. No entanto, para isso há a necessidade de conversão da CT para uma matriz que represente os materiais e densidades presentes na tomografia no volume Cartesiano do código. Para esta conversão é necessário o programa *ctcreate*.

O *ctcreate* é um programa independente, mas que auxilia o DOSXYZnrc a converter a informação obtida na imagem de CT em dados necessários para executar a simulação no DOSXYZnrc. Até o presente momento ele suporta apenas arquivos de CT dos sistemas de planejamento do CADPLAN da *Varian Medical Systems*, Pinnacle da *Philips Healthcare* e formatos de arquivos DICOM², além de um formato desenvolvido pela Associação Americana de Físicos Médicos (AAPM, do inglês: *American Association of Physicists in Medicine*) [37].

2.5.4 – Sistema de planejamento de tratamento para elétrons

O planejamento de tratamento em radioterapia é um processo que tem como objetivo determinar a distribuição de dose no volume alvo e nos pontos de interesse em áreas adjacentes. Este está em constante evolução.

Os algoritmos e métodos de simulação empregados para o cálculo de distribuição de dose de um feixe de elétrons diferem consideravelmente daqueles utilizados com fótons. O cálculo de dose para um feixe de elétrons é baseado no

² DICOM, *Digital Imaging Communications in Medicine* (ou comunicação de imagens digitais em medicina), é conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de imagens médicas num formato eletrônico, estruturando um protocolo. Foi criado, com a finalidade de padronizar a formatação das imagens diagnósticas como tomografias, 41 ressonâncias magnéticas, radiografias, ultrassonografias etc. O padrão DICOM permite que imagens médicas e informações associadas a elas sejam trocadas entre equipamentos de diagnóstico e computadores em hospitais.

processo físico fundamental no qual a perda de energia da partícula carregada no meio é expressa em termos de poder de frenamento colisional e radioativo. O espalhamento de elétrons é expresso em termos de poderes de espalhamento. Isso enfatiza a necessidade de uma boa compreensão do algoritmo de cálculo de distribuição de dose antes de o cálculo ser realizado.

Em geral, os algoritmos para cálculo de dose de feixes de elétrons são mais complexos que os utilizados para fótons e requerem um cuidado especial no comissionamento e controle de qualidade na prática clínica.

Nos anos 70 os feixes de elétrons começaram a se tornar mais disponíveis para o tratamento de radioterapia, e a utilização clínica começou a requerer que a dose fosse calculada com mais exatidão na presença de tecidos heterogêneos no campo de irradiação. Até este ponto, os primeiros sistemas de planejamento computadorizados eram baseados em informações empíricas, assumindo feixes largos e distribuições de dose no meio homogêneo de água. Foi desenvolvido um método de matriz que inicialmente foi utilizado para fótons e depois implementado no sistema de planejamento RAD-8 da *General Electric*, mas foi abandonado por falta de uma detalhada modelagem dos fenômenos físicos. Outra metodologia baseada em dados medidos experimentalmente foi utilizada no hospital *Memorial Sloan-Kettering Cancer Center*. Nesses dois sistemas eram aplicadas correções para heterogeneidade em uma dimensão, com base na geometria de fatias. Este modelo não levava em consideração o impacto do espalhamento lateral múltiplo na distribuição de dose. Outra característica é que as variações de SSD eram obtidas através de interpolação de dados medidos ou simplesmente uma correção para a divergência do feixe.

LILLICRAP *et al.*[38] mostraram que a medida de distribuições de dose resultante de feixes largos podiam ser obtidas através da adição da medida de distribuição de dose de vários feixes estreitos chamados de *pencil beams*³. KAWACHI [38] mostrou que a distribuição de dose na água pode ser obtida através da teoria de difusão. STEBEN *et al.* [40] e MANDOUR *et al* [41]. contribuíram com menores desenvolvimentos para a parametrização, além da validação da teoria e do conceito de adição de distribuições de dose resultantes de *pencil beams*. Para considerar as heterogeneidades internas, pesquisadores concluíram que não poderiam utilizar o

³ *Pencil Beam* é um feixe de energia radiante na forma de um feixe estreito de base retangular.

modelo de *pencil beam* se o cálculo de distribuição de dose na presença de heterogeneidade não fosse mais bem desenvolvido [42].

Simultaneamente e independentemente, vários pesquisadores analisaram a teoria de Fermi-Eyges [43] para o múltiplo espalhamento de Coulomb. HOGSTROM *et al* [44]. foram os primeiros a utilizar a teoria do *pencil beam* de Fermi-Eyges para calcular a dose em pacientes, desenvolvendo o algoritmo do *Pencil Beam* (PBA, do inglês *pencil beam algorithm*). Este algoritmo foi implementado em alguns sistemas de planejamentos comerciais entre eles, o RT/Plan da *General Electric*. Estes sistemas apresentavam algumas desvantagens, tais como o cálculo de dose em duas dimensões, o modelo de cálculo baseado em uma geometria de fatias, além de não modelar com exatidão o espalhamento dos elétrons no meio. O PBA assume que a fluência no meio é a mesma após o alcance prático dos elétrons. Devido a limitações computacionais de memória e velocidade de cálculo, as primeiras versões do PBA eram multi-planar. No entanto, à medida que a tecnologia foi avançando, a técnica foi sendo melhor desenvolvida. Em 1986, LAX e colaboradores [45] originalmente desenvolveram o *Pencil Beam* Generalizado (GPB, do inglês: *Generalized Pencil Beam*) que calcula a dose radial como uma soma de funções gaussianas. Em 1987, HYÖDYNMAA [46] utilizou a técnica de soma de funções gaussianas para desenvolver um algoritmo de cálculo de dose para três dimensões, levando em consideração ângulos de espalhamento maiores, além de continuar utilizando a geometria em fatias. Este algoritmo foi implementado no CADPLAN da *Varian Medical Systems* e chamado de *pencil beam* generalizado.

A exatidão destes métodos analíticos era aceitável nas situações clínicas em que heterogeneidades não estavam presentes, contudo quando elas existiam, fazia-se necessário o uso de um método mais apropriado, daí a utilização da técnica de Monte Carlo para calcular a dose absorvida. O avanço na área de *software* e *hardware* ligado a maior difusão de equipamentos computacionais possibilitou a implementação de algoritmos de cálculo de dose mais complexos. Em 1995, NEUENSCHWANDER *et al* [47] desenvolveram a técnica de utilização de *kernels*⁴ (pré-calculados) para o cálculo de dose absorvida de feixes de elétrons. Esta técnica foi implementada no sistema de planejamento Eclipse® da *Varian Medical Systems* e chamada de eMC (do inglês: *electron Monte Carlo*). Em 1996, mais uma técnica que utilizava a simulação de Monte

⁴ *Kernel* é um núcleo. Este guarda informações de espalhamento e deposição de dose. Alguns métodos de cálculo de dose utilizam uma variedade de *kernels*, um para cada tipo de interação. Que podem ser corrigidos para heterogeneidade ou podem representar o espalhamento e a deposição de dose em heterogeneidades.

Carlo foi desenvolvida por KAWRAKOW *et al* [48], chamada de *Voxel Monte Carlo* ou VMC. Esta técnica foi implementada no sistema de planejamento Theraplan Plus da MDS Nordion.

Essas quatro técnicas de cálculo de dose, PBA, GPB, eMC e VMC serão descritas com maior detalhe nos próximos capítulos.

2.5.4.1 – Modelo do algoritmo *Pencil Beam* baseado na teoria de espalhamento múltiplo

No início dos anos 80 houve um significativo desenvolvimento dos algoritmos de planejamento do tratamento para feixes de elétrons [23]. Estes modelos tiveram por base as distribuições Gaussianas de *Pencil Beams* obtidas com a aplicação da teoria de múltiplo espalhamento de Fermi-Eyges [43].

Uma pequena discussão desse algoritmo é apresentada aqui para que o leitor se familiarize com os algoritmos utilizados em sistemas de planejamentos para feixes de elétrons, que têm por base a mesma teoria.

Considerando uma aproximação para o pequeno ângulo de espalhamento de elétrons, a distribuição espacial para a fluência de elétrons ou dose proveniente do *pencil beam* elementar penetrando no meio espalhador é muito próxima da gaussiana para todas as profundidades. Eventos de espalhamentos para ângulos grandes causam desvios que são distribuições gaussianas puras. Contudo, o efeito de todos os eventos é pequeno. A distribuição espacial para o *pencil beam* gaussiano pode ser representada pela equação 11:

$$d_p(r, z) = d_p(0, z)e^{-r^2/\sigma_r^2(z)}, \quad (11)$$

onde $d_p(r, z)$ é a dose em profundidade relacionada com a contribuição do *pencil beam* no ponto localizado à distância radial r do eixo central e à profundidade z , $d_p(0, z)$ é a

dose axial à profundidade z e $\sigma_r^2(z)$ é a média quadrática do deslocamento radial dos elétrons como resultado do espalhamento múltiplo coulombiano. Pode ser demonstrado que $\sigma_r^2 = 2\sigma_x^2 = 2\sigma_y^2$, onde σ_x^2 e σ_y^2 são os deslocamentos médios quadráticos laterais projetados nos planos X,Z e Y,Z . A função exponencial na equação 6 representa a razão fora do eixo para o *pencil beam*, normalizada para a unidade em $r = 0$. A equação 12 é outra forma útil da equação 12.

$$d_p(r, z) = D_\infty(0, z) \frac{e^{-r^2/\sigma_r^2(z)}}{\pi\sigma_r^2(z)}, \quad (12)$$

onde $D_\infty(0, z)$ é a dose na profundidade z em que o campo de irradiação tem área infinita com a mesma fluência na superfície. A função gaussiana na equação 12 é normalizada para a área total desta função sobre o plano transversal na profundidade z .

Em coordenadas cartesianas, a equação 12 pode ser escrita como a equação 13.

$$d_p(x, y, z) = D_\infty(0,0, z) \frac{e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2(x', y', z')}}}{2\pi\sigma^2(x', y', z')}, \quad (13)$$

onde $d_p(x, y, z)$ é a dose no ponto (x, y, z) entregue por um *pencil beam* cujo eixo central passa através de (x', y', z') . Estes pontos estão ilustrados na Figura 16.

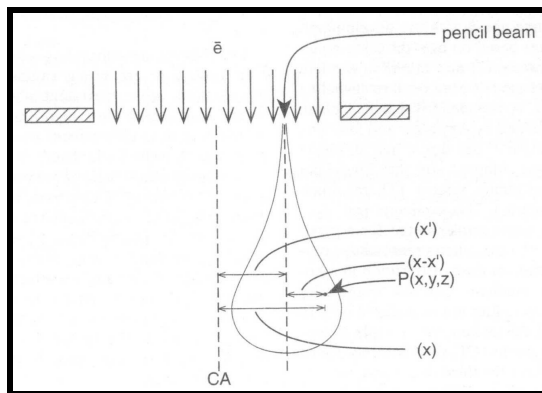


Figura 16: Sistema de coordenadas do *pencil beam*. A dose no ponto P é calculada pela integração de contribuições de *pencil beams* individuais.

Deste modo, a distribuição total de dose em um campo de qualquer tamanho e forma pode ser calculada somando-se todos os *pencil beams*. Logo, a equação de cálculo de dose torna-se a equação 14.

$$D(x, y, z) = \iint d_p(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (14)$$

A integração da função gaussiana dentro dos limites de interesse não pode ser realizada analiticamente. Para avaliar esta função é necessário utilizar a função erro representado por erf na equação 15 que mostra o cálculo da distribuição da dose espacial para um feixe de elétrons de seção retangular (2a x 2b).

$$D(x, y, z) = D_\infty(0,0, z) \cdot \frac{1}{4} \left(\operatorname{erf} \frac{a+x}{\sigma_r(z)} + \operatorname{erf} \frac{a-x}{\sigma_r(z)} \right) \left(\operatorname{erf} \frac{b+y}{\sigma_r(z)} + \operatorname{erf} \frac{b-y}{\sigma_r(z)} \right) \quad (15)$$

onde a função erro é definida pela equação 16.

$$\operatorname{erf}(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-t^2} dt \quad (16)$$

A função erro é normalizada para que $\operatorname{erf}(\infty) = 1$.

A dose $D_\infty(0,0, z)$ é determinada através da medida da informação da dose em profundidade no eixo central de um campo grande (por exemplo 20x20 cm²).

2.5.4.1.1 – Parâmetro de espalhamento lateral, σ

Como mencionado anteriormente, a distribuição espacial de um *pencil beam* elementar pode ser representada por uma função gaussiana. Esta função é caracterizada por um parâmetro de espalhamento lateral, σ , que é similar ao parâmetro de desvio padrão da distribuição da função normal, descrita na equação 17.

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (17)$$

A Figura 17 mostra um gráfico da distribuição da função normal dada pela equação 16 para $\sigma = 1$. A função é normalizada até que a integral entre os limites $-\infty < X < +\infty$ seja unitária.

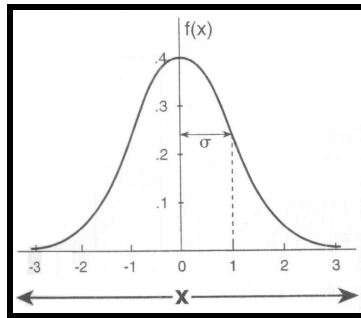


Figura 17: Gráfico de uma função de distribuição normal dada pela equação 17.

Considerando que um *pencil beam* incida em um simulador geométrico homogêneo composto por água, a distribuição da isodose se assemelha a uma gota como ilustrado na Figura 18. O espalhamento lateral aumenta com a profundidade até que o máximo seja alcançado. Além desta profundidade há uma perda abrupta de elétrons conforme o feixe caminha no meio.

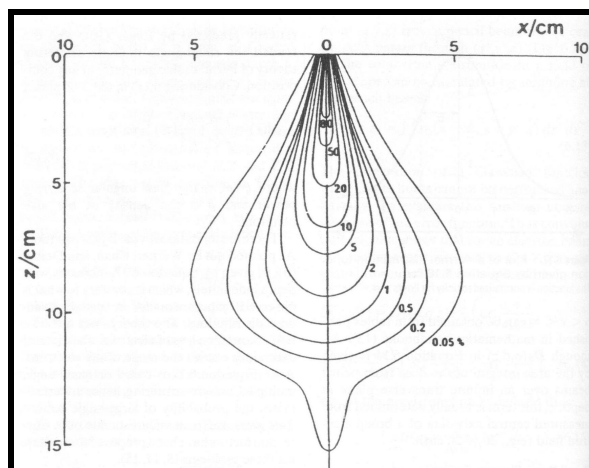


Figura 18: Distribuição de isodose de um pencil beam medido com um feixe de elétrons estreito de energia de 22 MeV incidente em um simulador geométrico composto por água.

O parâmetro de espalhamento lateral σ foi previsto por Eyges [42], que estendeu a teoria de espalhamento múltiplo de ângulos pequenos para a geometria de fatias de qualquer composição. Considerando $\sigma_x(x)$ no plano X-Y a equação 18 determina o espalhamento lateral.

$$\sigma_x(x) = \frac{1}{2} \int_0^z \left(\frac{\theta^2}{\rho l} \right) \rho(z') (z - z')^2 dz' \quad (18)$$

onde $\frac{\theta^2}{\rho l}$ é o poder de espalhamento angular de massa e ρ é a densidade da fatia pertencente ao simulador geométrico.

Existem algumas limitações da equação de Eyges. Na equação 18, σ aumenta com a profundidade indefinidamente. Experimentalmente, observa-se, exatamente, o contrário. A teoria não leva em consideração a perda de elétrons quando a trajetória excede o alcance destas partículas.

Em 1981, HOSTROM, MILLS e ALMOND [44] correlacionaram o poder de frenamento linear colisional e poder de frenamento angular relativo da água com números de CT de modo que a profundidade efetiva e σ possam ser calculados para meios heterogêneos utilizando dados da tomografia. O cálculo da profundidade efetiva utilizando números de CT também permite o cálculo *pixel* por *pixel* do comportamento do feixe frente à heterogeneidade.

2.5.4.2 – Algoritmo do *Pencil Beam* Generalizado

Este algoritmo é capaz de calcular a dose absorvida em campos irregulares, orientação de campo de irradiação não-coplanares e também é capaz de realizar correções de heterogeneidade em três dimensões.

O algoritmo do *pencil beam* generalizado é baseado na teoria de espalhamento múltiplo de Fermi-Eyges. O algoritmo calcula a distribuição de dose radial como uma

soma de três funções gaussianas, levando em consideração ângulos grandes de espalhamento e variações no alcance de elétrons. O algoritmo permite utilizar campos de irradiação irregulares, rotações do colimador e campos de irradiação não-coplanares. A exatidão do cálculo em meios homogêneos é de $\pm 5\%$ ou ± 5 mm.

Na implementação em três dimensões do algoritmo do *pencil beam* generalizado a soma de três funções gaussianas é utilizada. A integração da dose é substituída pela soma de um arranjo de *pencil beams* uniformemente distribuídos por todo o campo de irradiação. As dimensões do *pencil beam* são 2,5 x 2,5 mm na distância normal de tratamento. Para levar em consideração o espalhamento do ar, *pencil beams* fora do campo de irradiação são incluídos no cálculo. O número destes *pencil beams* é calculado através do ângulo de espalhamento médio quadrático dos elétrons no plano de referência. A fluência no ar é calculada no ponto onde o *pencil beam* entra no objeto. Os parâmetros do *pencil beam* são redefinidos em conexão com a atualização do ângulo de espalhamento médio quadrático.

As linhas de *pencil beam* são traçadas através de uma matriz de densidade em três dimensões.

A contribuição da dose para cada *pencil beam* é somada para os pontos de cálculo da matriz representando um plano no objeto. Para agilizar o cálculo, as funções gaussianas são calculadas utilizando valores de funções de erro pré-calculadas. Os cálculos de dose desprezam os pontos de cálculo localizados distantes da região de interesse e mais profundas que o alcance máximo escalado.

Finalmente, o bremsstrahlung é adicionado à distribuição de dose como um campo de fótons utilizando curvas de dose em profundidade calculadas para *bremsstrahlung*. Nenhuma correção de heterogeneidade é realizada para a parte de *bremsstrahlung*.

2.5.4.2.1 – Modelo de cálculo

No algoritmo do GPB para feixes de elétrons de alta energia, a distribuição de dose radial $D(r, z)$ em profundidade z é descrita por uma soma de m pesos de gaussianas, como exposto na equação 19.

$$D(r, z) = \sum_{k=1}^m B_k(z) e^{-\frac{r^2}{b_k(z) \bar{r}^2(z)}} \quad (19)$$

onde r é a distância radial do ao eixo do *pencil beam*, B_k é a amplitude dos fatores de peso das gaussianas, b_k é a profundidade dos fatores de peso das gaussianas e \bar{r}^2 é o raio médio quadrático do feixe.

A dose no ponto (x, y, z) no feixe incidente em um campo com área A é dada pela equação 20.

$$D(x, y, z) = \frac{P(z) \sum_{k=1}^m B_k(z) \iint_{\text{campoA}} S_{ar}(x', y', z') e^{-\frac{(x' - x)^2 + (y' - y)^2}{b_k(z) \bar{r}^2(z) \rho(z)}} dx' dy'}{\pi \bar{r}^2(z) \rho(z) \sum_{k=1}^m B_k(z) b_k(z)} \quad (20)$$

Onde:

$$P(z) = P_0(z_{eff}) \left[\frac{s_{vir} + z_{eff}}{s_{vir} + z} \right]^2 \quad (21)$$

Nas equações 20 e 21, S_{ar} é a fluência no ar, $\rho(z)$ é o fator de redução empírica para levar em consideração as flutuações de alcance em diferentes meios, $P_0(z)$ é a curva de dose em profundidade em um campo grande, z_{eff} é a profundidade efetiva obtida da escala de profundidade com heterogeneidades ao longo do feixe e s_{vir} é a distância virtual da fonte ao plano de referência. A profundidade efetiva representa a

profundidade corrigida para densidade da heterogeneidade em questão. É a profundidade que a partícula caminharia se o meio fosse composto por uma heterogeneidade.

O raio médio quadrático do feixe \bar{r}^2 é calculado recursivamente como uma função de profundidade utilizando o ângulo quadrático médio, $\bar{\theta}^2$ e o termo de covariância, r^θ .

O fator de redução empírico $\rho(z)$ é dado pela equação 22.

$$\rho(z) = e(-s^{12(15-s)}) \quad (22)$$

Na equação 22 s é igual a $0,95 (z / R_p)$.

A profundidade efetiva z_{eff} é calculada com o emprego da equação 23:

$$z_{eff} = \sum_{i=1}^n (z_i - z_{i-1}) \frac{S_{tot,i}}{S_{tot,w}} \quad (23)$$

onde $S_{tot,i}$ é o poder de frenamento total do material na camada i^{th} e $S_{tot,w}$ é o poder de frenamento total da água.

Na Figura 19 é apresentada uma geometria do algoritmo GPB.

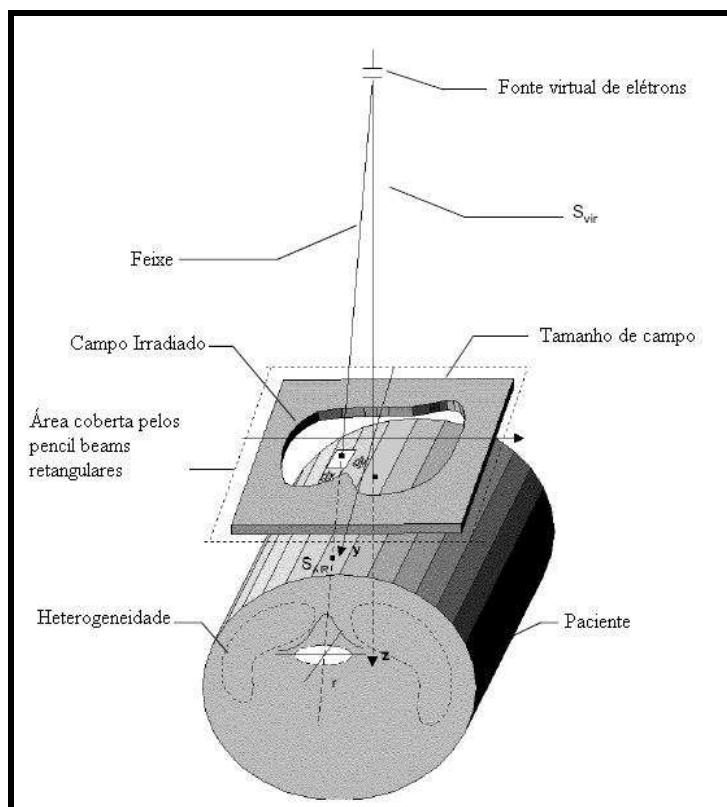


Figura 19: Geometria do Algoritmo do *Pencil beam* Generalizado.

As vantagens e desvantagens de cada algoritmo de cálculo de dose discutidos neste capítulo serão analisadas quando eles forem comparados a resultados experimentais [48].

2.5.4.3 – Algoritmo elétron Monte Carlo

O algoritmo do elétron Monte Carlo (eMC) é uma simplificada implementação do método do Monte Carlo projetado para o cálculo de dose de feixes de elétrons de alta energia. O eMC consiste em dois modelos: o modelo de transporte de elétrons baseado no método do macro Monte Carlo (MMC), e o modelo de espaço de fase inicial que descreve o transporte de elétrons e fótons emergindo do cabeçote do acelerador linear clínico.

A acurácia máxima do modelo de transporte e do modelo de espaço de fase inicial é de 3% em relação à dose máxima.

O algoritmo do eMC foi desenvolvido para aumentar a velocidade de cálculo da dose obtida do transporte de elétrons através de uma geometria em três dimensões. A redução no tempo de cálculo foi conseguida utilizando-se resultados derivados do método convencional de MC. No MMC os elétrons são transportados através de esferas macroscópicas em meios de várias densidades, reduzindo, assim, o número de passos por história de partícula e, conseqüentemente, diminuindo o tempo computacional. Os elétrons são transportados em passos macroscópicos através do absorvedor. A geometria do absorvedor é representada por uma matriz de densidade em três dimensões, tipicamente derivada das informações obtidas via CT. A energia perdida ao longo da trajetória do elétron é armazenada na matriz. O transporte de elétrons secundários e fótons de *bremstrahlung* são levados em consideração. Com esta característica, o código foi integrado a sistemas de planejamento de tratamentos a três dimensões comerciais.

O método foi primeiramente proposto por MACKIE E BATTISTA [49]. Utilizava resultados de Monte Carlo derivados de uma geometria cúbica. Este método não foi colocado em prática porque a tabela requerida para caracterizar o espaço de fase de saída e entrada do elétron era muito grande.

Em 1991, NEUENSCHWANDER E BORN [50] implementaram o algoritmo para um elemento de volume esférico prático, que foi chamado de *kugel* (do alemão, esfera). O código EGS4 foi então, utilizado para produzir uma base de dados para que o MMC pudesse calcular o transporte de elétrons incidentes através de *kugels* de diferentes materiais.

O método consiste de uma detalhada simulação macroscópica. O elétron primário é transportado em passos macroscópicos através do meio, sendo modelado através de distribuições pré-calculadas. Os parâmetros que influem no cálculo da dose absorvida são: direção, energia e posição da partícula. Esta simplificação reduz drasticamente o tempo computacional. Esses passos são simulados através de esferas de raios da ordem dos milímetros. Uma ilustração do funcionamento do método é apresentada na Figura 20.

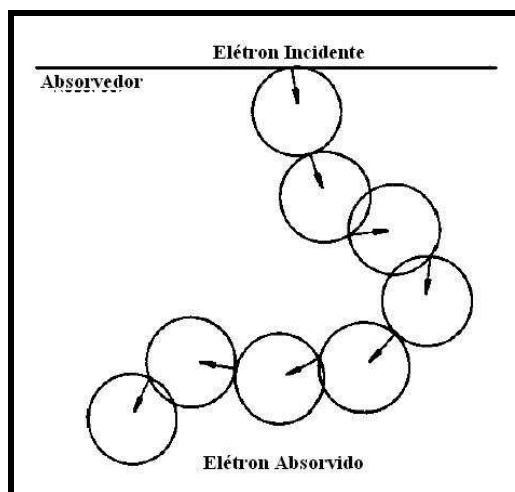


Figura 20: Ilustração esquemática do algoritmo MMC. As setas indicam a direção de movimento dos elétrons incidentes na esfera.

A energia perdida é parcialmente depositada ao longo da trajetória do elétron e parcialmente transferida aos elétrons secundários e fótons de *bremsstrahlung*. A história do elétron é terminada quando toda sua energia é absorvida pelo meio ou quando ele deixa a região de interesse.

Os cálculos preliminares foram realizados utilizando o código de Monte Carlo EGS4 para simular o transporte dos elétrons incidentes através das esferas macroscópicas. Os parâmetros iniciais são o raio da esfera, a composição química e a densidade ρ do material contido na esfera e a energia cinética dos elétrons primários incidentes.

A base de dados do algoritmo MMC é composta por 5 materiais apresentados na Tabela 1 com suas respectivas densidades [51].

Tabela 1: Materiais que compõem a base de dados do algoritmo do Macro Monte Carlo.

Material	Densidade (kg/m ³)
Ar	0,0012
Simulador de pulmão (LN4)	0,30
Água	1,0
Acrílico	1,19
Simulador de osso (SB3)	1,84

Para cada material os cálculos são executados para cinco diferentes raios de esferas: 0,05, 0,1, 0,15, 0,2 e 0,3 cm e trinta valores de energia para elétrons incidentes; entre 0,2 e 25 MeV. As esferas são restritas a $r < 0,3$ cm, porque as simulações de MMC com raios de esferas maiores resultam em vários artefatos na região de *build-up*. Pela mesma razão o raio da esfera para simulações de energias abaixo de 10 MeV não deve exceder 0,2 cm.

Para que o transporte esfera por esfera funcione corretamente, é necessário conhecer o volume da heterogeneidade por inteiro e o tamanho e a densidade média das esferas utilizadas para o transporte. Para um tamanho conhecido de esfera, determina-se a densidade média da mesma pela média dos *voxels* do volume absorvedor que contém a esfera. Como esta tarefa poderia implicar em bastante tempo computacional, um algoritmo foi desenvolvido para limitar o tamanho de esferas e densidades médias em cada posição do meio absorvedor através do pré-processamento dos dados obtidos com a tomografia.

Primeiramente o volume da tomografia é convertido em densidade de volume de massa com a resolução definida pelo usuário (de 0,1 a 0,5 cm). Para cada *voxel* de densidade de volume, uma esfera é selecionada de forma a ter um raio máximo para um material específico. Este processo resulta em pequenas esferas correlacionadas a *voxels* próximos a interface entre diferentes materiais e esferas grandes correlacionadas a *voxels* distantes da interface. Um *voxel* de densidade de volume é considerado como parte de um volume heterogêneo se a razão entre a densidade do *voxel* e a da sua vizinhança exceder um certo limite (tipicamente 1,5). Se a densidade de ambos os *voxels* estiverem abaixo de um limite controlado pelo usuário (usualmente $0,05 \text{ g/cm}^3$), a razão não é avaliada. Este limite de densidade evita ruídos e que informações com baixa densidade sejam interpretadas como uma heterogeneidade. Para densidades e razões de densidade abaixo dos limites mencionados, o algoritmo MMC é capaz de processar diferenças sem o aumento do tamanho do passo.

Como um exemplo a Figura 21 mostra uma fatia de densidade de volume descrevendo a cabeça de uma paciente após o pré-processamento. Números pequenos correspondem a esferas pequenas e são uma indicação de proximidade com heterogeneidades.

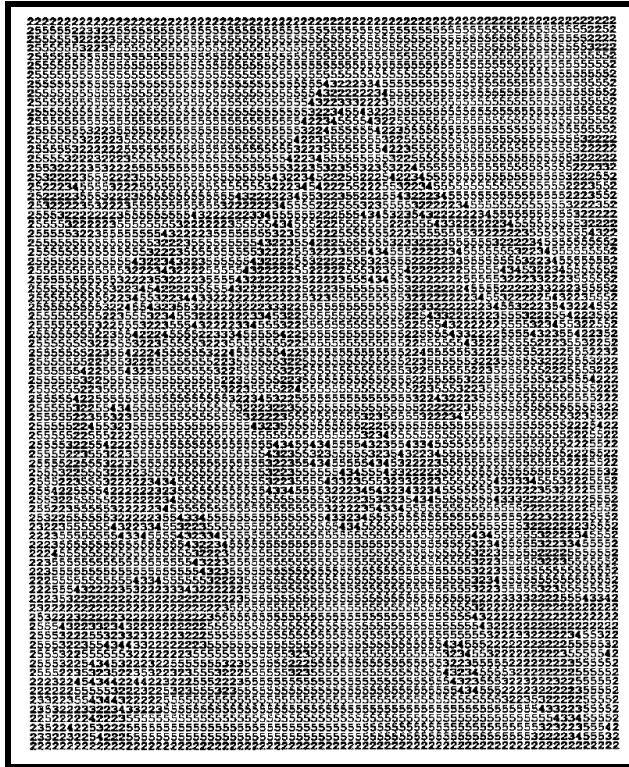


Figura 21: Uma fatia de tomografia computadorizada pré-processada descrevendo a cabeça de um paciente. A resolução da fatia é de 0,2 x 0,2 cm. Os números se referem ao índice da esfera correlacionado ao *voxel* correspondente (índice 1, raio r da esfera=0,05 cm; 2 r = 0,1 cm; 3, r = 0,15 cm; 4 r = 0,2 cm e 5 r = 0,3 cm. Números pequenos correspondem a regiões próximas a heterogeneidade.

O material correlacionado com cada esfera depende da densidade média dentro da esfera. Se a densidade média da esfera for exatamente igual à densidade de um dos 5 materiais presentes na base de dados, o material é selecionado para a esfera. Se a densidade da esfera estiver entre dois valores de materiais existentes na base de dados do algoritmo; o material é selecionado randomicamente entre esses dois materiais cada vez que a partícula entrar em uma esfera. A probabilidade de um material ser selecionado em detrimento do outro é a proximidade proporcional da densidade da esfera para a densidade do material.

Uma ilustração esquemática do funcionamento do algoritmo está representada na Figura 22. Devido ao pré-processamento, como descrito acima, a determinação do tamanho e densidade média da esfera reduz a tabela de informações contendo o centro

da esfera. O centro da esfera (marcado na figura com um X) está localizado a um raio do tamanho máximo permitido para a esfera.

Outra característica do algoritmo é a habilidade de parar a partícula em uma interface e recomeçar o transporte em uma nova esfera no novo material, preservando a direção de movimento da partícula. Parar em interfaces é somente necessário se a razão dos poderes de frenamento nos *voxels* em ambos os lados da interface exceder um determinado limite (tipicamente 1,5). Para razões de poderes de frenamento abaixo deste limite, o algoritmo do MMC faz com que o passo inclua a interface sem parar a partícula na mesma [46].

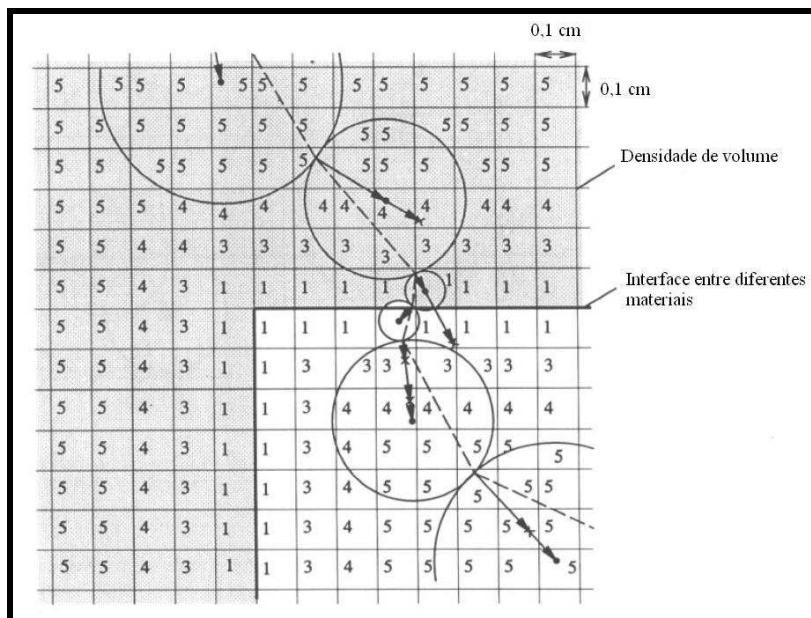


Figura 22: Ilustração em 2D para a densidade de volume de 0,1 cm de resolução. A linha pontilhada é uma aproximação da trajetória do elétron primário. Os números de 1 a 5 se referem ao tamanho máximo permitido para a esfera em cada *voxel* de densidade de volume.

As distribuições de dose obtidas com o MMC contêm um ruído devido à natureza randômica do processo de simulação. A distribuição de dose final pode ser suavizada para reduzir o ruído estatístico. A utilização da suavização estatística pode também resultar em uma convergência mais rápida da solução final, o que reduzirá o tempo gasto na simulação do transporte de elétrons através do paciente. A suavização

preserva significativamente estruturas e bordas na distribuição de dose, enquanto retira o ruído.

O algoritmo eMC abriga dois diferentes métodos de suavização da dose, o gaussiano e a suavização mediana.

A suavização da dose pelo método gaussiano se dá a três dimensões. É realizada através da convolução que utiliza um *kernel* para representar a forma de uma curva gaussiana. Antes de realizar a convolução, a distribuição gaussiana é limitada pelo truncamento do *kernel* no ponto de aproximadamente três desvios-padrão da média. Isto é feito para restringir a convolução do *kernel* a um tamanho prático. O grau de suavização gaussiano é determinado pelo desvio padrão da gaussiana. Após um tamanho apropriado de o *kernel* ser alcançado, é realizada a suavização gaussiana através de métodos de convolução padrão em três dimensões. O método de suavização gaussiano produz uma média de pesos para cada *pixel* da vizinhança com a média de pesos mais próxima do valor do *pixel* central.

A suavização da dose mediana determina o valor do *pixel* pela averiguação dos valores de *pixels* na vizinhança da fatia, considerando a média destes valores. Cada *pixel* e sua vizinhança são considerados a cada vez. Se um *pixel* é considerado representativo do seu entorno, ele é substituído pela média dos valores de *pixel* da vizinhança. A média é calculada pela primeira classificação dos valores de *pixel* em ordem numérica. Se a vizinhança contém um número par de *pixels*, a média de dois *pixels* medianos é utilizada. A suavização mediana é realizada fatia por fatia. A suavização média não conserva a soma dos valores de *pixels* no volume (a soma de valores médios não é igual à soma original).

O usuário pode modificar seis parâmetros nos sistemas de planejamento que utilizam o eMC como algoritmo, interferindo no modo de cálculo dose absorvida. Os parâmetros são: tamanho da grade, exatidão, número máximo de histórias, gerador de números aleatórios, método de suavização e nível de suavização.

É possível selecionar cinco tamanhos de grade que especificam a resolução do cálculo da dose. Assim é possível escolher entre cinco tamanhos de *voxels* (1, 1,5, 2, 2,5 e 5 mm) no plano de imagem da CT, independente do tamanho do *pixel* da tomografia. É possível determinar a incerteza estatística dentro do volume de dose entre, 1, 2, 3, 5 e 8%. O número de histórias também pode ser selecionado pelo usuário. Este deve ser

maior ou igual a zero. Neste caso, o cálculo termina assim que o número de histórias atingir o número selecionado, mesmo que a precisão desejada não seja alcançada. Há a possibilidade de selecionar zero e assim o cálculo só terminará quando a precisão atingir o nível selecionado. O ponto inicial do gerador de números aleatórios pode ser selecionado entre 1 e 1000000000. O método e o nível de suavização devem ser escolhidos entre o método gaussiano e o mediano, assim como os níveis de suavização entre nenhum, baixos, médios ou fortes.

Todos os parâmetros acima descritos interferem no tempo de cálculo. Quanto mais restritivo for o parâmetro, maior o tempo de cálculo e maior a exatidão do cálculo da dose absorvida. Estes fatores serão analisados mais detalhadamente no capítulo de resultados após os dados experimentais serem obtidos [51].

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os materiais e métodos utilizados na realização deste trabalho. O desenvolvimento do trabalho está dividido em três etapas: a execução de experimentos objetivando a medida da dose absorvida em várias situações clínicas simples e complexas, o cálculo da dose absorvida através do método de Monte Carlo e com a utilização do sistema de planejamento Eclipse®, finalmente, a comparação dos resultados experimentais com aqueles obtidos por simulação de Monte Carlo e via sistemas de planejamento.

As medidas dos parâmetros da unidade de tratamento, parâmetros estes que serão utilizados na configuração dos sistemas de planejamento computadorizados, objeto de estudo neste trabalho, foram realizadas. As geometrias dos casos testes foram determinadas. Foi realizada a modelagem computacional do acelerador linear considerado neste estudo para a obtenção da distribuição espectral dos seus feixes de elétrons terapêuticos, que foram validados mediante comparação com dados experimentais.

Essas informações possibilitaram a avaliação da exatidão do cálculo da dose absorvida com o sistema de planejamento computacional comercial em várias situações clínicas como, por exemplo, na presença de heterogeneidades, com feixe oblíquo de elétrons e com o uso de blocos de proteção.

3.1 – SISTEMAS DOSIMÉTRICOS

Os casos testes são configurações bem próximas a situações reais que têm por objetivo verificar a eficiência dos algoritmos de cálculo de dose presentes nos sistemas de planejamento de tratamento com feixes de elétrons. Eles avaliam características fundamentais do algoritmo, o desempenho do algoritmo em situações aplicáveis clinicamente e ainda verificam se a implementação do algoritmo foi realizada corretamente.

Os casos testes foram escolhidos mediante a experiência clínica no INCA.

Várias distribuições de dose em diferentes geometrias de medição serão obtidas para situações diversas, incluindo variação de energia, aplicador de elétrons, SSD, forma do campo de irradiação, heterogeneidades de pulmão e osso.

Uma análise detalhada das medidas foi realizada para posterior comparação com os dados obtidos com os sistemas de planejamento e com o cálculo através de simulações por Monte Carlo.

As medidas utilizando os casos testes foram realizadas com dois tipos de dosímetros a câmara de ionização para medidas de PDP's, perfis de dose e isodoses em uma determinada profundidade de interesse a fim de comparar os resultados de planos de dose obtidos com os filmes radiocrômicos.

3.1.1 – Medidas com câmara de ionização

Para a aquisição dos perfis dos feixes e das curvas de percentual de dose em profundidade de todos os casos testes foi utilizado um simulador geométrico 48x48x41 cm³, com um mecanismo de varredura automático 3D, denominado *Blue Phantom* da *Scanditronix/Wellhöfer*, mais conhecido como, simplesmente, *Wellhöfer*. Este simulador geométrico é constituído em um avançado sistema de medição em três dimensões, que utiliza a água como material equivalente ao tecido mole e é empregado no comissionamento e controle da qualidade de aceleradores lineares clínicos. Este simulador permite fazer varreduras contínuas ao longo dos eixos X, Y e Z, além de

varreduras diagonais. O usuário informa a posição inicial e final, e a velocidade da varredura. Algumas das suas principais características são o fácil alinhamento sob a saída de feixe do acelerador linear, a alta eficiência e a máxima estabilidade mecânica.

O sistema controlador de varredura micro-processado CU500E do *Wellhöfer* possui eletrômetro incorporado à unidade com dois canais com polaridade reversível e escala própria, além de ser totalmente controlado via *software*.

O simulador automático é operado pelo software WP-700. Este software permite o processamento de dados provenientes do sistema de medição de modo rápido e exato. É compatível com todos os protocolos de dosimetria mais comuns, bem como com as especificações dos fabricantes dos aceleradores lineares. Neste *software* estão incluídas interfaces, que permitem a conversão e transferência de dados do feixe analisado para os sistemas de planejamento utilizados atualmente.

As medidas foram realizadas utilizando-se câmaras de ionização dedal para campo e de referência. A câmara de ionização utilizada foi a Exradin A16 do fabricante *Standard Imaging*. Essa câmara possui um volume sensível de $0,007 \text{ cm}^3$, possibilitando uma boa resolução espacial. Devido ao seu pequeno tamanho apresenta um sinal baixo, gerando maiores ruídos. A fim de aumentar ainda mais a resolução das medidas a câmara de ionização foi posicionada paralela ao feixe. A câmara de referência utilizada foi a IC 15, com um volume sensível de $0,15 \text{ cm}^3$. Ela foi posicionada próxima à borda do campo de radiação, presa no cabeçote do acelerador linear. A leitura da câmara de campo é dividida pela leitura da câmara de referência. Isso elimina o efeito de variação do feixe durante a aquisição dos dados

O simulador automático *Wellhöfer* preenchido com água foi posicionado sob a saída de feixe do acelerador da *Varian Oncology Systems*, Clinac 2300 C/D, mostrado na Figura 23, a uma distância fonte-superfície (SSD, do inglês *source surface distance*) de 100 cm. O acelerador linear Clinac 2300 C/D oferece uma variabilidade de taxa de dose de 100 a 600 UM/min (unidades monitoras por minuto) e está calibrado na razão 1 UM para 1 cGy na técnica de distância fonte-superfície (SSD). Este acelerador contém uma seleção de feixe de fótons de energia máximas de 6 e 15 MeV e seis energias de feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12, 18 e 20 MeV, além de ser equipado com o colimador multifolhas e filtro dinâmico (EDW, do inglês *Enhanced Dynamic Wedge*). Embora este acelerador possua seis potenciais de energias de feixes de elétrons, todas as medidas

foram feitas com as energias 9 e 20 MeV. Para fins de verificação de sistemas de planejamento, foi escolhida uma energia na faixa de baixa energia e outra na faixa de alta energia.

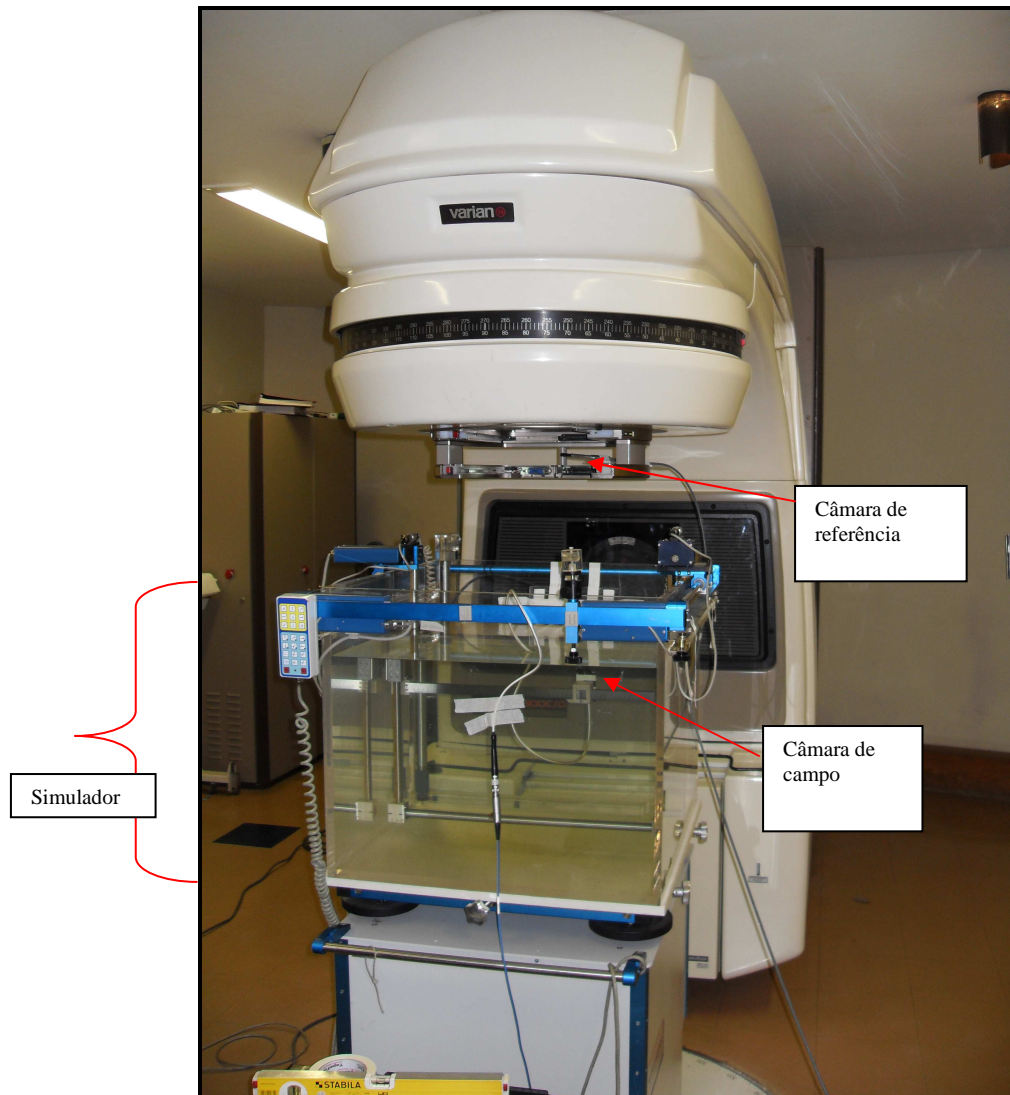


Figura 23: Arranjo experimental das medidas com o simulador geométrico automático *Wellhöfer* preenchido com água.

Parte do acelerador é montada no *gantry*, que é um dispositivo que gira sobre uma plataforma onde existem sistemas eletrônicos e hidráulicos. O feixe de radiação que emerge do colimador é sempre em direção ao eixo do *gantry*. O eixo do feixe central intercepta o eixo do *gantry* num ponto chamado isocentro. *Lasers* no teto e nas paredes laterais da sala são projetados para coincidir com o isocentro do equipamento

para facilitar o posicionamento do paciente ou do arranjo experimental utilizado. Existem também *lasers* sagitais.

O primeiro passo para a montagem do arranjo experimental é o nivelamento do simulador geométrico automático, através dos dispositivos mecânicos, localizados nas laterais do equipamento. Também são realizados o alinhamento da câmara de ionização de medida com o eixo central do feixe de irradiação e a localização da câmara de referência. A câmara de referência deve ser localizada de tal maneira que esta não se encontre na trajetória de deslocamento da câmara de medida.

Devem ser informadas ao *software* as condições iniciais de todas as medidas a serem realizadas, são elas: limites inferior e superior do deslocamento transversal, limites direito e esquerdo do deslocamento longitudinal, limites nos ângulos superiores e inferiores (direito e esquerdo), limites superior e inferior do deslocamento vertical (profundidade), ponto sobre a superfície da água e ponto no isocentro.

Uma vez estabelecidas as condições iniciais e programada a seqüência de aquisição de dados, é programada no painel de controle do acelerador a liberação de um número de unidades de monitor para a modalidade de funcionamento requerida.

Com este método também foram obtidos vários planos de dose dos casos testes considerados em uma determinada profundidade.

A versão utilizada no presente trabalho permite armazenar os dados para o sistema de planejamento Eclipse® da *Varian Medical Systems*. Toda vez que o fabricante do sistema de planejamento fornece as características de entrada de dados para o mesmo, os dados medidos podem ser organizados no formato do sistema de planejamento em questão.

O sistema apresenta os dados em forma gráfica, que podem ser transformados em tabelas. Possui recurso para as análises precisas dos resultados obtidos, tanto no formato gráfico como na apresentação em tabelas. Os dados podem ser apresentados no sistema de coordenadas próprias do acelerador. Possui ferramentas para criar e manipular arquivos de saída. Também a capacidade de análise dos dados em tempo real.

O tratamento de dados foi realizado utilizando o software WP-700. Tanto os perfis de campo quanto as curvas de PDP foram suavizados para que apresentassem menos ruídos.

3.1.2 – Medidas com o filme radiocrômico

O filme radiocrômico, ilustrado na Figura 24, utilizado nesse trabalho foi o Gafchromic® EBT produzido pela *International Specialty Products, ISP (New Jersey, USA)*. Os filmes são comercializados em caixas de 25 unidades de 20,3 cm x 25,4 cm e podem ser partidos em pedaços menores para o uso, tomando-se o cuidado de que a orientação e o lado do filme sejam os mesmos para todos os pedaços no processo de irradiação e de digitalização.



Figura 24: Filmes radiocrômicos Gafchromic® EBT.

As camadas ativas no filme EBT são protegidas por duas camadas de poliéster. Por essa razão, é possível fazer a imersão do filme em água sem lhe causar danos permanentes. O filme pode ser imerso por mais de uma hora sem apresentar mudanças significativas em suas propriedades. Como as laterais do filme são seladas, a água não penetra na camada ativa. As medições com filme radiocrômico foram realizadas tanto em placas de água sólida quanto em um simulador geométrico preenchido com água.

Em conjunto com os filmes radiocrômicos foi utilizado o escâner de mesa *Microtek ScanMaker 9800 XL*, do fabricante *Microtek*.

Um procedimento de avaliação foi estabelecido e sempre seguido para assegurar a reprodutibilidade das medidas. Primeiramente o escâner era ligado 30 minutos antes das varreduras para que a lâmpada fosse aquecida. As primeiras três varreduras eram descartadas. Para cada filme foi obtida uma média de 3 varreduras no modo RGB-48 bits.

A resolução da varredura foi selecionada para 100 dpi. As imagens foram salvas em TIFF (do inglês, *tagged image file format*). Os canais azuis e verdes foram removidos com o programa de código livre *Image J* e apenas os valores de transmissão do canal vermelho foram analisados, pois o espectro de absorção nesse canal é máximo em relação aos outros dois canais [52, 53]. A utilização apenas dos valores de transmissão do canal vermelho melhora a sensibilidade do escâner na dosimetria com filmes radiocrômicos [54]. Quando possível, os valores de transmissão foram obtidos na mesma região de interesse para todos os filmes com o cuidado de evitar as bordas do filme e foram normalizados para média dos valores de transmissão obtidos.

Para determinar a dose absorvida com um filme radiocrômico é necessário antes determinar a leitura de fundo do dosímetro, chamada neste trabalho de leitura de dose zero. Posteriormente, os filmes foram calibrados para obtenção da dose absorvida.

3.1.2.1 – Estudo da leitura de dose zero dos filmes radiocrômicos

A leitura de dose zero de um filme radiocrômico, L_0 , ou seja, a leitura do detector não irradiado, fornecida por um conjunto do filme com o escâner, depende de características do lote do filme radiocrômico, do tipo de lâmpada utilizada no escâner e da estabilidade do sistema de medição.

A leitura de dose zero dos filmes radiocrômicos é um valor importante, principalmente na avaliação das doses baixas, próximas ao limite de detecção dos dosímetros, porque é um valor espúrio, não relacionado com a dose absorvida administrada ao dosímetro, que deve ser subtraído de sua leitura L . Para valores de doses terapêuticas, a leitura da dose zero é menos importante, mesmo assim, no trabalho em questão, ela foi levada em consideração.

Deste modo, para se obter a leitura de dose zero, 6 cortes de filmes de tamanho $2 \times 2 \text{ cm}^2$ foram avaliados no escâner de mesa. Para cada corte de filme, foi obtida uma média de 3 varreduras no modo RGB-48 bits e com resolução 100 ppi. O mesmo procedimento de separar os canais vermelhos e obter os valores de transmissão foi adotado para a realização do estudo de dose zero dos filmes radiocrômicos.

A leitura de dose zero (L_0) foi obtida de acordo com a equação 24.

$$L_0 = \frac{\sum_{i=1}^3 L_i}{3} \quad (24)$$

onde L_i é a leitura do dosímetro i não irradiado.

3.1.2.2 – Calibração dos filmes radiocrômicos

O filme radiocrômico não vem com calibração de fábrica. No entanto, é necessário garantir que as medições sejam extremamente confiáveis, além de assegurar a qualidade e a rastreabilidade ao Sistema Internacional de Medidas. Portanto, faz-se necessária uma calibração em termos de dose absorvida na água na instituição para as suas condições de utilização.

A curva de calibração dos filmes radiocrômicos foi obtida utilizando-se simulador de água constituído de placas de 40x40 cm² e espessuras de 2 e 5 cm de um material comercialmente conhecido como água sólida, fabricado pela empresa CNMC. A água sólida é um material feito de resinas Epoxy e possui densidade de 1,04 g/cm³.

Para se obter uma curva de calibração, os 26 cortes de filmes radiocrômicos de tamanho 2x2 cm² foram posicionados no centro do campo de irradiação de área 10x10 cm² a 2 cm de profundidade. Foram calculadas unidades de monitor de modo que os cortes de filmes fossem irradiados com as doses de 0,5 a 10 Gy. Para se obter essas unidades de monitoras foi realizada uma dosimetria do feixe de radiação. Cada unidade de monitor correspondente a cada dose foi verificada com o conjunto dosimétrico ionométrico antes da irradiação dos filmes. Esse procedimento de calibração foi realizado para as duas energias de feixes de elétrons consideradas no trabalho, 9 e 20 MeV, produzidos por um acelerador linear Varian Clinac 2300 C/D e taxa de dose 400 UM/min. Uma unidade de monitor corresponde a 1 cGy no ponto de calibração,

conforme descrição apresentada anteriormente na seção 3.1.1. O *gantry* foi angulado a 0° assim como o colimador.

Na Figura 25 é ilustrado este arranjo experimental de calibração dos filmes radiocrômicos.

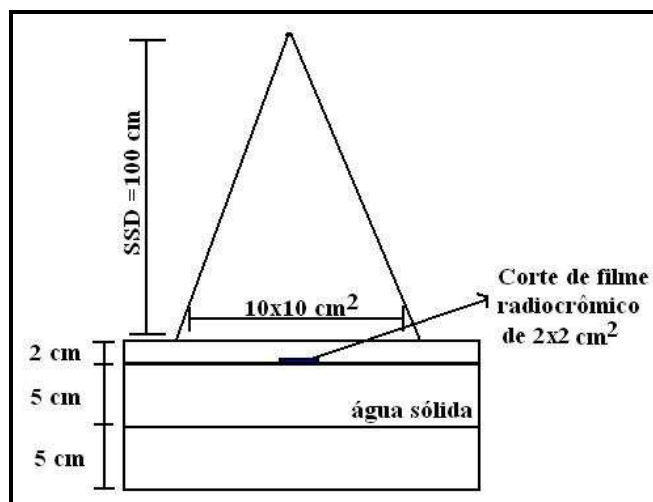


Figura 25: Arranjo experimental da calibração dos filmes radiocrômicos.

3.1.2.3 – Arranjo experimental para medidas com os casos testes

Para avaliar a dose absorvida nos planos de dose com os filmes radiocrômicos em várias situações clínicas diferentes foi necessário desenvolver um arranjo experimental que fosse o mais próximo possível daquele obtido com câmara de ionização em simulador geométrico preenchido de água. Portanto, para obter resultados em planos de dose com filmes radiocrômicos optou-se por realizar as medidas em um simulador geométrico de dimensões $35 \times 35 \times 15 \text{ cm}^3$ preenchido com água, já que é possível a imersão do filme na água sem interferir nos resultados obtidos. Além do simulador geométrico foi construída uma moldura para posicionar o filme em uma determinada profundidade como ilustrado na Figura 26.

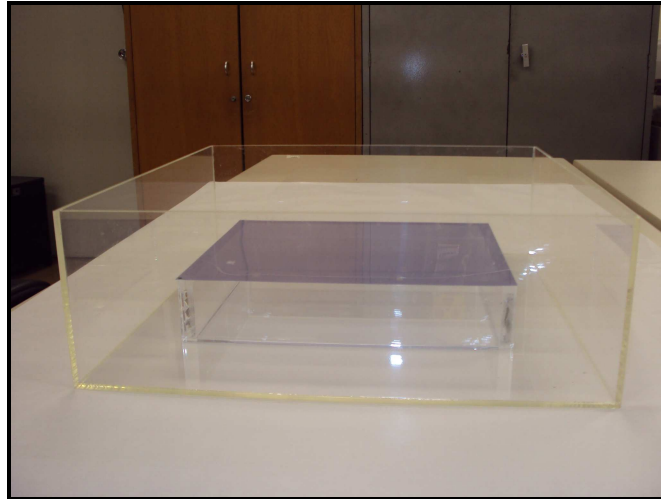


Figura 26: Simulador Geométrico utilizado para as medidas dos casos testes com filmes radiocrômicos.

3.2 – MEDIDAS UTILIZANDO OS CASOS TESTES

Os casos testes representam variadas situações clínicas, incluindo variação de energia, aplicador de elétrons, SSD, forma do campo de irradiação, heterogeneidades de pulmão e osso com o objetivo verificar a eficiência dos algoritmos de cálculo de dose presentes nos sistemas de planejamento de tratamento com feixes de elétrons. Os casos testes foram escolhidos mediante a experiência clínica no INCA.

3.2.1 – CASO TESTE 1

É importante que o algoritmo de cálculo de dose seja capaz de obter a exata distribuição de dose na SSD padrão de 100 cm. Para o caso teste 1, foram obtidas distribuições de dose para o tamanho de campo de referência $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Foi obtido um perfil de campo no plano XY na profundidade de 2 cm e um PDP no eixo central (eixo Z). O arranjo experimental do caso teste 1 é apresentado na Figura 27. Este caso teste foi realizado para as energias de 9 e 20 MeV. O *gantry* e o colimador foram angulados a 0 grau.

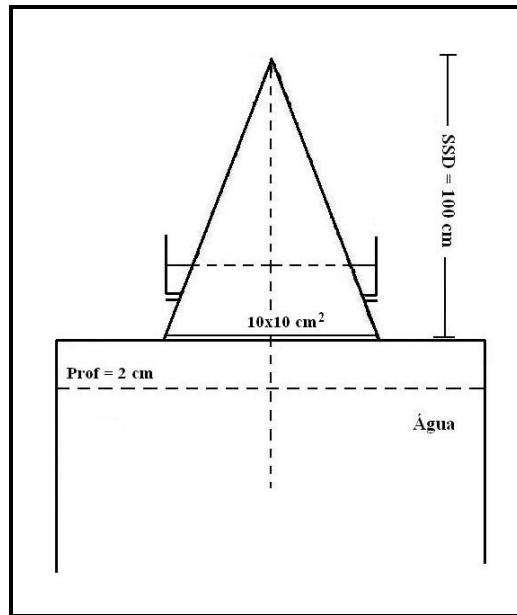


Figura 27: Arranjo Experimental do caso teste 1 para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia de 9 e 20 MeV.

Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 26 da seção 3.1.2.3. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

3.2.2 – CASO TESTE 2

Foram obtidas distribuições de dose com um bloco retangular de tamanho $3 \times 12 \text{ cm}^2$ acoplado em um aplicador de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ilustrado na Figura 28. A SSD utilizada neste caso teste foi de 100 cm. As profundidades de medida do perfil de campo foram 2 cm, para as duas energias consideradas, 9 e 20 MeV. Foi obtido um plano de dose de campo no plano XY na profundidade de 2 cm. O *gantry* e o colimador também foram angulados a 0 grau.

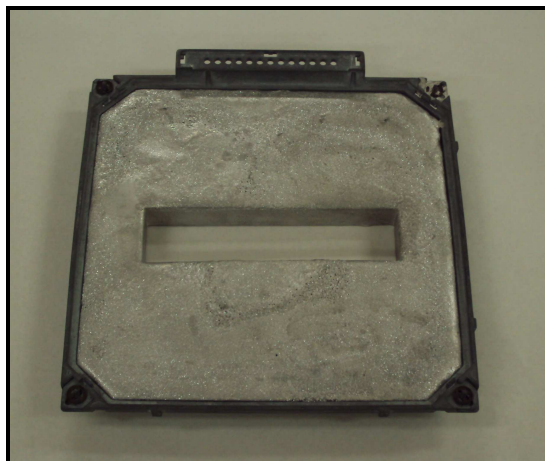


Figura 28: Bloco 3x12 cm².

Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 26 da seção 3.1.2.3. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

3.2.3 – CASO TESTE 3

Em muitos tratamentos é necessário que o feixe de irradiação seja rotacionado em um determinado ângulo. Em tratamentos com feixe oblíquo a distribuição dose muda em relação ao tratamento com o feixe perpendicular ao paciente/simulador. Para verificar o cálculo de dose foi estabelecido um caso teste em que o *gantry* foi girado a 30°. O campo de tratamento para este caso teste foi de 15x15 cm² com SSD=100 cm. As energias de 9 e 20 MeV foram utilizadas. Foram medidos perfis de dose no eixo X na profundidade de máxima dose para cada energia. A geometria do caso teste 3 é ilustrada na Figura 29. O *gantry* foi angulado a 30 graus e o colimador a 0 grau.

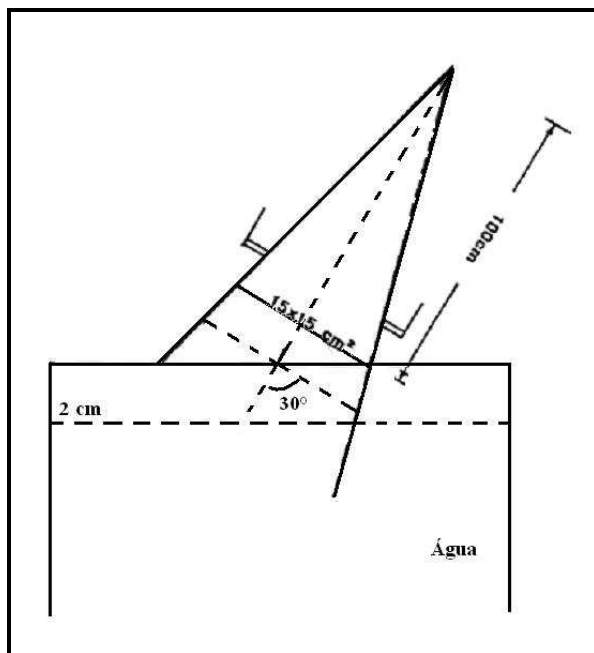


Figura 29: Arranjo experimental do caso teste 3 em que se utiliza um feixe oblíquo para a obtenção de uma carta de isodose a 0,2 cm de profundidade em água.

Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 26 da seção 3.1.2.3. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

3.2.4 – CASO TESTE 4

No tratamento com elétrons, é possível a utilização de campos circulares. Neste caso, usualmente utiliza-se um campo retangular bloqueado com abertura circular central. Para verificar o cálculo de dose absorvida para este tratamento foi criado um teste em que o campo é circular e obtido de um campo retangular bloqueado com *cerrobend*[®], conforme a Figura 30. O aplicador que será utilizado é o de 15x15 cm² com abertura circular de 5 cm de diâmetro. A SSD foi de 100 cm. Foram medidos PDD's,

perfis de campo e isodoses na profundidade de 90% da dose máxima. O *gantry* e o colimador serão angulados a 0 grau.

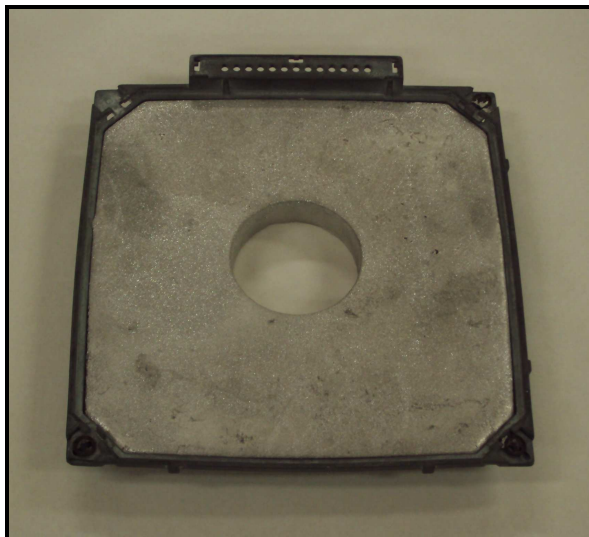


Figura 30: Visualização do formato do campo de irradiação obtido a partir de um bloco de aplicador de elétrons de tamanho $15 \times 15 \text{ cm}^2$ bloqueado com *cerrobend*[®] para obter um campo de irradiação circular.

Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 26 da seção 3.1.2.3. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

3.2.5 – CASO TESTE 5

Em muitos tratamentos é necessário utilizar um campo de irradiação irregular. É importante que o algoritmo de cálculo de dose seja capaz de obter a exata distribuição de dose para casos como estes. Para verificar o cálculo de dose foi construído um bloco

octogonal para ser utilizado em um aplicador 15x15 cm² com SSD=100 cm como ilustrado na Figura 31.

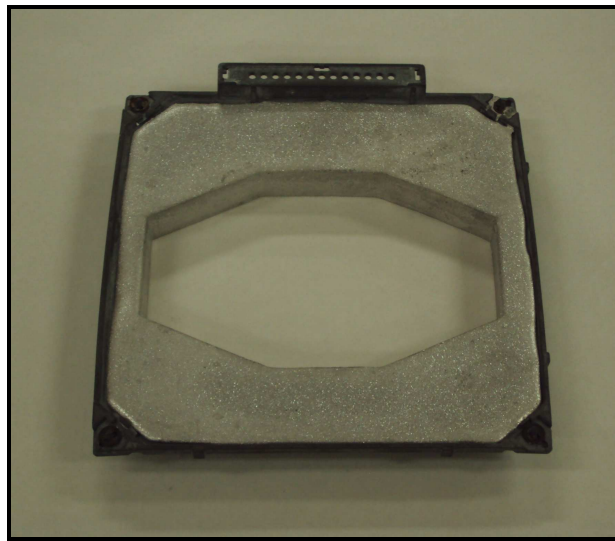


Figura 31: Bloco octogonal.

As energias de 9 e 20 MeV foram utilizadas. Foram medidos perfis de dose no eixo X na profundidade de 2 cm. O *gantry* foi angulado a 0 graus e o colimador a 0 grau. Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 32. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

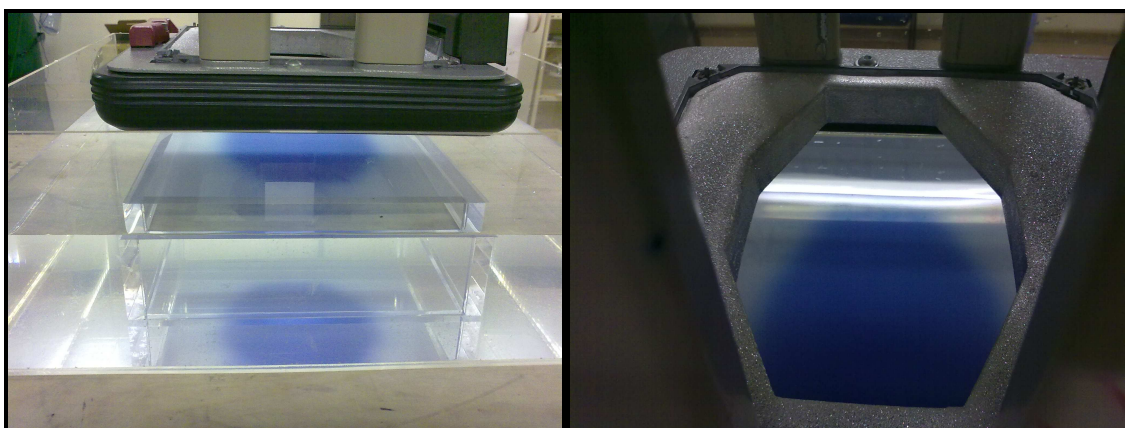


Figura 32: Arranjo experimental de medida do plano de dose a 2 cm com filme radiocrômico do caso teste 5 em que é utilizado um bloco de formato octogonal acoplado a um aplicador 15x15 cm².

3.2.6 – CASO TESTE 6

É importante que o algoritmo de cálculo de dose seja capaz de obter a exata distribuição de dose para tamanhos de campos pequenos menores que $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Para avaliar esta característica do sistema do planejamento um campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ a 100 cm de SSD foi utilizado como caso teste. O bloco $3 \times 3 \text{ cm}^2$ foi inserido em um aplicador $6 \times 6 \text{ cm}^2$ como ilustrado na Figura 33.

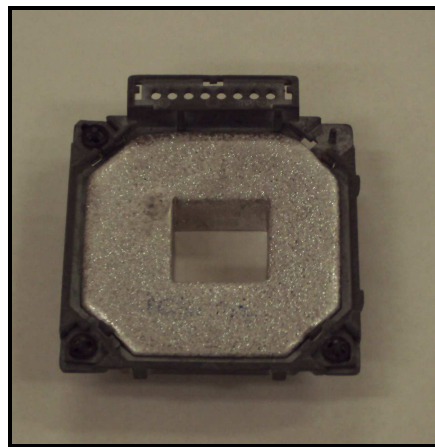


Figura 33: Bloco $3 \times 3 \text{ cm}^2$ inserido em um aplicador $6 \times 6 \text{ cm}^2$.

Para este caso teste foram obtidos perfis de dose e planos de dose na profundidade de 2 cm para as energias 9 e 20 MeV com câmara de ionização e o *Wellhöfer*. Os mesmos parâmetros foram obtidos com filme radiocrômico conforme arranjo experimental ilustrado na Figura 26 da seção 3.1.2.3. O PDP foi obtido com câmara de ionização.

3.2.7 – CASO TESTE 7

A geometria deste caso teste simula uma irradiação de medula espinhal. Neste tipo de irradiação, só é utilizada a energia de 20 MeV. Será utilizado um aplicador relativamente grande ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) bloqueado com *cerrobend*[®] para produzir um campo retangular na diagonal do campo quadrado de $25 \times 5 \text{ cm}^2$. A SSD que será utilizada é de 100 cm.

Para testar a exatidão do cálculo de dose do sistema de planejamento em campos complexos contendo heterogeneidade de alta densidade em três dimensões foi construído um simulador de policloreto de vinila, PVC. O *gantry* foi angulado a 0 grau e o colimador a 45 graus.

Foi medido o plano de dose a 3,5 cm de profundidade dentro da cavidade do PVC. O arranjo experimental é ilustrado nas Figuras 34, 35.

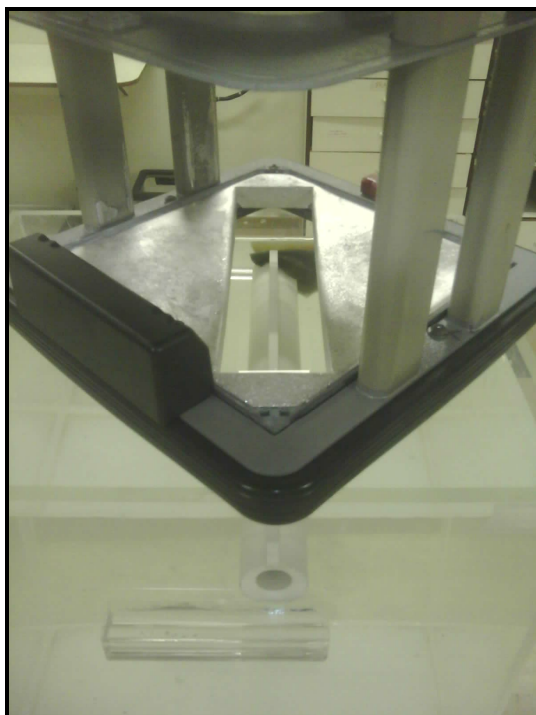


Figura 34: Arranjo experimental do caso teste 7 em que é utilizado um campo retangular de $25 \times 5 \text{ cm}^2$ em um aplicador de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ e um simulador de medula espinhal.



Figura 35: Vista lateral do arranjo experimental do caso teste 7.

Com este caso teste não foi possível realizar a medição com câmara de ionização já que a cavidade em que foi medido o plano de dose não comportava o movimento da câmara de ionização. Apenas foi adquirido o plano de dose com o filme radiocrômico.

3.2.8 – CASO TESTE 8

Foi elaborado um caso teste com heterogeneidade de pulmão em três dimensões para testar a acurácia de cálculo em presença de heterogeneidade de baixa densidade. Foi utilizado um simulador de tórax, produzido pela empresa alemã PTW, que contém uma região de tecido equivalente ao do pulmão. O equipamento é composto de quatro placas de acrílico com espessura de 3 cm em formato de tórax que simulam o tecido mole. Duas placas possuem cavidades que permitem a inserção de quatro simuladores de pulmão com densidade de $0,3 \text{ g/cm}^3$, compostos de material pulmão equivalente conforme é descrito no ICRU 44 [55]. As outras duas placas são compostas de acrílico somente. Uma fotografia do simulador utilizado é apresentada na Figura 36.

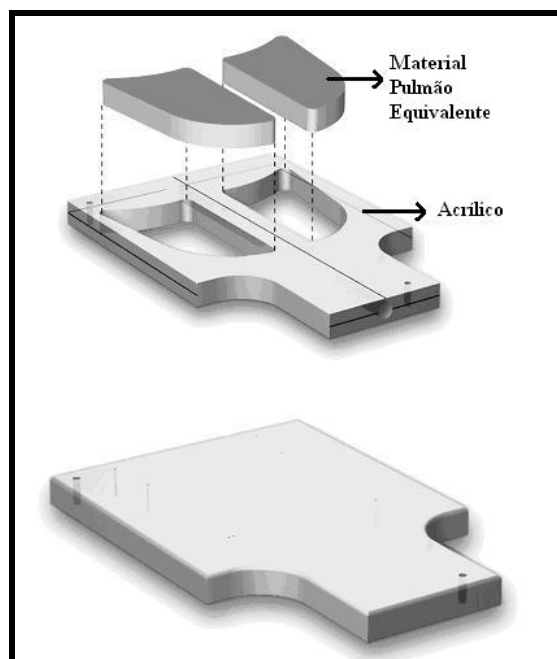


Figura 36: Simulador torácico com região pulmão equivalente que será utilizado no caso teste 8.

O tamanho de campo utilizado foi um campo retangular de $3 \times 12 \text{ cm}^2$, o mesmo bloco de *cerrobend*® utilizado no caso teste 2 foi utilizado neste arranjo experimental. A fim de obter o resultado da medida na interface da heterogeneidade pulmão-acrílico o simulador de tórax foi alinhado ao eixo central de irradiação. Feito isso, o campo de irradiação foi deslocado de 4 cm do eixo central de modo o campo de irradiação incluísse uma parte de acrílico e uma parte do pulmão. Uma foto ilustrando o filme na profundidade em que o plano de dose foi medido é apresentada na Figura 37.

O perfil de dose e o plano de dose foram obtidos na profundidade de 6 cm. O *gantry* e o colimador serão angulados a 0 grau.

Neste caso teste a energia de 20 MeV foi utilizada em conjunto com o filme radiocrômico para a obtenção do perfil de dose e plano de dose na profundidade de 6 cm. A câmara de ionização não foi utilizada para esta medida.



Figura 37: Foto do filme radiocrômico irradiado para o caso teste 8.

3.3 – SIMULAÇÃO VIA CÓDIGO DE MONTE CARLO DAS DISTRIBUIÇÕES DE DOSE PARA CADA CASO TESTE CONSIDERADO

Todos os resultados experimentais gerados para os diferentes casos testes foram também obtidos teoricamente com o uso do código de Monte Carlo EGSnrcMP e BEAMnrc, considerando-se a mesma geometria utilizada nas determinações experimentais.

Primeiramente foi necessária a simulação do cabeçote do acelerador linear clínico utilizado, o Varian Clinac 2300 C/D. Para isto foi pedido a *Varian Medical Systems* as especificações do acelerador. Essas especificações são informações sobre os materiais que constituem o acelerador e respectivas densidades. Foram, ainda, fornecidas informações da localização e dimensões de todos os componentes

importantes do equipamento. Estas informações são confidenciais por exigência da *Varian Medical Systems* e não poderão ser descritas em detalhes neste trabalho.

Após esta primeira etapa, foi construída a geometria dos casos testes tanto no BEAMnrc quanto no DOSXYZnrc.

3.3.1 – Simulação do cabeçote do acelerador Varian Clinac 2300 C/D

3.3.1.1 – Materiais

Como dito anteriormente no capítulo 2.5.2 dos fundamentos teóricos, o BEAMnrc é um código computacional que simula aceleradores lineares através de uma série de módulos componentes (CMs). Dentre os 21 CMs disponíveis no BEAMnrc, 8 foram utilizados para simular o acelerador considerado neste trabalho. Cada componente está contido entre dois planos que são perpendiculares ao eixo Z e não podem se sobrepor.

3.3.1.2 – Métodos

Os CMs utilizados são descritos nas seções abaixo.

SLABS

Este CM modela fatias semi-infinitas paralelas de materiais e espessura arbitrários no plano X-Y. O contorno externo é quadrado. É comumente utilizado para modelar alvos de raios-X ou a janela de saída de elétrons. Neste trabalho foi utilizado para modelar a janela de saída de elétrons e a primeira folha espalhadora.

CONS3R

Este CM modela uma série de cones truncados ou de cilindros em três regiões. São permitidas apenas formas convexas na direção Z. Neste trabalho foi utilizado para modelar o colimador primário.

CONESTAK

Este CM consiste de uma forma coaxial truncada envolvida por uma parede cilíndrica. Os vértices dos cones de cada camada não precisam se encontrar, mas o raio não deve diminuir conforme a profundidade aumenta. Este CM pode simular folhas espalhadoras ou colimadores primários. Neste trabalho foi utilizado para modelar a folha espalhadora secundária e o anel da câmara de ionização.

CHAMBER

Este CM modela exclusivamente uma câmara de placas paralelas em um recipiente com um ponto mais alto e outro mais baixo de material e espessura arbitrários.

MIRROR

Este CM é utilizado para o espelho do acelerador. Ele pode ter ângulos arbitrários menores que 85 graus em relação ao eixo Z. Para espelhos que contenham ângulos entre 85 e 90 graus, é recomendado utilizar o CM SLABS como aproximação. O espelho pode ser composto de camadas de diferentes espessuras e meios e tem uma geometria quadrada.

JAWS

Este CM é utilizado para um arranjo de pares de barras. Essas barras podem modelar o colimador ou o aplicador de elétrons. As barras são de espessuras e materiais arbitrários com orientação X-Y. O contorno externo deste módulo componente é quadrado.

APPLICAT

Este CM é utilizado para simular hastes dos aplicadores de elétrons. Cada haste é definida por uma região externa de dois retângulos concêntricos, a região do meio é constituída de ar. As hastes são de materiais e espessuras arbitrárias nas direções X e Y. O contorno externo deste CM é quadrado centrado no eixo central do feixe.

A geometria do acelerador utilizado neste trabalho pode ser vista por um visualizador gráfico chamado *Preview* como ilustrado na Figura 38. O plano de contagem foi inserido no final da geometria a 100 cm.

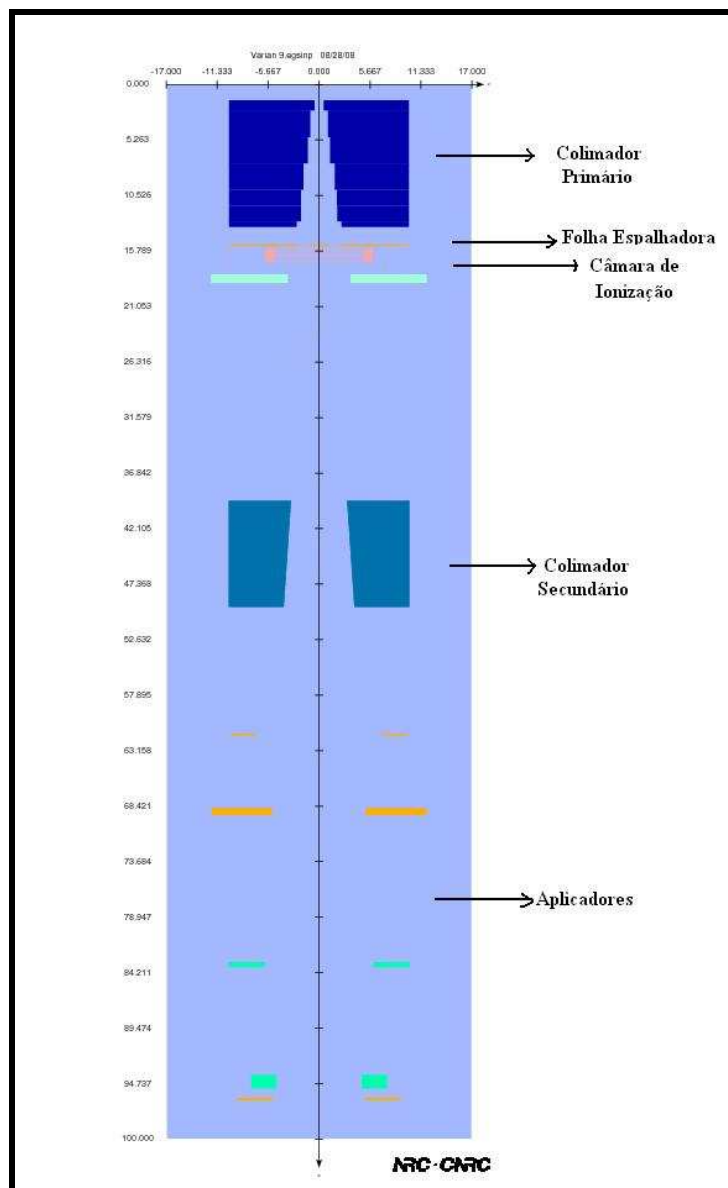


Figura 38: Geometria de simulação do cabeçote de acelerador clínico Varian Clinac 2300 C/D obtido com o *Preview*.

Existem outros módulos componentes disponíveis no BEAMnrc como por exemplo um específico para colimadores multi-lâminas que não foram utilizados neste trabalho [29].

A biblioteca utilizada para as densidades dos materiais foi a ICRU700 contida no código computacional.

O BEAMnrc tem várias fontes disponíveis. Neste trabalho foi utilizada uma fonte circular com distribuição gaussiana radial. A energia incidente do feixe de elétrons é o primeiro parâmetro que deve ser ajustado em simulações com Monte Carlo. Para obter uma curva simulada de dose em profundidade com boa concordância (desvio percentual menor ou igual a 2%) com a experimental é necessário obter uma energia média acurada e um alargamento adequado do pico do espectro inicial. A energia incidente do feixe de elétrons foi iterativamente ajustada até que o valor experimental e o simulado de R_{50} se iguallassem. O ajuste foi obtido a partir da equação 25 para a água, já que uma mudança de 0,2 MeV na energia do elétron corresponde a uma mudança de 1 mm no alcance do feixe.

$$\Delta E_0 = 2,33.\Delta R_{50} \quad (25)$$

onde ΔE_0 é a diferença de energia entre a energia selecionada e a energia que concorda com o R_{50} experimental e ΔR_{50} é a diferença entre o obtido com a simulação de Monte Carlo e o experimental [34].

A largura máxima a meia altura (FWHM, do inglês *full width at half maximum*) da distribuição gaussiana radial também foi ajustada iterativamente até que se obtivesse uma boa concordância da curva simulada com a experimental sem afetar os valores de R_{50} . Deste modo o FWHM utilizado para a energia de 9 MeV foi 1,5 e para a energia de 20 MeV foi 2,0.

A energia de corte utilizada neste trabalho para fótons foi de 0,0001 MeV e para elétrons e pósitrons foi de 0,07 MeV.

O número de histórias também está relacionado à qualidade da simulação. O EGSnrc divide o número de histórias selecionado em 10 grupos e ao final de cada grupo ele informa uma incerteza da simulação. Esta depende diretamente do número selecionado de histórias.

A incerteza dada pelo EGSnrc [28] pode ser calculada através da equação 26.

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N(N-1)}} \quad (26)$$

onde X_i é o valor de X (grandeza que se está calculando, por exemplo: dose, KERMA) no grupo i e \bar{X} é o valor de X calculado para todos os grupos, N é o número de grupos.

O arquivo de saída do BEAMnrc, que contém os resultados da simulação, é o arquivo de espaço de fase. Ele contém informações individuais de cada partícula cruzando o plano de contagem. O arquivo de espaço de fase foi analisado com o código BEAMDP. Com esse código foram obtidos o espectro de energia do acelerador, a distribuição angular de fótons e elétrons e a distribuição de energia média das partículas.

3.3.2 – Validação do espectro obtido com o BEAMnrc

O espectro obtido com o BEAMnrc foi validado comparando um PDP obtido por simulação de Monte Carlo com PDP obtido experimentalmente com câmara de ionização para água para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para as energias de 9 e 20 MeV.

3.3.2.1 – Materiais e Métodos

Para o cálculo da dose foi utilizado o código de Monte Carlo DOSXYZnrc. Esse código tem uma geometria retangular com o plano X-Y. Foi construído um simulador geométrico composto por água para os cálculos de dose.

O simulador geométrico utilizado para os cálculos tem dimensões de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Os *voxels* tinham dimensões de $0,25 \times 0,25 \times 0,2 \text{ cm}^3$. A fonte

utilizada foi o arquivo de espaço de fase obtido com a simulação do cabeçote do acelerador utilizado, ou seja, o espectro real do acelerador.

As energias de corte tanto para elétrons quanto para fótons foram as mesmas da simulação do cabeçote do acelerador. O número de histórias foi 500 milhões.

Este código computacional não possui visualizador gráfico para expor a geometria construída.

Após a simulação, os dados foram analisados com o código STATDOSE, que permite converter os dados obtidos em dose absorvida no eixo central. A dose foi transformada em PDP, que foi comparada com a PDP experimental.

3.3.3 – Simulação dos casos testes a partir do método de Monte Carlo

Para realizar a simulação dos casos testes utilizados neste trabalho, foram necessários dois códigos; o BEAMnrc e o DOSXYZnrc. Com o BEAMnrc, foi simulado o cabeçote do acelerador juntamente com o tamanho de campo considerado. O resultado desta simulação é um arquivo de espaço de fase utilizado no DOSXYZnrc como fonte para calcular os perfis de dose e perfis de campo e planos de dose. Em alguns casos, quando o arranjo experimental permitiu que fosse obtida uma tomografia computadorizada, esta foi utilizada no código computacional DOSXYZnrc como geometria de cálculo de dose.

As simulações com o BEAMnrc sempre utilizaram 50 milhões de histórias para que fosse alcançada uma incerteza menor que 1%. Esse número de histórias foi utilizado em todas as simulações com este código enquanto que com o DOSXYZnrc foram necessárias 500 milhões de histórias para atingir este nível de incerteza.

Após a simulação com o DOSXYZnrc, os dados obtidos foram analisados com o STATDOSE, que permite converter os dados obtidos em dose absorvida. A dose foi transformada em PDP e perfis de campo e planos de dose, permitindo a comparação entre os dados experimentais e os obtidos com os sistemas de planejamento.

O caso teste 1 foi obtido da mesma forma que a validação do espectro.

Nas seções abaixo são descritos os detalhes de simulação dos demais casos testes.

3.3.3.1 – Caso teste 2

No caso teste 2, foi utilizado um bloco de *cerrobend*[®] para criar um campo de irradiação retangular de dimensões 3 x 12 cm². Este caso teste foi simulado no BEAMnrc incluindo no aplicador de elétron um bloco com *cerrobend*[®], mesmo material utilizado na construção do bloco na situação real. Novamente foi necessário gerar um espectro com as características de espalhamento deste bloco, portanto foi utilizado o BEAMnrc para gerar um arquivo de espaço de fase. Posteriormente foi realizada a simulação com o DOSXYZnrc para a obtenção da dose absorvida com o simulador geométrico utilizado de dimensões de 30x30x30 cm³ composto por *voxels* cúbicos de 0,25x0,25x0,2 cm³ e preenchido com água. As duas energias foram utilizadas separadamente para as simulações.

3.3.3.2 – Caso teste 3

Neste caso teste foi utilizado o espectro contido no arquivo de espaço de fase obtido na simulação do caso teste 1 com o campo 15x15 cm² e SSD 100 cm. Neste caso teste o ângulo de entrada do espectro relativo ao eixo central foi estabelecido em 30 graus no código DOSXYZnrc. O simulador geométrico utilizado para os cálculos teve dimensões de 30x30x30 cm³. Os *voxels* tiveram dimensões de 0,25x 0,25 x 0,2 cm³ e o meio utilizado foi a água. Este teste foi realizado considerando as duas energias consideradas neste trabalho.

3.3.3.3 – Caso teste 4

Para a realização deste teste foi necessário obter um arquivo de espaço de fase com o espectro que representasse o espalhamento do campo utilizado experimentalmente. O campo retangular bloqueado com uma abertura circular de 5 cm de diâmetro central foi criado com *cerrobend*[®] no aplicador 15x15 cm² de elétrons do cabeçote do acelerador. Foi realizada a simulação para obtenção do arquivo de espaço de fase para as energias 9 e 20 MeV. Cada arquivo de espaço de fase foi inserido separadamente no DOSXYZnrc como fonte. O simulador geométrico utilizado para os cálculos tinha dimensões de 30 x 30 x 30 cm³. Os *voxels* tinham dimensões de 0,25 x 0,25 x 0,2 cm³, preenchidos com água.

3.3.3.4 – Caso teste 5

Para a realização deste teste foi necessário obter um arquivo de espaço de fase com o espectro que representasse o espalhamento do campo utilizado experimentalmente. O campo octogonal foi criado com *cerrobend*[®] no aplicador 15x15 cm² de elétrons do cabeçote do acelerador. Foi realizada a simulação para obtenção do arquivo de espaço de fase para as energias 9 e 20 MeV. Cada arquivo de espaço de fase foi inserido separadamente no DOSXYZnrc como fonte. O simulador geométrico utilizado para os cálculos tinha dimensões de 30 x 30 x 30 cm³. Os *voxels* tinham dimensões de 0,25 x 0,25 x 0,2 cm³, preenchidos com água.

3.3.3.5 – Caso teste 6

Para a realização deste teste foi necessário obter um arquivo de espaço de fase com o espectro que representasse o espalhamento do campo utilizado experimentalmente. O campo quadrado bloqueado de 3x3 cm² foi criado com

cerrobend[®] no aplicador 6x6 cm² de elétrons do cabeçote do acelerador. Foi realizada a simulação para obtenção do arquivo de espaço de fase para as energias 9 e 20 MeV. Cada arquivo de espaço de fase foi inserido separadamente no DOSXYZnrc como fonte. O simulador geométrico utilizado para os cálculos tinha dimensões de 30 x 30 x 30 cm³. Os *voxels* tinham dimensões de 0,25 x 0,25 x 0,2 cm³, preenchidos com água.

3.3.3.6 – Caso teste 7

Para realizar este teste, um campo retangular de dimensões 20x5 cm² será criado em um aplicador 20x20 cm² para obtenção do arquivo de espaço de fase. A energia utilizada será apenas a de 20 MeV. Para o cálculo da dose absorvida, foi obtida uma tomografia computadorizada do simulador utilizado. Foi realizada a conversão para uma matriz de densidade com o código *ctcreate* contido no *EGSnrc*. Essa matriz foi utilizada como geometria de cálculo para realizar a simulação no código DOSXYZnrc com os mesmos parâmetros já descritos anteriormente.

3.3.3.7 – Caso teste 8

O arquivo de espaço de fase do caso teste 2 para a energia de 20 MeV obtido anteriormente foi utilizado como fonte no DOSXYZnrc para o cálculo da dose absorvida. Foi obtida uma tomografia computadorizada do simulador de tórax que foi convertida para uma matriz de densidade com o código *ctcreate* contido no *EGSnrc* e então realizada a simulação.

3.4 – DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA ATRAVÉS DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO

3.4.1 – Materiais

3.4.1.1- Sistema de planejamento Eclipse®

O sistema de planejamento Eclipse®, desenvolvido pela *Varian Medical Systems* foi utilizado neste trabalho para a determinação da dose absorvida, de modo que esses pudessem ser comparados com os dados experimentais e dados obtidos com o Monte Carlo através do código EGSnrc. Este sistema de planejamento tem disponíveis dois métodos de correção de heterogeneidade: o *Pencil Beam Generalizado*, e o *eMC*. Ele contém, ainda, uma interface com o tomógrafo Picker, pela qual é possível transportar os arquivos de imagens da tomografia para seu visualizador gráfico. Na Figura 39 é ilustrada a tela do Eclipse®.

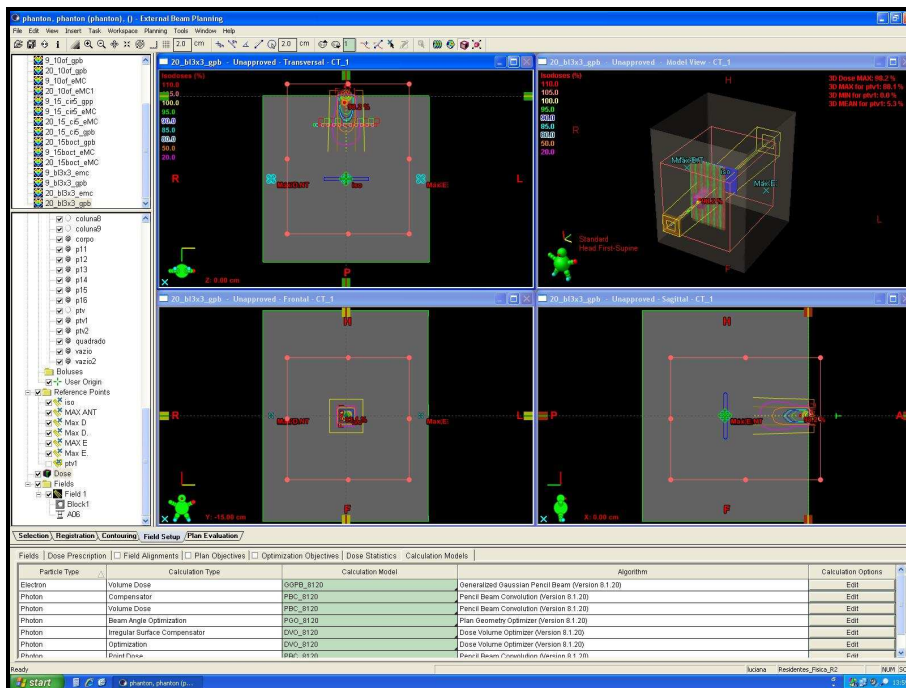


Figura 39: Foto da tela do sistema de planejamento Eclipse® com o cálculo de um caso teste.

3.4.2 – Métodos

Os tamanhos de campos para os casos testes 1, 2, 3, 4 e 5 foram gerados no sistema de planejamento Eclipse® e as distribuições de dose para cada energia e tamanho de campo foram geradas em um simulador homogêneo de dimensões 30x30x30 cm³ criado no sistema de planejamento.

Para calcular as distribuições de dose para os casos testes 8 e 9, os simuladores foram tomografados e a tomografia inserida no sistema de planejamento através de uma interface com o tomógrafo. Essa opera com um *software* compatível com o Eclipse®, permitindo a leitura dos arquivos de saída do tomógrafo.

O algoritmo do *eMC* tem seis parâmetros de cálculo que podem ser escolhidos pelo usuário: tamanho do grid de cálculo, acurácia, número máximo de partículas histórias, gerador de números aleatórios de sementes, métodos e níveis de suavização. A influência dos parâmetros foi avaliada anteriormente por FORTES [56] para o INCA. Também foi verificado o grau de concordância entre dados medidos e calculados pelo *eMC* simulando uma situação clínica bastante recorrente na instituição. A partir deste estudo foram gerados os parâmetros em que melhor obteriam um custo-benefício para o hospital em relação à concordância obtida com o sistema de planejamento e o tempo.

A tabela 2 explicita o valor de cada parâmetro utilizado neste trabalho assim como seu significado.

Tabela 2: Valores e significados dos parâmetros de cálculo do eMC.

Parâmetros	Valores	Descrição
Tamanho do grid de cálculo	0,25	Tamanho do voxel de dose em um plano de uma TC. O tamanho longitudinal do voxel é o mesmo que a espessura da fatia.
Acurácia	1,0	Incerteza estatística média dentro do volume de alta dose.
Número máximo de partículas histórias	0	Especifica o número máximo de partículas transportadas em um cálculo. Se a acurácia não é especificada, ou seja, é zero, o cálculo pára quando esses números de partículas são transportados. Do mesmo modo se o número de partículas é zero, o cálculo pára quando a acurácia é atingida.
Gerador de números de sementes aleatórios	39916801	Dá o ponto inicial do gerador de números aleatórios.
Método de suavização	3D Gaussiana	Convolução da distribuição de dose com uma Gaussiana tridimensional, onde o desvio padrão é definido pelo nível de suavização.
Nível de suavização	3-Forte	2D-Média: vizinhança = 1,5 cm x 1,5 cm 3D-Gaussiana: desvio padrão igual a 1,5 x tamanho do grid de cálculo

Para o algoritmo do *Pencil Beam Generalizado* não há nenhum parâmetro de influência a ser escolhido pelo usuário que influencie no cálculo da dose absorvida.

Para cada resultado obtido com o sistema de planejamento era obtido um arquivo de saída no formato .dat ou .dcm. Os perfis de dose e os PDP's para cada caso teste eram obtidos do sistema de planejamento Eclipse® em arquivos .dat, já os arquivos de saída para os planos de dose são obtidos no formato .dcm.

Os arquivos de saída dos perfis de dose e PDP's podem ser exportados para o Excel ou o Origin para posterior comparação com os dados obtidos experimentalmente e por Monte de Carlo. Os arquivos de saída para os planos de dose são arquivos de imagens e foram comparados pelo programa de análise de imagens comercial Verisoft™ da *Varian Medical Systems*.

3.5 – INFORMAÇÕES GERAIS SOBRE O MODO DE COMPARAÇÃO

3.5.1 – Materiais

3.5.1.1 - Verisoft™

O Verisoft™ é um *software* para carregar, analisar e comparar duas matrizes bidimensionais de dose. Este programa pode ser usado para fazer comparação entre matrizes de doses medidas, verificação de dose em IMRT, análise de distribuição de dose e análise gráfica ou numérica de uma distribuição.

Para fazer comparação entre duas matrizes de doses medidas, (matriz A e matriz B), estas devem ser carregadas inicialmente. Neste modo, o Verisoft™ calcula a matriz diferença e mostra a representação de isodoses desta, no lado superior esquerdo da tela. No lado inferior esquerdo é mostrada a representação da sobreposição das isodoses das duas matrizes carregadas. Dependendo do método de representação selecionado, o perfil ou a representação das isodoses das matrizes A e B é mostrado no lado direito da tela [57].

A exposição da representação da isodose da matriz diferença depende do método de cálculo selecionado, como: diferença percentual local, diferença em porcentagem do valor de normalização da matriz A, método do índice gama e parâmetros para o cálculo de ajuste.

No método de comparação pelo método do índice gama, utilizado neste trabalho, o *software* combina a diferença percentual de dose (foi utilizada 3%), com o parâmetro DTA (do inglês Distance-to-Agreement) e os critérios de variação aceitável entre as distribuições de dose. A ferramenta fornece então, uma comparação que avalia simultaneamente a diferença em porcentagem de dose e o DTA das duas distribuições de dose. Foi utilizado um DTA de 3 mm nas comparações deste trabalho.

As informações contidas no método do índice gama são os números de pontos de dose e a avaliação dos pontos de dose. Com os dois parâmetros: diferença percentual de dose e DTA, o *software* avalia os pontos de dose que passaram no teste, obedecendo

aos limites de tolerância impostos pelo usuário. No final, o programa mostra quantos pontos foram aprovados e quantos falharam. Se o percentual de aprovação estiver acima de um valor preestabelecido, ele classifica o plano de tratamento como “aprovado” (sinal verde). Se estiver em uma faixa intermediária, o plano é classificado como “atenção” (sinal amarelo). Caso o percentual de pontos aprovados se encontre abaixo de um mínimo desejável, o plano de tratamento é considerado “reprovado” (sinal vermelho).

Neste trabalho os limites utilizados para a aprovação do plano foram de 80 a 100%, plano era considerado aprovado. De 60 a 80% era considerado como atenção e abaixo de 60% era reprovado.

Para poder comparar duas matrizes é necessário que elas tenham a mesma resolução, o mesmo tamanho e mesma unidade. Assim quando duas matrizes com tamanho e resolução diferentes forem carregadas o irá proceder da seguinte forma: ambas as matrizes serão exibidas com uma resolução de 0,5 mm, ambas as matrizes serão sobrepostas na origem das coordenadas e as regiões restantes serão preenchidas com zero.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados de distribuições de dose para cada caso teste. Foram realizadas medidas com câmara de ionização, filme radiocrômico e obtidas distribuições de dose com o sistema de planejamento Eclipse® e com o método de Monte Carlo através do código computacional EGSnrc.

Para que o cálculo de Monte Carlo fosse efetuado com confiabilidade, foi necessária a validação da simulação do cabeçote do acelerador utilizado nas medições experimentais.

4.1 – VALIDAÇÃO DO ESPECTRO UTILIZADO NAS SIMULAÇÕES

Para que fosse possível utilizar o espectro obtido a partir da simulação do cabeçote do acelerador *Varian Clinac 2300 C/D*, foi realizada a comparação da curva de PDP para um tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para a água, gerada pelo código de DOSXYZnrc com uma curva de PDP obtida experimentalmente, utilizando-se uma câmara de ionização, para o mesmo tamanho de campo. O gráfico para energia de 9 MeV é mostrado na Figura 40 e para 20 MeV na Figura 41.

A simulação do cabeçote do acelerador *Varian Clinac 2300 C/D* foi realizada segundo especificações cedidas pela *Varian Medical Systems*. Apesar de utilizadas as próprias especificações do fabricante, o ajuste de energia incidente foi necessário para que as curvas de PDP experimental e simulada apresentassem uma boa concordância.

A energia encontrada que demonstrou um desvio menor ou igual a 1% para as energias de 9 e 20 MeV respectivamente foram 21,6 e 9,5 MeV.

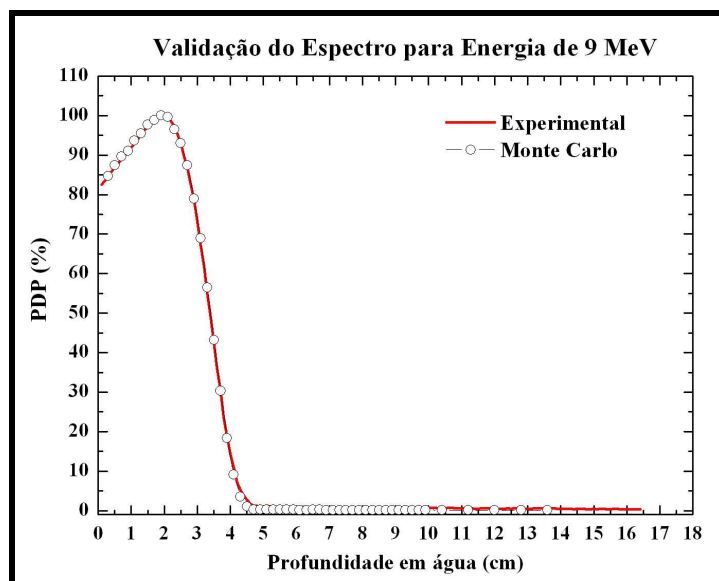


Figura 40: Gráfico de comparação do PDP medido em água com câmara de ionização e calculado utilizando-se o espectro obtido da simulação de Monte Carlo do cabeçote do acelerador *Varian Clinac 2300 C/D* para a energia de 9 MeV.

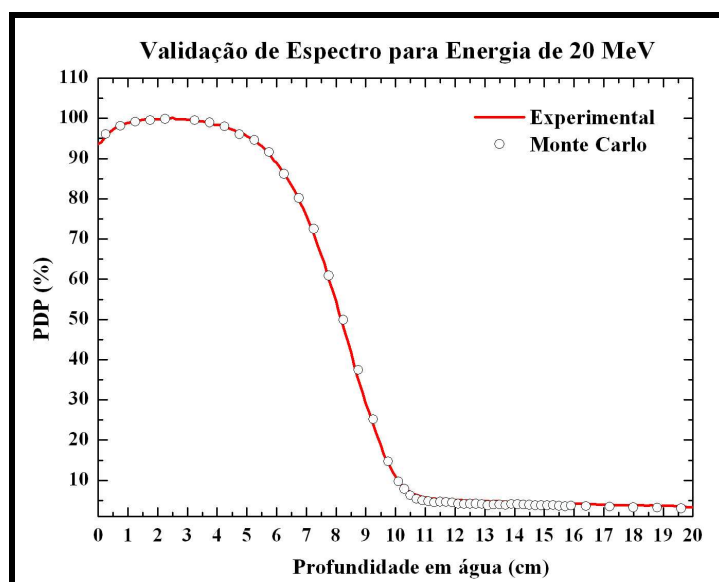


Figura 41: Gráfico de comparação do PDP medido em água com câmara de ionização e calculado utilizando-se o espectro obtido da simulação de Monte Carlo do cabeçote do acelerador *Varian Clinac 2300 C/D* para a energia de 20 MeV.

O desvio máximo entre as duas curvas de PDP, experimental e simulada, é de 1%, indicando uma boa concordância entre elas e comprovando a qualidade do espectro utilizado nas simulações para todas as profundidades. Portanto, a geometria do acelerador foi validada e utilizada para a simulação dos casos testes.

4.2 – COMPARAÇÃO DE DISTRIBUIÇÕES DE DOSE UTILIZANDO OS CASOS TESTES

Para fins de comparação com os dados experimentais, as curvas de PDP e perfis de campo, obtidas utilizando-se o método de Monte Carlo através do DOSXYZnrc, da câmara de ionização e através do sistema de planejamento Eclipse® utilizando dois algoritmos de cálculo de dose, o *pencil beam* generalizado, representado por GPB e o algoritmo do eMC, para cada caso teste já realizado são apresentadas em conjunto nas seções a seguir.

4.2.1 – Caso Teste 1

É importante que o algoritmo de cálculo de dose seja capaz de obter a exata distribuição de dose na SSD padrão de 100 cm. Para o caso teste 1, foram obtidas distribuições de dose para o tamanho de campo, 10x10 cm² e para as energias de 9 e 20 MeV.

Os gráficos das Figuras 42 e 43 apresentam a comparação das curvas de PDP geradas pelo código de DOSXYZnrc, pelos dados experimentais com a câmara de ionização e pelo sistema de planejamento Eclipse® com os algoritmos eMC e Pencil Beam Generalizado.

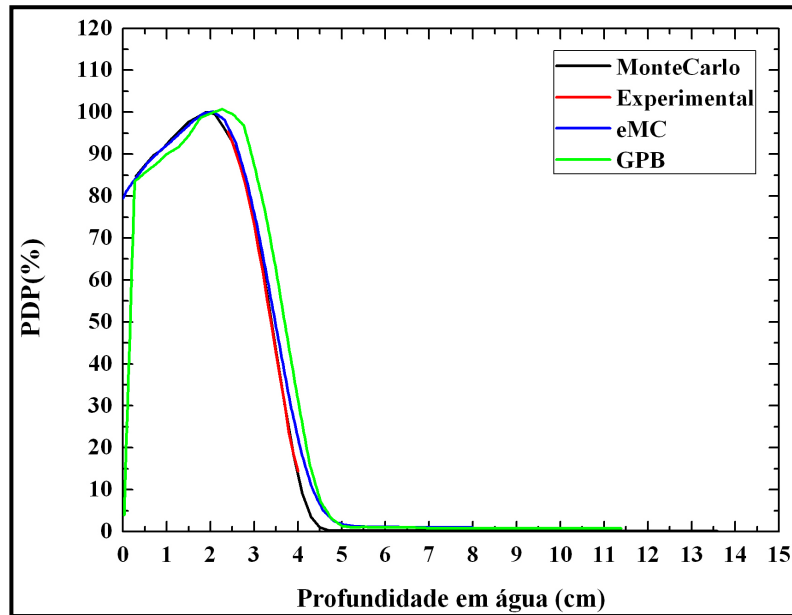


Figura 42: Comparação do PDP para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

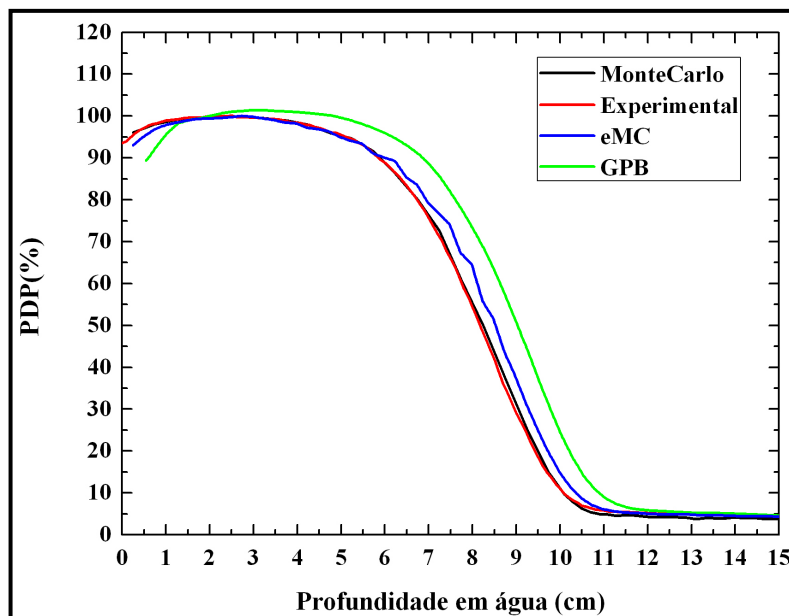


Figura 43: Comparação do PDP para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Para as duas energias é importante notar que as curvas dos dados do Monte Carlo obtidos através do EGSnrc apresenta desvio máximo de 1 % em relação com a câmara de ionização. Em relação ao algoritmo do eMC contido no sistema de planejamento Eclipse® o desvio máximo no intervalo de tratamento é de 1%, aumentando com a profundidade a partir da curva de 80%.

Em relação ao algoritmo do GPB o desvio é maior que 3% para todas as profundidades demonstrando que este algoritmo em relação aos resultados obtidos com o Monte Carlo, eMC e câmara de ionização superestima a dose em um campo aberto de tamanho 10x10 cm² para as duas energias consideradas.

4.2.2 – Caso Teste 2

Na maioria dos aceleradores é necessária a utilização de blocos de proteção de *cerrobend* para formar campos retangulares. Neste teste utilizou-se um campo retangular de dimensões 3x12 cm² produzido por um bloco de *cerrobend* inserido no aplicador de elétrons.

Nas Figuras 44, 45, 46 e 47 são apresentados os gráficos de resultados de perfil de campo e PDP com câmara de ionização, simulação de Monte Carlo e sistema de planejamento Eclipse® para as energias de 9 e 20 MeV.

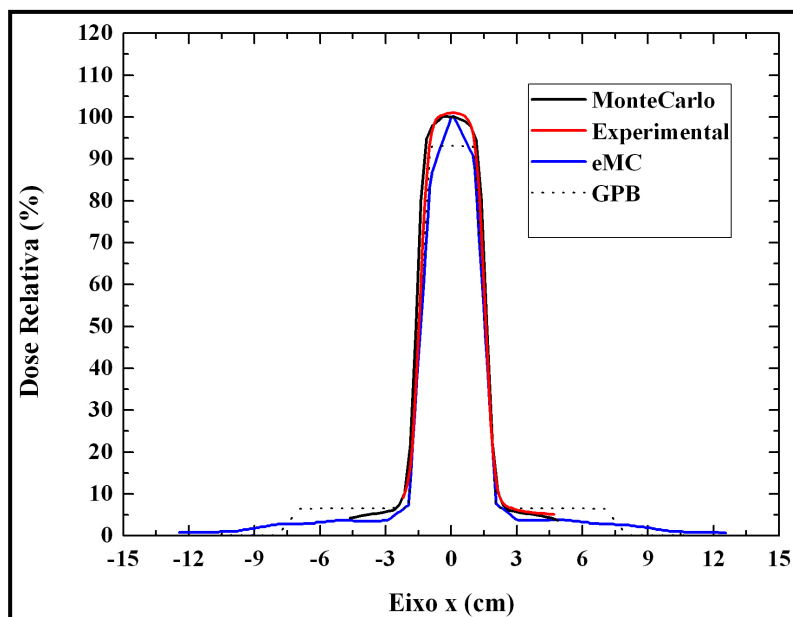


Figura 44: Comparação do perfil para o campo 3x12 cm² e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

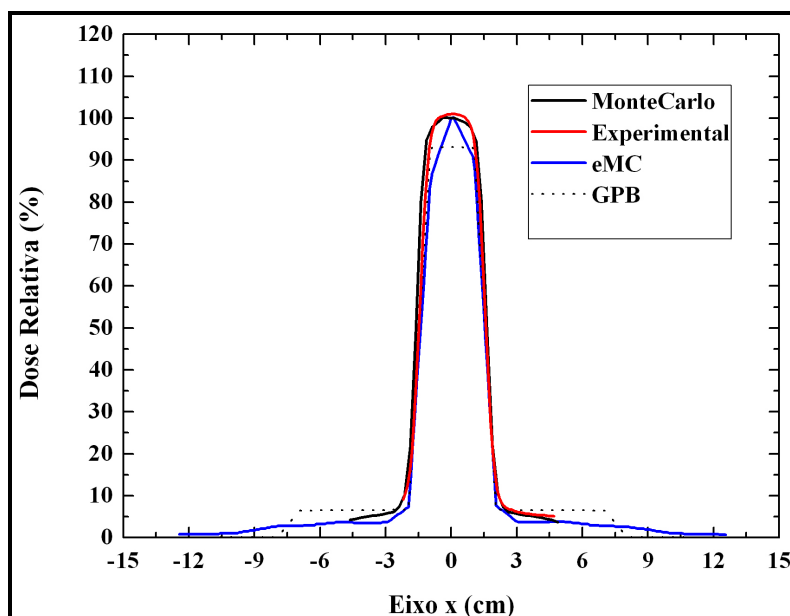


Figura 45: Comparação do perfil para o campo 3x12 cm² e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

A Figura 44 mostra que os resultados obtidos para um campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ para a energia de 9 MeV apresentaram um desvio máximo maior que 3% comparando-se os resultados do Monte Carlo e câmara de ionização. Enquanto que para o algoritmo do eMC há uma flutuação estatística inerente ao sistema de planejamento, gerando um perfil de dose com bastante ruidoso mesmo utilizando o processo de suavização do próprio sistema. Esse fato leva a uma incerteza estatística deste resultado e um desvio em relação ao Monte Carlo maior que 3%. No entanto, como observado na Figura 45, o desvio entre Monte Carlo e câmara de ionização é menor que 2% levando em consideração o campo de tratamento. O desvio dos resultados obtidos com o Monte Carlo em relação ao algoritmo do eMC é maior que 3%, levando em consideração a flutuação estatística inerente ao sistema.

Em relação ao algoritmo do GPB o desvio é maior que 3% para todo o eixo x na profundidade de 2 cm, demonstrando que este algoritmo em relação aos resultados obtidos com o Monte Carlo, eMC e câmara de ionização subestima a dose em um campo aberto de tamanho $3 \times 12 \text{ cm}^2$ para as duas energias consideradas.

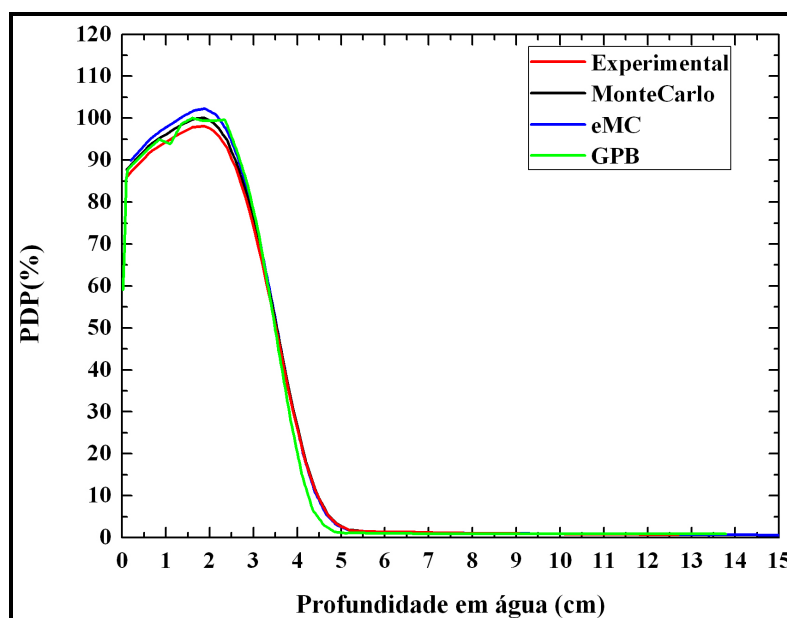


Figura 46: Comparação do PDP para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

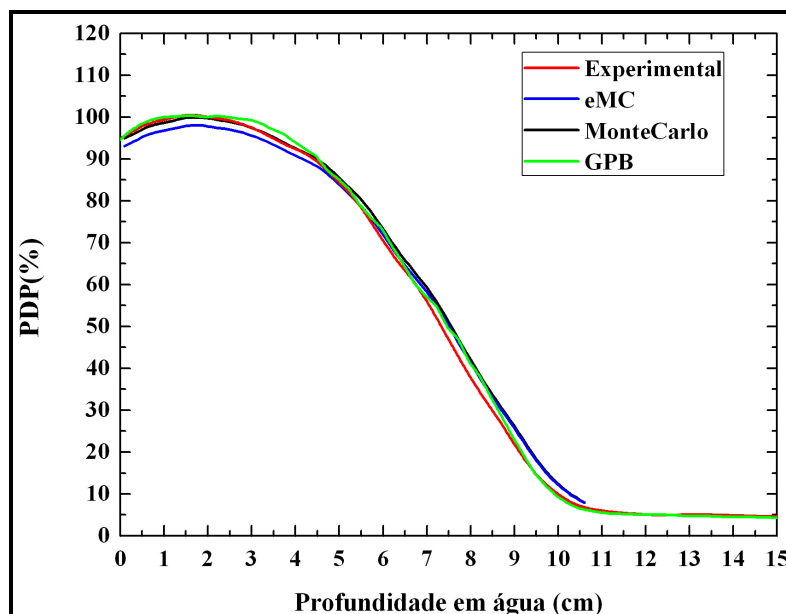


Figura 47: Comparação do PDP para o campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ e energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Apesar das curvas de perfil para o eMC e GPB não concordarem com o Monte Carlo para as curvas de PDP nota-se uma concordância após a região de *build-up*. Nesta região o desvio é menor que 2% considerando todos os resultados obtidos, com câmara de ionização, Monte Carlo e os algoritmos contidos nos sistemas de planejamento, eMC e GPB.

4.2.3 – Caso Teste 3

É necessário que o sistema de planejamento seja capaz de calcular a dose em situações em que o *gantry* é rotacionado em algum ângulo. Este caso teste avalia as distribuições de dose nesta situação.

Nas Figuras 48, 49, 50 e 51 são apresentados os gráfico de resultados de perfil de campo e PDP com câmara de ionização, simulação de Monte Carlo e sistema de planejamento Eclipse® para as energias de 9 e 20 MeV.

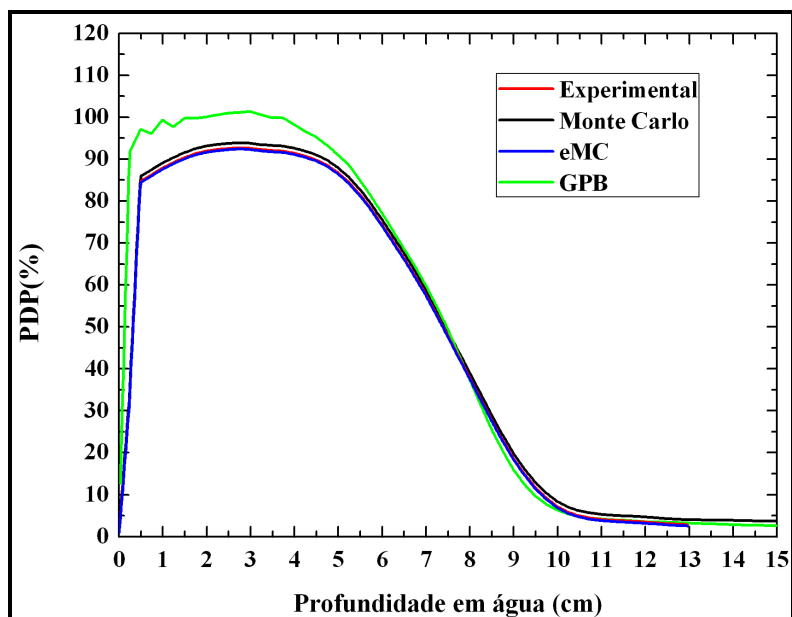


Figura 48: Comparação do PDP para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

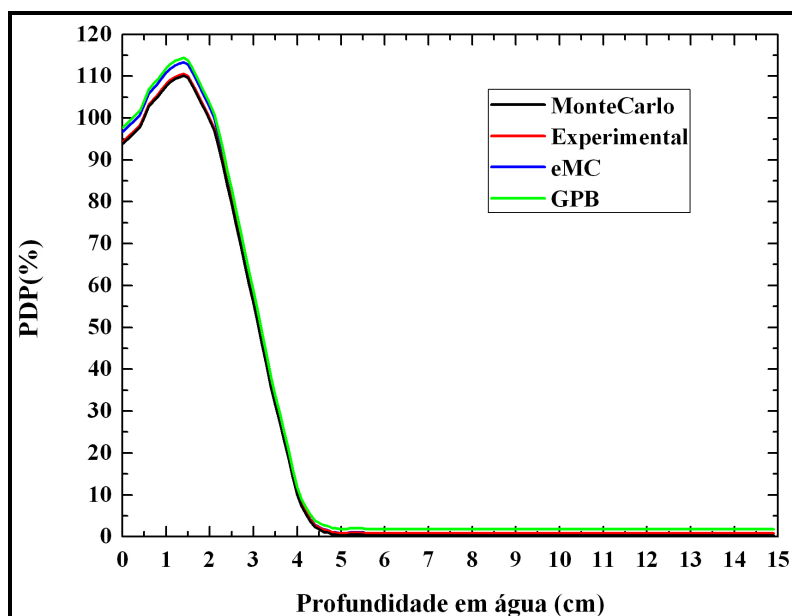


Figura 49: Comparação do PDP para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Para as energias de 9 e 20 MeV, Figura 48 e 49, é importante notar que as curvas geradas com os dados do Monte Carlo obtidos através do EGSnrc apresenta desvio máximo de 1 % em relação com a câmara de ionização. Em relação ao algoritmo do eMC contido no sistema de planejamento Eclipse® o desvio máximo no intervalo de tratamento é de 2%. Em relação ao algoritmo do GPB o desvio é maior que 3% para todas as profundidades demonstrando que este algoritmo em relação aos resultados obtidos com o Monte Carlo, eMC e câmara de ionização superestima a dose em um campo aberto de tamanho $15 \times 15 \text{ cm}^2$ angulado a 30° para as duas energias consideradas.

No entanto, quando se compara a curva de PDP ao longo da profundidade há uma concordância dos resultados obtidos, câmara de ionização, Monte Carlo e sistema de planejamento para as duas energias.

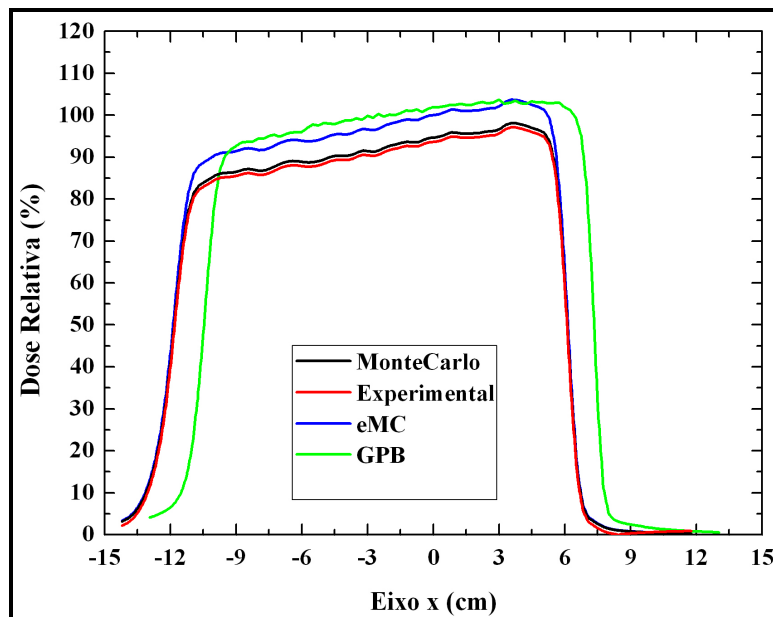


Figura 50: Comparação do perfil de campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

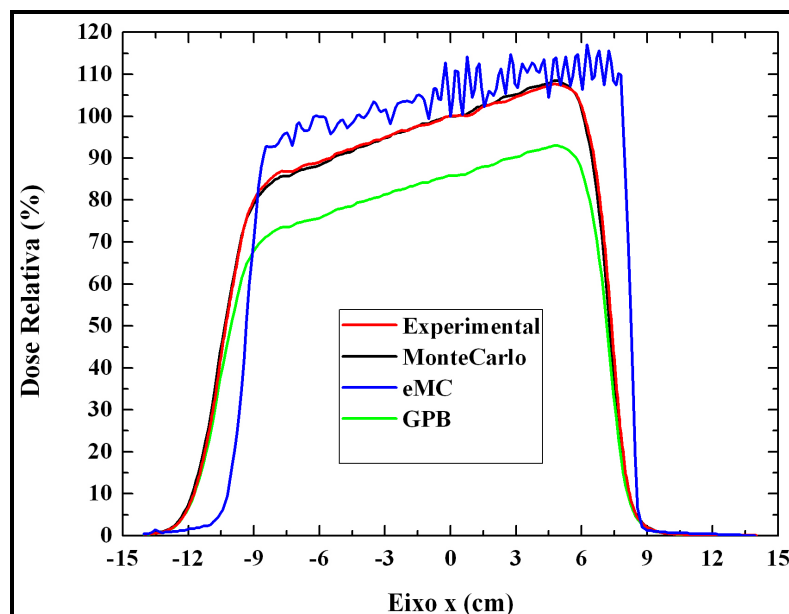


Figura 51: Comparação do perfil de campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e gantry a 30° , energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Nas Figuras 50 e 51 são apresentados os resultados para perfil de campo para as energias 9 e 20 MeV respectivamente. Os resultados obtidos com o Monte Carlo quando comparados a câmara de ionização apresentam desvio menor que 2%. Mas quando se compara o Monte Carlo com os algoritmos do sistema de planejamento são obtidos desvios maiores que 10%.

Apesar de nas Figuras 50 e 51 os resultados mostrarem que os algoritmos do sistema de planejamento Eclipse®, GPB e eMC falham, ou seja, apresentam uma subdosagem e superdosagem na profundidade de 2 cm para o caso teste 3, as Figuras 48 e 49 comprovam que o desvio somente nesta região. No entanto, se comparamos o R_{50} nas Figuras 48 e 49 podemos observar uma concordância dos resultados tanto experimentais obtidos com câmara de ionização e teóricos obtidos com sistema de planejamento e Monte Carlo. Isso demonstra que o sistema de planejamento caracteriza corretamente a energia do feixe.

4.2.4 – Caso Teste 4

É necessário que o sistema de planejamento seja capaz de calcular a dose em campos circulares. Este caso teste visa avaliar as distribuições de dose nesta situação.

Nas Figuras 52, 53, 54 e 55 são apresentados os gráficos de resultados de perfil de campo e PDP com câmara de ionização, simulação de Monte Carlo e sistema de planejamento Eclipse® para as energias de 9 e 20 MeV.

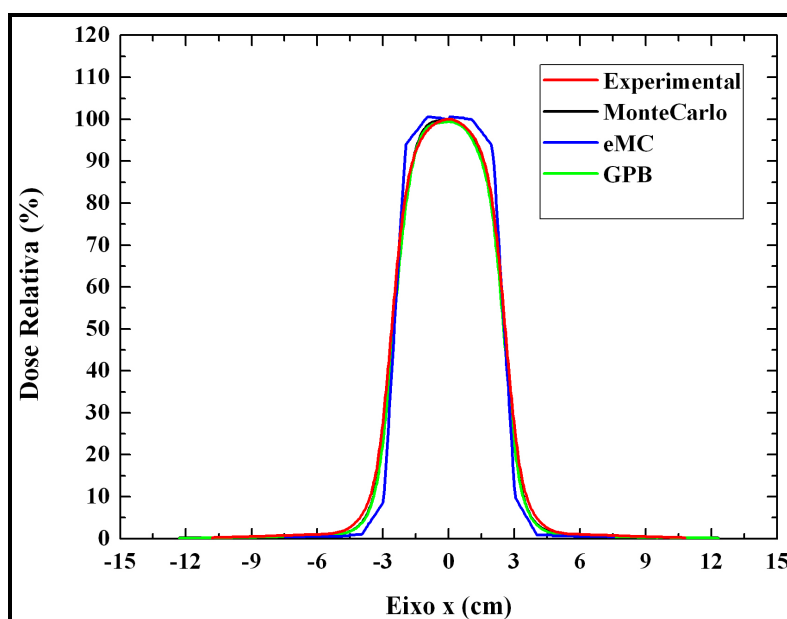


Figura 52: Comparação do perfil de campo circular de raio 5 cm, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Na Figura 52 é possível ver que os resultados obtidos com câmara de ionização, Monte Carlo e sistema de planejamento de GPB para curvas de perfil de campo de energia de 9 MeV concordam entre si com desvio menor que 1%, apenas desconsiderando a região de penumbra do campo circular. A curva do algoritmo eMC está descaracterizada devido a flutuação estatística inerente ao sistema de planejamento. Podemos observar que o algoritmo do eMC falha no cálculo da penumbra para este caso teste.

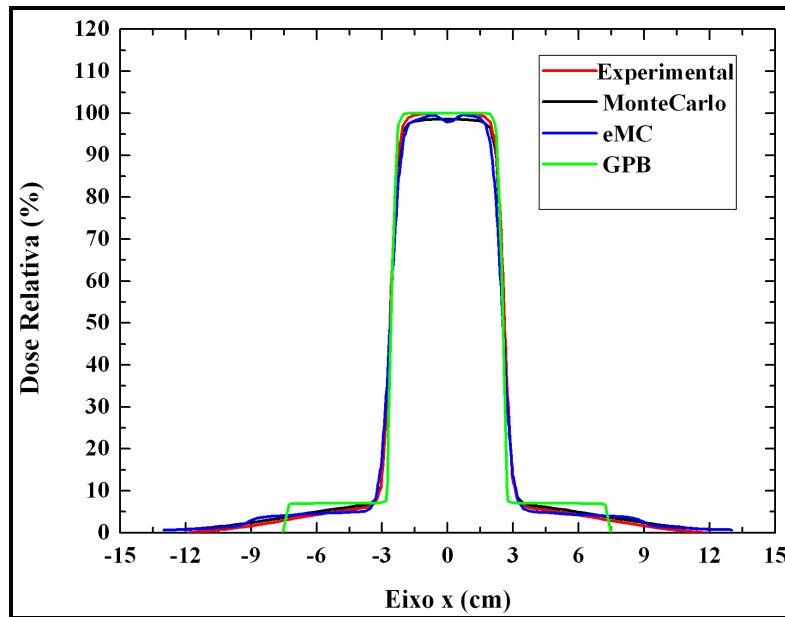


Figura 53: Comparação do perfil de campo circular de raio 5 cm, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Para o perfil de campo circular de diâmetro 5 cm para energia de 20 MeV, os algoritmos eMC e GPB comparados a câmara de ionização apresentam melhor concordância com desvio menor que 2% se comparados com a câmara de ionização e o Monte Carlo. Neste caso teste há também uma concordância com a penumbra calculada e medida pelos vários métodos. Este resultado pode ser explicado pela menor variação do poder de frenamento para a energia de 20 MeV. Para o perfil ilustrado na Figura 52, a variação da energia é maior nas bordas do campo, conseqüentemente a variação do poder de frenamento é maior nesta região.

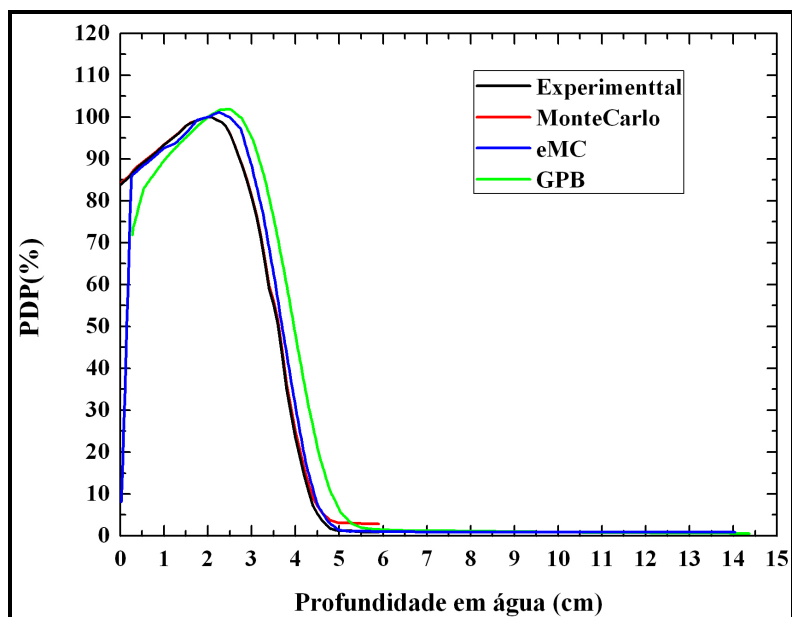


Figura 54: Comparação do PDP de campo circular de raio 5 cm, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

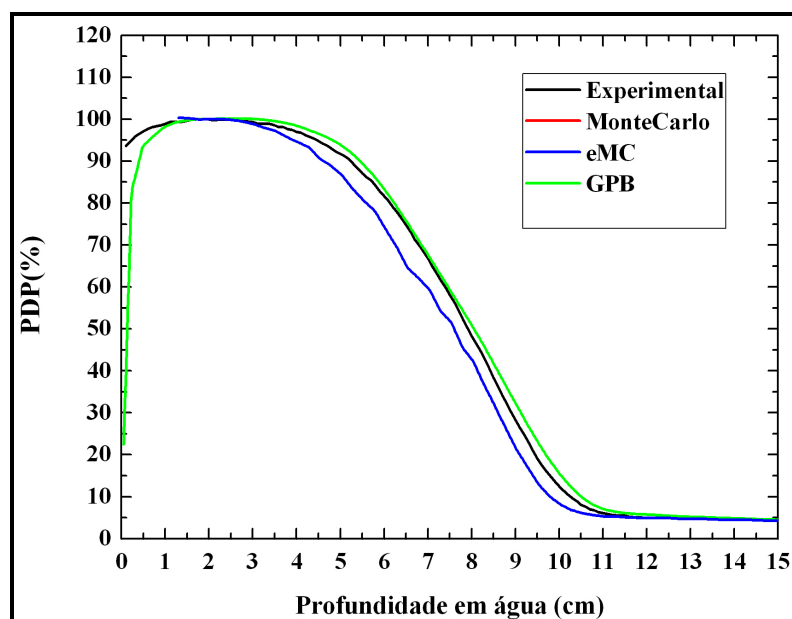


Figura 55: Comparação do PDP de campo circular de raio 5 cm, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Para as duas energias, apresentadas nas Figuras 54 e 55, é importante notar que as curvas dos dados do Monte Carlo obtidos através do EGSnrc apresenta desvio máximo de 1 % em relação com a câmara de ionização. Em relação ao algoritmo do eMC contido no sistema de planejamento Eclipse® o desvio máximo no intervalo de tratamento é de 1%, aumentando com a profundidade a partir da curva de 80%. Podemos observar que há uma variação da curva de PDP para energia de 9 MeV na região próxima à dose máxima, este fato não ocorre para energia de 20 MeV. Este resultado explica os resultados demonstrados nas Figuras 52 e 53 em que houve maior concordância com o perfil de energia de 20 MeV.

Em relação ao algoritmo do GPB o desvio é maior que 3% para todas as profundidades demonstrando que este algoritmo em relação aos resultados obtidos com o Monte Carlo, eMC e câmara de ionização superestima a dose em um campo circular de raio 5 cm para as duas energias consideradas.

4.2.5 – Caso Teste 5

Nos casos em que é necessário utilizar um campo de irradiação irregular o sistema de planejamento deve calcular as distribuições de dose corretamente.

Nas Figuras 56, 57, 58 e 59 são apresentados os gráficos de resultados de perfil de campo e PDP para a simulação de Monte Carlo e sistema de planejamento Eclipse® para as energias de 9 e 20 MeV.

Neste caso teste não foi realizada a medida com câmara de ionização. O que não invalida a comparação dos resultados pois os resultados anteriores mostram uma boa concordância, menor que 1%, entre os resultados obtidos com câmara de ionização e calculados através do método de Monte Carlo.

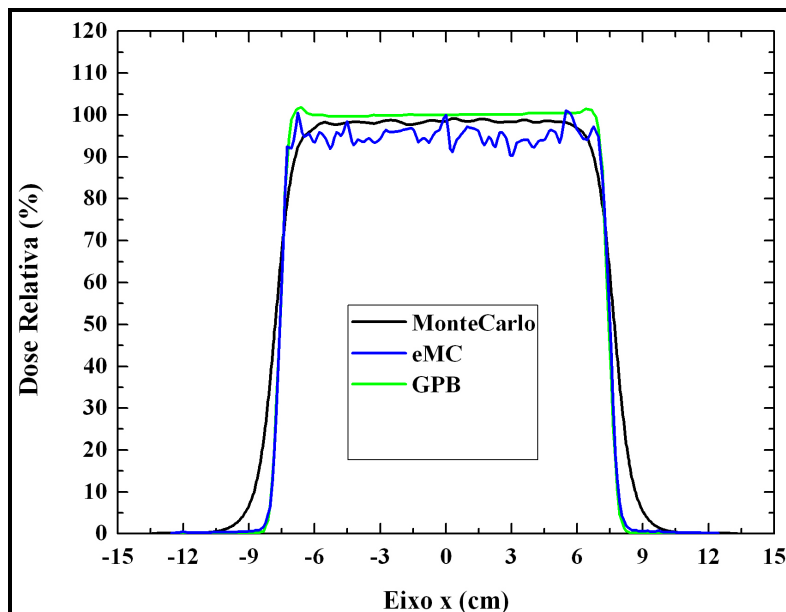


Figura 56: Comparação do perfil de um campo irregular, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

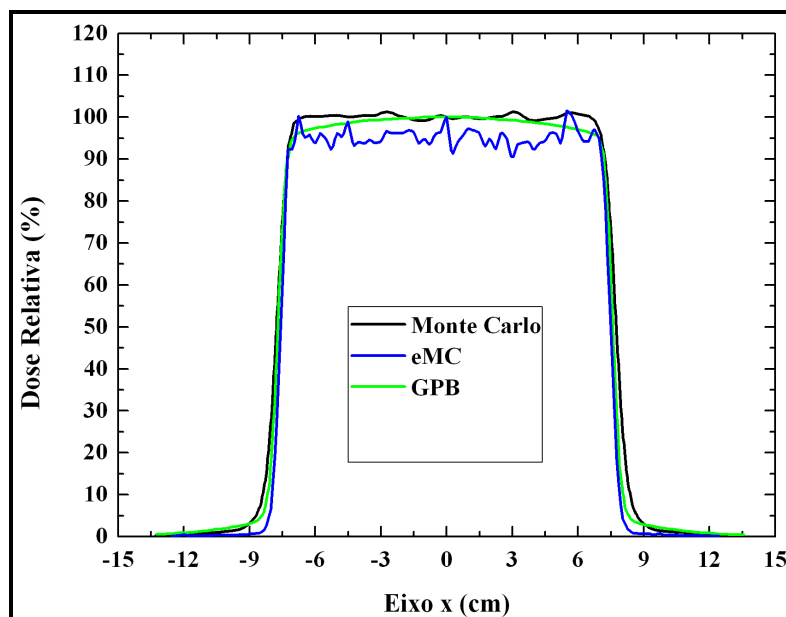


Figura 57: Comparação do perfil de um campo irregular, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

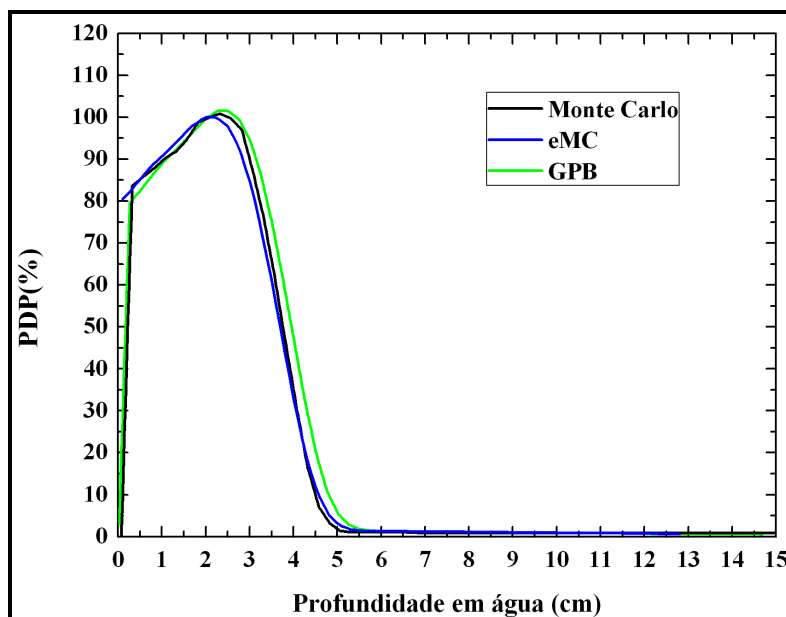


Figura 58: Comparação do PDP de um campo irregular, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

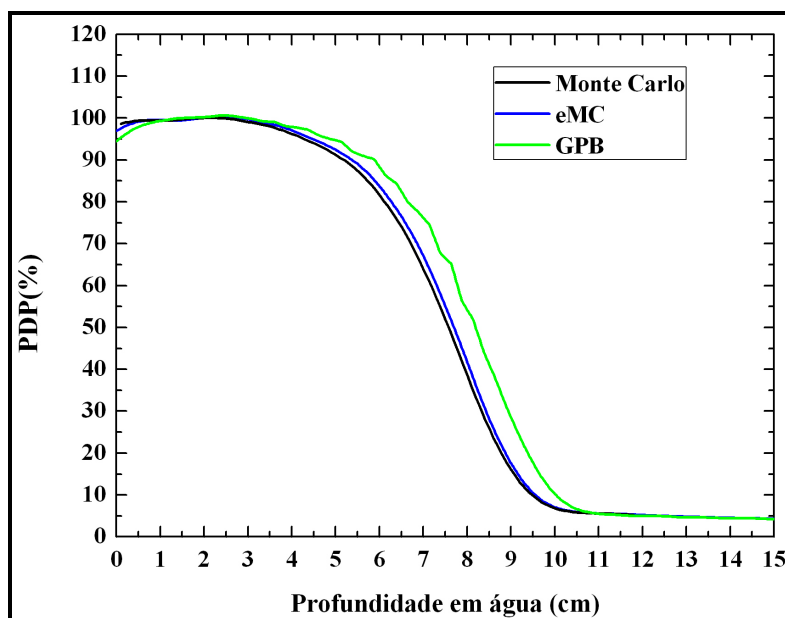


Figura 59: Comparação do PDP de um campo irregular, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

Nas Figuras 56 e 57, são apresentados os resultados obtidos para perfis de um campo irregular. Pode-se observar que os resultados do algoritmo de GPB concordam melhor com o Monte Carlo dentro do campo de irradiação. Para o algoritmo de eMC, pode-se afirmar que há uma concordância com o algoritmo de GPB e Monte Carlo na região de penumbra. Na região dentro do campo de tratamento fica difícil fazer qualquer afirmação, já que há uma flutuação estatística inerente ao sistema de planejamento.

Para as duas energias apresentadas nas Figuras 58 e 59, é importante notar que as curvas dos dados de PDP do Monte Carlo obtidos através do EGSnrc apresentam desvio máximo de 1 % em relação àqueles obtidos com a câmara de ionização. Em relação ao algoritmo do eMC contido no sistema de planejamento Eclipse® o desvio máximo no intervalo de tratamento é de 1%, aumentando com a profundidade a partir da curva de 80%.

Em relação ao algoritmo do GPB o desvio é maior que 3% para todas as profundidades demonstrando que este algoritmo em relação aos resultados obtidos com o Monte Carlo, eMC e câmara de ionização superestima a dose em um campo irregular de para as duas energias consideradas.

4.2.6 – Caso Teste 6

É importante que o algoritmo de cálculo de dose seja capaz de obter a exata distribuição de dose para tamanhos de campos pequenos menores que $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Para avaliar esta característica do sistema do planejamento um campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ a 100 cm de SSD foi utilizado como caso teste.

Nas Figuras 60, 61, 62 e 63 são apresentados os gráficos de resultados de perfil de campo e PDP calculados através de simulação de Monte Carlo e sistema de planejamento Eclipse® para as energias de 9 e 20 MeV.

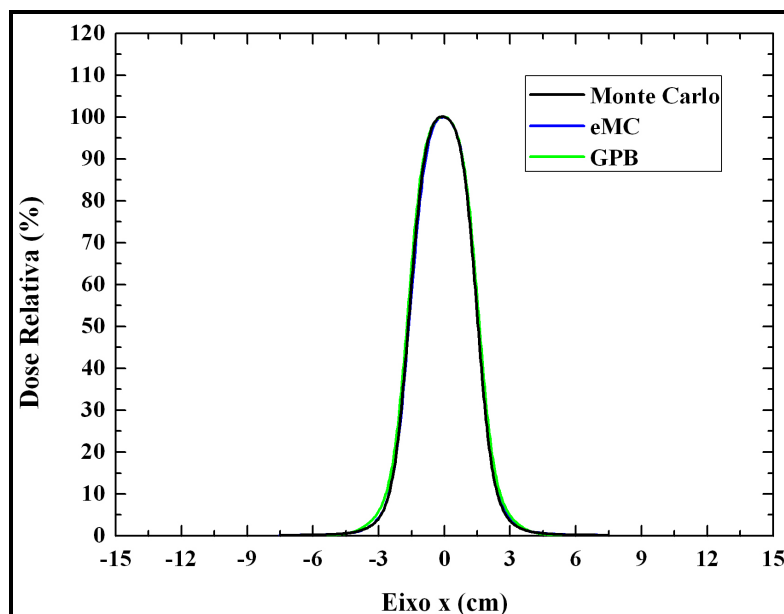


Figura 60: Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho $3 \times 3 \text{ cm}^2$, energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

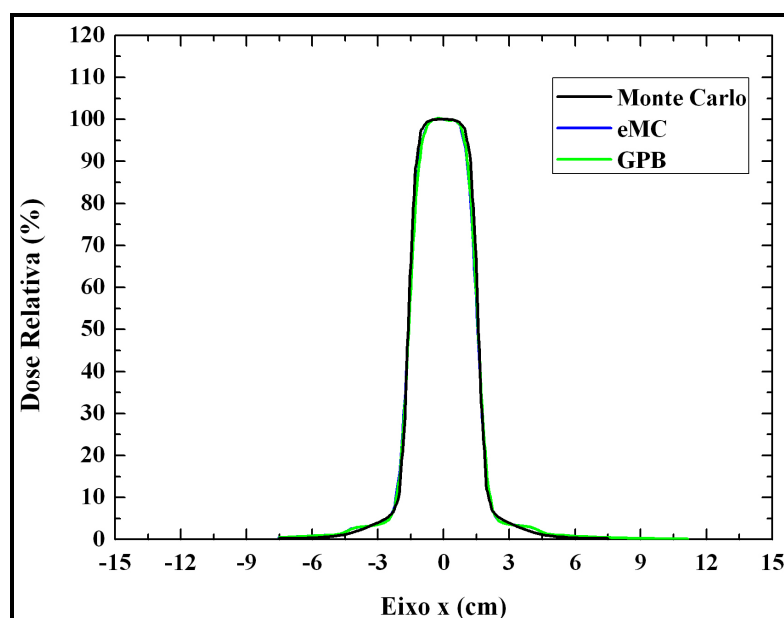


Figura 61: Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho $3 \times 3 \text{ cm}^2$, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e os dados experimentais obtidos com câmara de ionização e o sistema de planejamento Eclipse®.

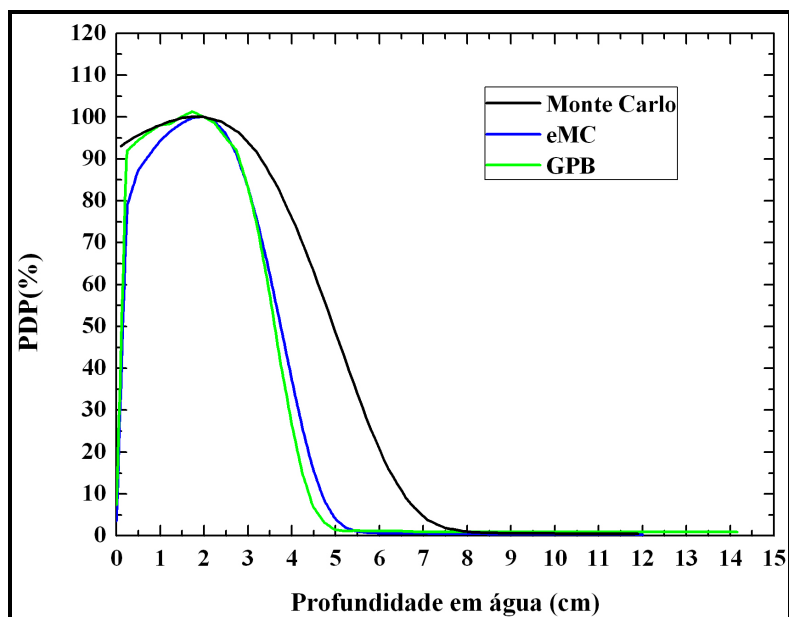


Figura 62: Comparação do PDP de um campo retangular de tamanho $3 \times 3 \text{ cm}^2$ inserido em um aplicador de tamanho $6 \times 6 \text{ cm}^2$ para energia 9 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®.

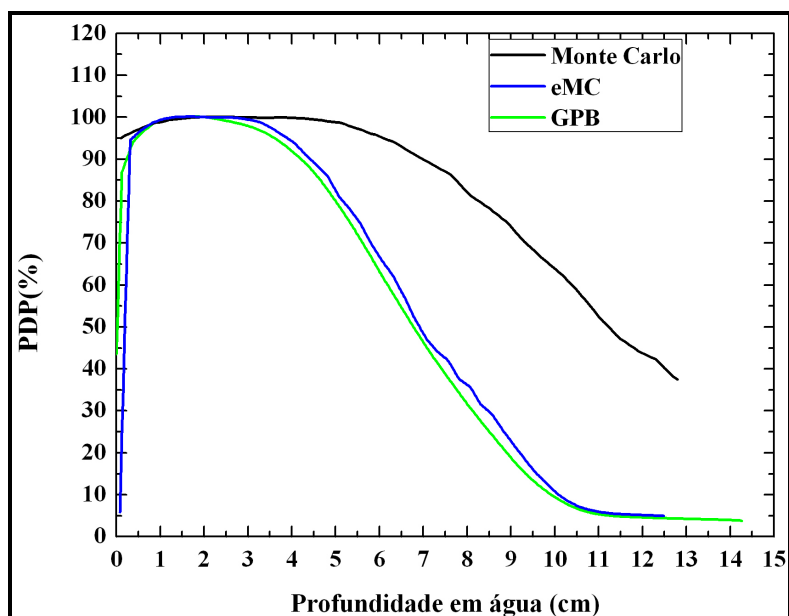


Figura 63: Comparação do PDP de um campo retangular de tamanho $3 \times 3 \text{ cm}^2$ inserido em um aplicador de tamanho $6 \times 6 \text{ cm}^2$ para a energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®.

Nas Figuras 60 e 61 são apresentados os resultados obtidos com Monte Carlo e sistema de planejamento para as energias de 9 e 20 MeV respectivamente. Há uma concordância dos resultados obtidos com o sistema de planejamento com o Monte Carlo para o perfil de campo a uma profundidade de 2 cm. É possível observar que está concordância é confirmada nas curvas de PDP apresentadas nas Figuras 62 e 63 para as energias de 9 e 20 MeV. No entanto essa concordância não é observada para outras profundidades de tratamento. É possível observar que o Monte Carlo apresenta desvio maior que 10% em relação as curvas de PDP calculadas pelo sistema de planejamento.

4.2.7 – Caso Teste 7

Este caso teste avalia o sistema de planejamento em situação de heterogeneidade de osso. Na Figura 64 é apresentada a comparação para o perfil do campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$.

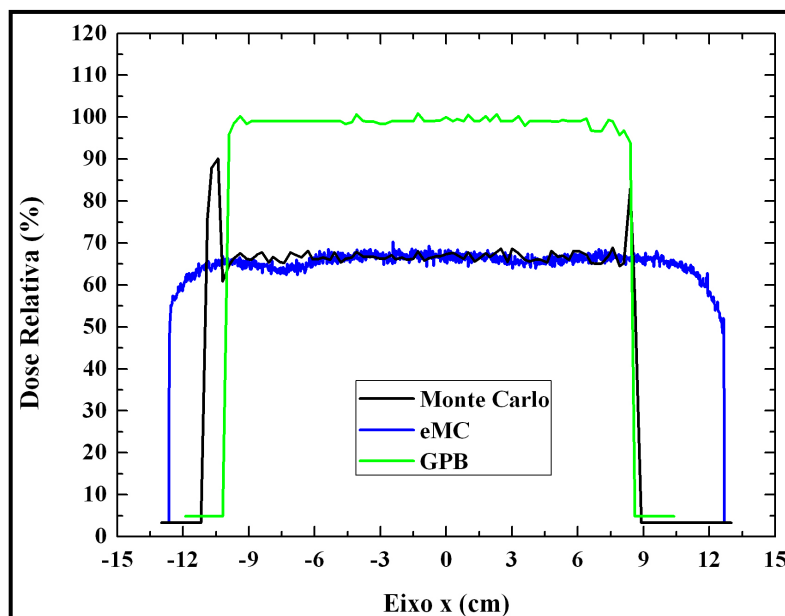


Figura 64: Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho $3 \times 12 \text{ cm}^2$, energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®.

Para o caso teste 7 não foi realizada medidas com câmara de ionização por não ser possível inserir a câmara na profundidade, que no caso era dentro da cavidade do simulador construído para este caso teste, em que se pretendia realizar as comparações.

Os resultados obtidos com o método de Monte Carlo quando comparados com os resultados obtidos com o algoritmo do eMC, obtido através do sistema de planejamento Eclipse® demonstram uma boa concordância, menor que 2%, dos resultados dentro do heterogeneidade. Já na região de interface osso-água, o algoritmo do eMC demonstra uma subdosagem na região enquanto que o cálculo de Monte Carlo através do EGSnrc prevê a mudança de heterogeneidade. Este fenômeno pode ser explicado pela região com a heterogeneidade de osso ser mais densa fazendo que os elétrons migrem para a região de baixa densidade ocorrendo um aumento da dose absorvida na interface até o equilíbrio de partículas carregadas e então a diminuição da dose na região de baixa densidade.

4.2.8 – Caso Teste 8

Este caso teste avalia o sistema de planejamento em situação de heterogeneidade de pulmão. Na Figura 65 é apresentada a comparação para o perfil do campo $3 \times 12 \text{ cm}^2$ no eixo x (menor lado do campo) e na Figura 66 é apresentada a comparação dos resultados para o perfil de campo no eixo y (maior lado do campo). Para este caso teste não foram realizadas medidas com câmara de ionização devido a impossibilidade de inserir a câmara na profundidade requerida para o caso teste entre a heterogeneidade de pulmão na profundidade de 6 cm.

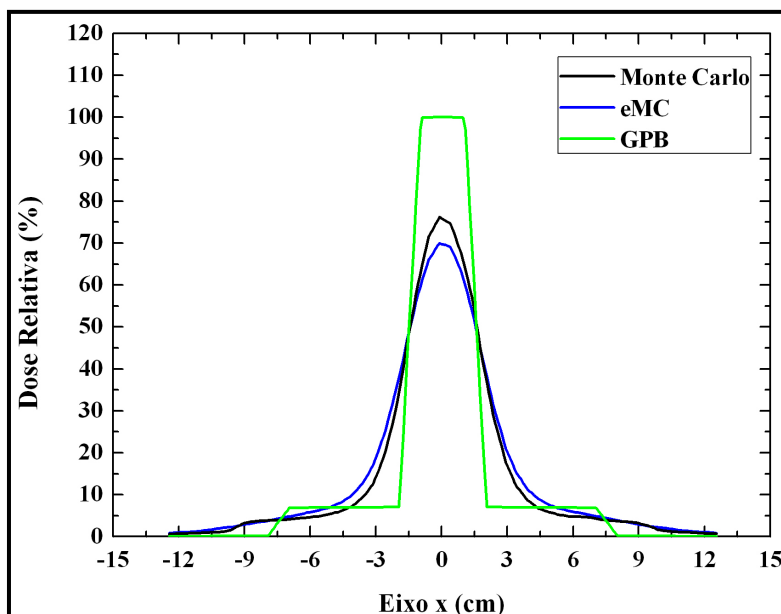


Figura 65: Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho 3x12 cm², energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®.

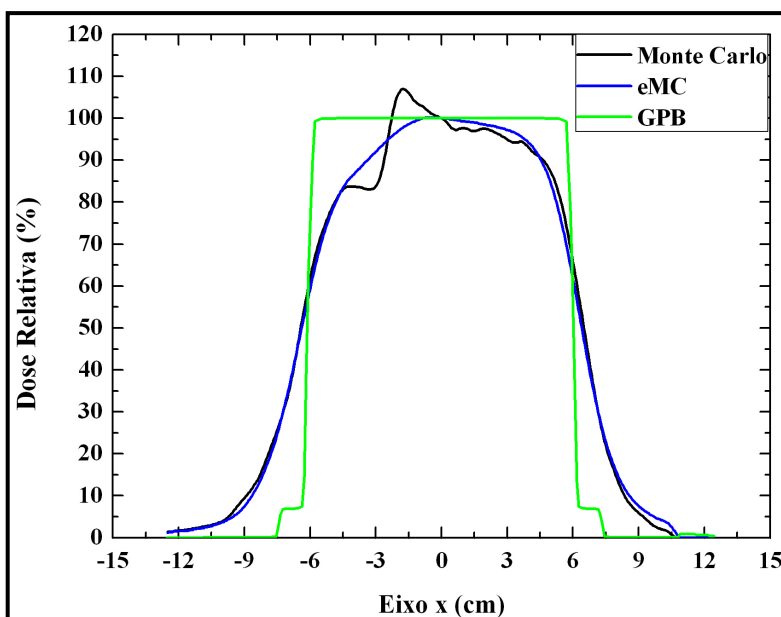


Figura 66: Comparação do perfil de um campo retangular de tamanho 3x12 cm², energia 20 MeV entre o resultado obtido com simulação de Monte Carlo e o sistema de planejamento Eclipse®.

Nas Figuras 65 e 66, para o perfil de campo pode-se observar que o algoritmo do GPB falha em demonstrar as diferenças na dose absorvida causadas pela presença de heterogeneidade de pulmão dentro do campo de irradiação.

Pode-se observar que o algoritmo do eMC obtido através do sistema de planejamento Eclipse® para o perfil no eixo x apresenta melhor concordância na profundidade de 2 cm, mesmo assim o desvio ocorre uma subdosagem de até 10% se comparado ao resultados obtidos com o método de Monte Carlo calculado pelo EGSnrc. Para o perfil no eixo y, o algoritmo do eMC apresenta melhor concordância com o método de Monte Carlo. No entanto, o algoritmo do eMC não é capaz de prever com precisão a mudança de heterogeneidade acrílico-pulmão. Na interface, o método de Monte Carlo prevê um aumento da dose absorvida levando em consideração a mudança de um meio mais denso para um meio de menor densidade que é o material de pulmão até um equilíbrio com o meio de baixa densidade onde o resultado de Monte Carlo prediz uma queda nos valores da dose absorvida na região de heterogeneidade de pulmão.

4.3 – COMPARAÇÃO DE PLANOS DE DOSE UTILIZANDO OS CASOS TESTES

Como descrito no capítulo 3, de materiais e métodos as comparações com os planos de dose foram realizadas com a ferramenta Verisof™.

Para os planos de dose os resultados eram obtidos resultados em três formatos diferentes para o Monte Carlo eram obtidos resultados em arquivos .txt ou .dat. Para os resultados experimentais com câmara de ionização eram obtidos arquivos .txt. Os resultados obtidos com o sistema de planejamento eram imagens do tipo DICOM. E os resultados com os filmes radiocrômicos eram em arquivos .tiff.

Todos os resultados eram obtidos com resoluções diferentes. Para realizar a comparação com o Verisof™ as matrizes de planos de dose de todos os resultados obtidos devem ter a mesma resolução e tamanho. A comparação dos dados com o torna-se bastante complexa.

Por esse motivo na seção abaixo são apresentados os resultados de planos de doses da câmara de ionização, Monte Carlo, sistema de planejamento e filme radiocrômicos para determinados casos testes. Não serão apresentadas todas as comparações com os planos de dose para todos os casos testes

4.3.1 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação à câmara de ionização

Com os resultados apresentados na seção 4.2 pode-se observar uma concordância com os dados obtidos com o Monte Carlo em relação a câmara de ionização. Nesta seção foram escolhidos dois casos testes, 2 e 3 para demonstrar a concordância dos resultados obtidos com o Monte Carlo em relação a câmara de ionização.

As comparações de planos de dose entre a câmara de ionização eram trabalhosas, porém menos complexas, já que apesar de os resultados serem obtidos com resolução diferente era possível manipulá-los de forma a obter a mesma resolução nas duas matrizes de dose. Era possível resolver este obstáculo de duas formas: a primeira interpolando a matriz com menor resolução ou ainda descartando alguns dados da matriz com maior resolução. No trabalho, a matriz obtida com câmara de ionização tinha uma resolução maior, portanto os dados foram descartados de forma que a resolução fosse semelhante à resolução da matriz de dose obtida com o Monte Carlo.

O plano de dose para o caso teste 2 foi medido com câmara de ionização e calculado com Monte Carlo para a energia de 9 MeV, a comparação através do método de índice gama gerada pelo software de comparação VerisoftTM é apresentada na Figura 67.

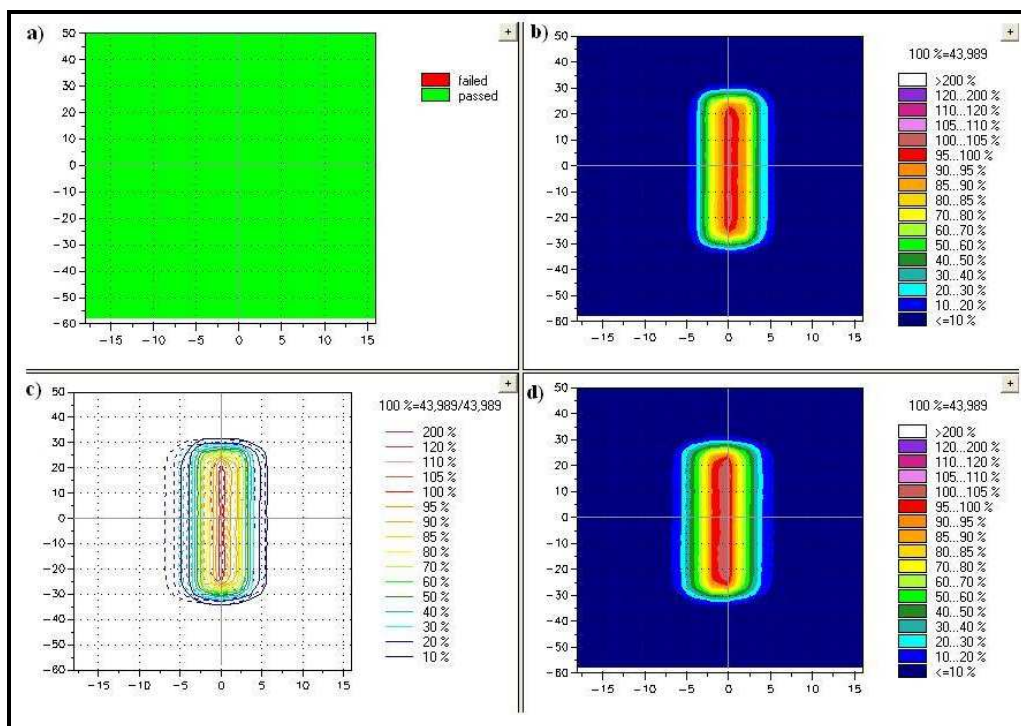


Figura 67: Imagem gerada pelo software de comparação VerisoftTM para o caso teste 2. Nela podemos observar quatro subimagens, Na imagem b) as distribuições de dose obtidas com a câmara de ionização, d) as distribuições de dose obtidas com o Monte Carlo para o caso teste 2 energia 9 MeV, c) a superposição das distribuições de doses e a) análise desta superposição de doses.

Para uma análise de superposição de distribuição de dose em um plano seja considerada aceitável, ou seja, para que elas sejam consideradas distribuições de doses equivalentes, é necessário um índice de aceitação superior a 75%. Na Figura 68 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses medidas pela câmara de ionização e calculadas pelo Monte Carlo de 100%. Portanto, a comparação foi aprovada, mostrando ser possível uma entrega de dose confiável através do método de Monte Carlo obtido neste trabalho.

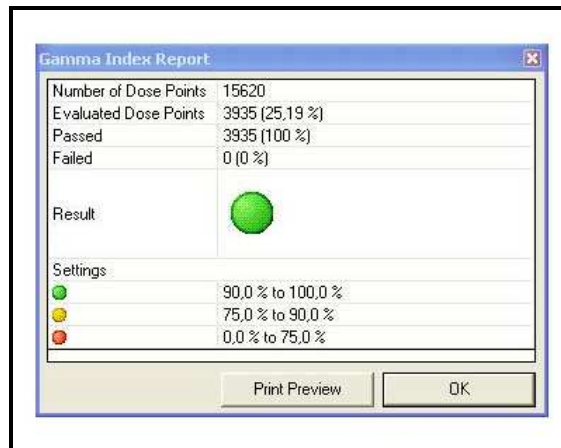


Figura 68: Tela capturada do sistema VerisoftTM mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 67.

O plano de dose absorvida para o caso teste 2 e energia 20 MeV é apresentado na Figura 69.

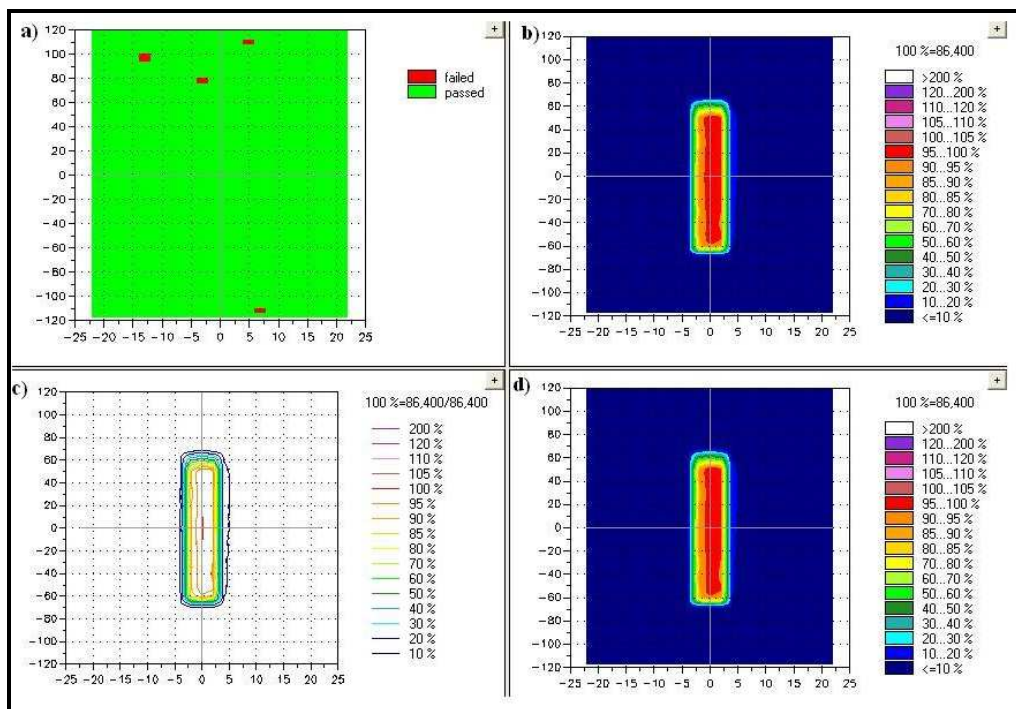


Figura 69: Imagem gerada pelo software de comparação VerisoftTM para o caso teste 2 e energia 20 MeV. Nela podemos observar quatro subimagens, as distribuições de dose obtidas com a câmara de ionização (b), as distribuições de dose obtidas com o Monte Carlo (d) para o caso teste 2 energia 20 MeV, a superposição das distribuições de doses (c) e análise desta superposição de doses (a).

Na Figura 70 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses medidas pela câmara de ionização e calculadas pelo Monte Carlo de 97,82%. Portanto, a comparação foi aprovada, mostrando ser possível uma entrega de dose confiável através do método de Monte Carlo obtido neste trabalho.

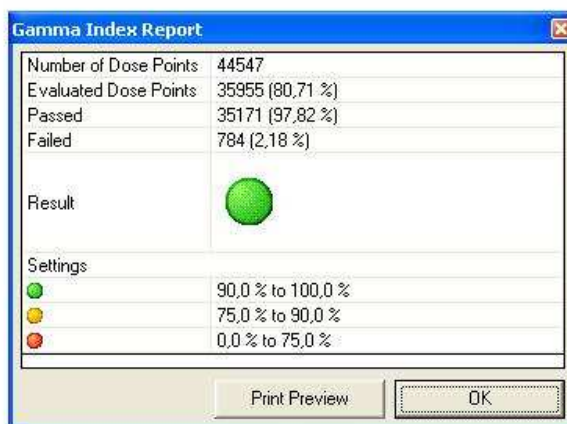


Figura 70: Tela capturada do sistema VerisoftTM mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 69.

A partir da comparação dos dados experimentais obtidos com câmara de ionização com os dados obtidos com o Monte Carlo através do EGSnrc foi possível validar os planos de dose obtidos com a simulação de Monte Carlo. Por esse motivo, nas seções seguintes os dados obtidos com o algoritmo do eMC a partir do sistema de planejamento Eclipse® serão comparados somente com os dados obtidos com a simulação através do método de Monte Carlo. O mesmo princípio de comparação será realizado para os planos de dose obtidos com filmes radiocrômicos.

4.3.2 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação ao sistema de planejamento

A análise de superposição de distribuição de dose entre o sistema de planejamento Eclipse® será realizada com a distribuição de dose calculada pelo Monte

Carlo através do EGSnrc uma vez que o método de cálculo do Monte Carlo foi validado pelo método experimental com câmara de ionização.

Nesta seção foram escolhidos alguns resultados de planos de dose de casos testes obtidos com sistema de planejamento para comparação com Monte Carlo devido ao grande volume de resultados obtidos no trabalho.

O primeiro caso teste a ser comparado foi o caso teste 3 para a energia de 9 MeV apresentado na Figura 71. Na Figura 72 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses calculadas por Monte Carlo e obtidas pelo sistema de planejamento através do algoritmo eMC.

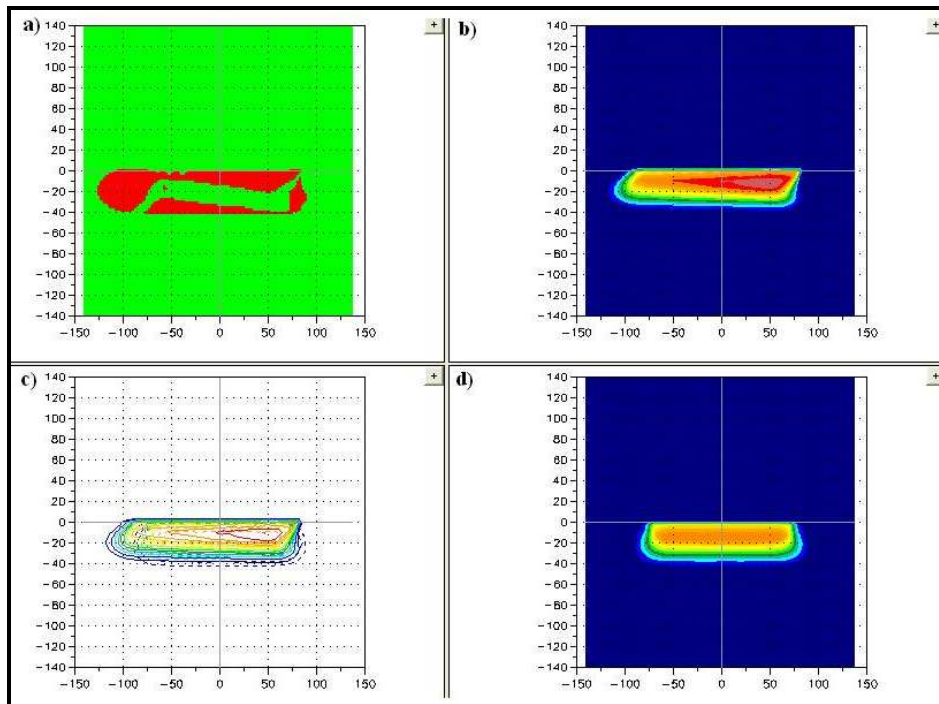


Figura 71: Imagem gerada pelo software de comparação VerisoftTM para o caso teste 3 energia 9 MeV. Nela podemos observar quatro subimagens, as distribuições de dose obtidas com o método de Monte Carlo (b), as distribuições de dose obtidas com o sistema de planejamento pelo algoritmo do para o caso teste 3 energia 9 MeV (d), a superposição das distribuições de doses 9 (c) e análise desta superposição de doses (a).

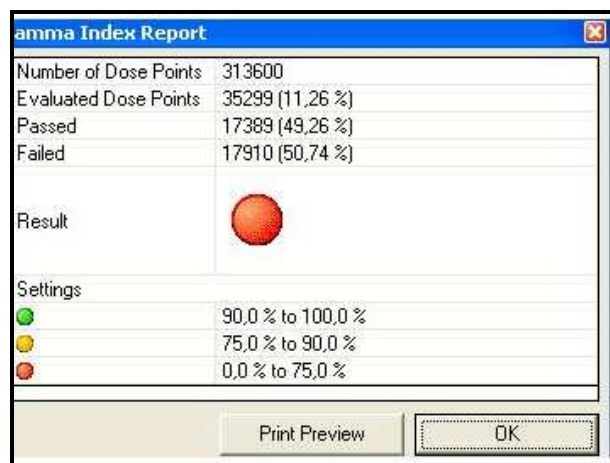


Figura 72: Tela capturada do sistema VerisoftTM mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 71.

Na Figura 72 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses medidas pela câmara de ionização e calculadas pelo Monte Carlo de 49,26%. Portanto, a comparação foi reprovada. Contudo observa-se que a região reprovada está na região de *build-up* e dentro da isodose de 80% o plano está aprovado. Este plano de dose representa um resultado obtido ao longo da profundidade, logo, na profundidade de 2 cm o plano de dose perpendicular ao eixo de irradiação certamente será aprovado. É importante dizer que o cálculo do índice gama é tridimensional, logo podemos afirmar que mesmo que os perfis de campo obtidos ao longo da profundidade não concordem entre si podemos ter um plano de dose aprovado. Para tanto, basta ter algum ponto na vizinhança que aprove o plano, ou seja, que esteja entre os limites de 3% de dose e 3 mm de distância.

O caso teste a ser comparado a seguir é o caso teste 8 para a energia de 20 MeV apresentado na Figura 73. Na Figura 74 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses calculadas por Monte Carlo e obtidas pelo sistema de planejamento através do algoritmo eMC.

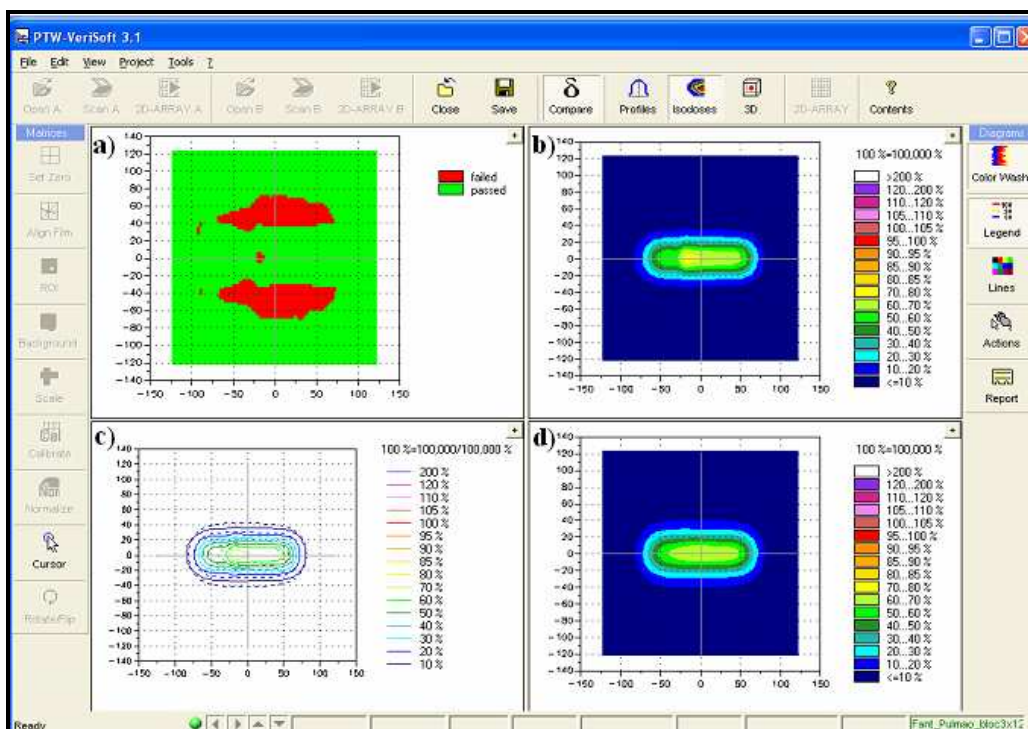


Figura 73: Imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ para o caso teste 8 e energia 20 MeV. Nela podemos observar quatro subimagens, as distribuições de dose obtidas com o método de Monte Carlo (b), as distribuições de dose obtidas com o sistema de planejamento pelo algoritmo do para o caso teste 8 energia 20 MeV (d), a superposição das distribuições de doses (c) e análise desta superposição de doses (a).

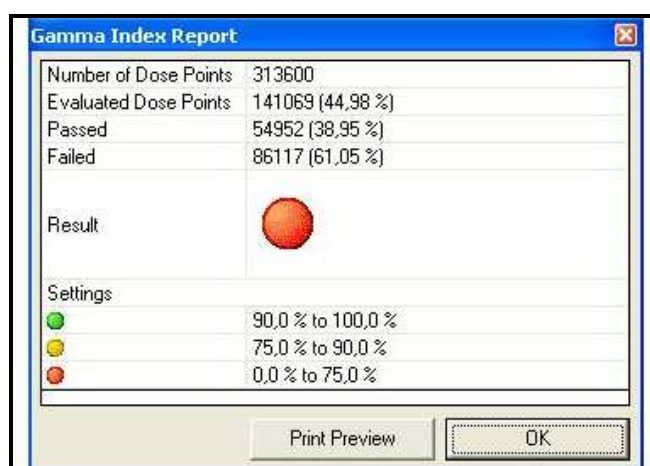


Figura 74: Tela capturada do sistema Verisoft™ mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 69.

Na Figura 74 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses medidas pela câmara de ionização e calculadas pelo Monte Carlo de 38,95%. Portanto, a comparação foi reprovada.

Podemos observar que o algoritmo do eMC contido no sistema de planejamento Eclipse® não calcula a mudança de densidade corretamente entre o material de pulmão e acrílico e foi reprovado. No entanto, dentro do campo de irradiação há uma área verde que indica que neste local o plano foi aprovado. Na Figura 73 observa-se que o algoritmo de cálculo de dose absorvida não prevê as mudanças na penumbra do campo de irradiação, fazendo com que este seja reprovado.

4.3.3 – Comparação do resultado de planos de dose obtido com Monte Carlo em relação ao filme radiocrômico

Para a comparação com filme radiocrômico foi escolhido o campo irregular do caso teste 5 para a energia de 9 MeV.

As Figuras 75 e 76 apresentam para a energia de 9 MeV imagem gerada pelo software de comparação Verisoft™ e índice de comparação gama.

Os resultados obtidos com filme radiocrômico são em arquivos .tiff e os resultados obtidos com Monte Carlo em .txt. A comparação dos resultados foi bastante complexa devido à diferença na resolução e tamanho da matriz, portanto, um caso teste com filme radiocrômico foi avaliado.

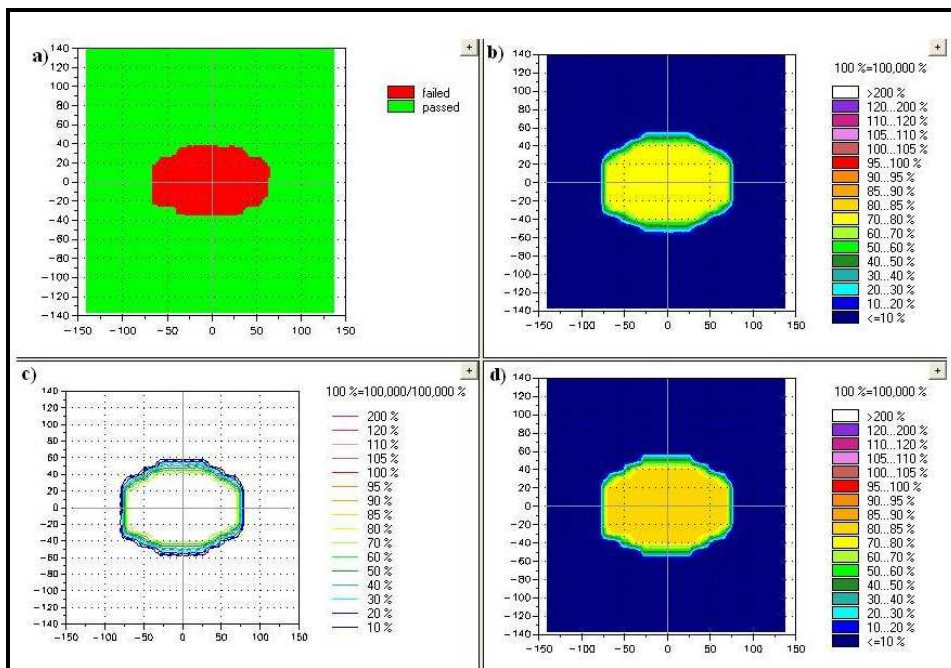


Figura 75: Imagem gerada pelo software de comparação VerisoftTM para o caso teste 5 energia 9 MeV. Nela podemos observar quatro subimagens, as distribuições de dose obtidas com o método de Monte Carlo (b), as distribuições de dose obtidas com o filme radiocrômico para energia de 20 MeV (d), a superposição das distribuições de doses (c) e análise desta superposição de doses (a).

Gamma Index Report	
Number of Dose Points	313600
Evaluated Dose Points	66684 (21,26 %)
Passed	32559 (48,83 %)
Failed	34125 (51,17 %)
Result	
Settings	
	90,0 % to 100,0 %
	75,0 % to 90,0 %
	0,0 % to 75,0 %

Figura 76: Tela capturada do sistema VerisoftTM mostrando a estatística de análise da comparação utilizando o índice gama da superposição de dose mostrada na Figura 75.

Na Figura 76 observa-se um índice de coincidência entre as isodoses medidas com o filme radiocrômico e calculadas pelo Monte Carlo foi de 48,83%. Portanto, a comparação foi reprovada.

Podemos observar que o filme radiocrômico superestima a dose na região central do campo de irradiação demonstrando que o filme radiocrômico não tem uma boa concordância com os resultados de distribuição de dose obtidos com o Monte Carlo através do EGSnrc.

É possível que a incerteza na avaliação deste caso teste seja considerável pela complexidade de comparação dos dados experimentais e teóricos. No entanto, podemos afirmar que para este tipo de comparação o filme radiocrômico não é o melhor dosímetro.

5 – CONCLUSÕES

Apesar dos resultados apresentados neste trabalho serem obtidos para um sistema de planejamento em particular, algumas importantes conclusões podem ser deles obtidas:

O desvio máximo entre as duas curvas de PDP, experimental e simulada, é de 1%, indicando uma boa concordância entre elas e comprovando a qualidade do espectro utilizado nas simulações para todas as profundidades e para as energias de 9 e 20 MeV de um feixe de elétrons. Portanto, a geometria do acelerador *Varian Clinac 2300 C/D* foi validada e utilizada para a simulação dos casos testes.

O sistema desenvolvido para a verificação da qualidade de sistemas de planejamento de tratamento com elétrons mostrou-se eficiente na avaliação do sistema de planejamento Eclipse®, identificando as falhas dos seus algoritmos, principalmente no planejamento das isodoses. O sistema de verificação foi validado em relação ao método de Monte Carlo e aos dados experimentais com câmara de ionização e mostrou as falhas dos algoritmos GPB e eMC do Eclipse®.

A comparação dos dados obtidos por simulação de Monte Carlo, ou por câmara de ionização, com aqueles gerados pelo sistema de planejamento Eclipse®, utilizando os diferentes algoritmos de cálculo de dose, revela que as aproximações usadas nos algoritmos os impedem de calcular corretamente as mudanças de dose que ocorrem no interior ou próximo às heterogeneidades.

As diferenças entre os resultados obtidos pelo algoritmo de cálculo de dose do *pencil beam* generalizado, quando comparados com os dados do Monte Carlo, podem diferir em até 10% para alguns casos testes.

Os resultados obtidos pelo algoritmo de cálculo de dose eMC quando comparados com os dados do Monte Carlo obtido através do código EGSnrc mostrou melhor concordância em alguns casos testes que o algoritmo do *pencil beam* generalizado. Deve-se destacar que em casos testes com heterogeneidades de pulmão e osso, as aproximações usadas no algoritmo do eMC presente no Eclipse® o impede de calcular as mudanças de dose que ocorrem no interior ou próximo às essas heterogeneidades. Nesses casos testes este algoritmo de cálculo de dose subestima a dose nas regiões de baixa densidade e não leva em consideração as mudanças de dose nas interfaces.

As comparações dos planos de dose obtidos com os diferentes resultados, Monte Carlo, sistema de planejamento e dados experimentais, através do *software* Verisoft™ é bastante complexa tendo em vista o formato dos resultados adquiridos em diferentes métodos. Isso se deve ao fato das matrizes de dose serem adquiridas com diferentes resolução e tamanho.

Adicionalmente, ficou claro que o filme radiocrômico não é o melhor dosímetro para comparações de isodose, pelo menos com o procedimento experimental utilizado no trabalho. É possível que as comparações com filme radiocrômico tenham uma incerteza considerável devido à complexidade da comparação com os resultados obtidos com o Monte Carlo através do EGSnrc.

A melhor solução é a realização do planejamento de tratamento utilizando o método de Monte Carlo real. Contudo sua implementação na prática clínica, não é viável, já que é necessário um grande tempo computacional para o cálculo da dose absorvida.

5.1 – PERSPECTIVAS

Uma continuação natural deste trabalho seria avaliar as influências dos seguintes aspectos no cálculo da dose absorvida para tratamentos radioterapêuticos com feixes de elétrons com energia de 9 e 20 MeV:

- Considerar outros algoritmos de cálculo de dose utilizados em outros sistemas de planejamento comerciais.
- Utilização de um simulador antropomórfico que considerasse todas as heterogeneidades presentes no corpo humano.
- Procurar desenvolver métodos de operação com o filme radiocrômico visando melhorar o seu desempenho.
- Melhorar a comparação das isodoses do sistema de planejamento com o Monte Carlo.

6 – REFERÊNCIAS

- [1] Technical Report Series N°398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2000.
- [2] AAPM (American Association of Physics in Medicine), Report 85, *Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams*, Medical Physics Publishing, USA, 2004.
- [3] DYK, J.V., BARNET, R.B., CYGLER, J.E., SHRAGGE, P.C., 1993, “Commissioning and quality assurance of treatment planning computers”, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol.26, 261-273.
- [4] IAEA, *Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 1998.
- [5] Safety Report Series N°17, *Lessons Learned from Accidental Exposures in radiotherapy*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2000.
- [6] IAEA, *Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2001.
- [7] SHIU, A.S., TUNG, S., HOGSTROM, K.R., 1992, “Verification data for electron beam dose algorithms”, *Medical Physics*, Vol 19 623-636.
- [8] AAPM (American Association of Physics in Medicine), Radiation Therapy Committee Task Group 53, *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*, Medical Physics Publishing, USA, 1998.

- [9] SAMUELSSON, A., HYÖDYNMAA, S., JOHANSSON, K. A., 1998, “Dose accuracy check of the 3D electron beam algorithm in a treatment planning system” *Physics Medicine and Biology*, Vol.43 1529-1544.
- [10] DING, G.X., CYGLER, J.E., ZHANG, G.G., YU, M. K., 1998, “Evaluation of a commercial three-dimensional electron beam treatment planning system”, *Medical Physics*, Vol. 16, 2571-2580
- [11] GLEEG, M., 2003, “Electron dose calculations: a comparison of two commercial treatment planning computers”, *Medical Dosimetry*, Vol. 28, 99-105.
- [12] CYGLER, J.E., DASKALOV, G. M., CHAN, G.H., 2003, “ Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning”, *Medical Physics*, Vol. 31, 142-153.
- [13] POPLE, R. A., WEINBERG, R., ANTOLAK, J.A., JOON, S., PAWK, P. N., DUAN, J., SHEN, S., BREZOVICH, I. A., 2006, “ Comprehensive evaluation of a commercial macro Monte Carlo electron dose calculation implementation using a standard verification data set”, *Medical Physics*, Vol. 33, 1540-1551.
- [14] AAPM (American Association of Physics in Medicine), Report 105, *Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning*, Medical Physics Publishing, USA, 2007.
- [15] Technical Report Series N°430, *Commissioning and quality assurance of computadorized planning systems for radiation treatment of cancer*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2004
- [16] Informações obtidas do *site*: www.inca.gov.br, na data de 19 de setembro de 2007.
- [17] STRANDQVIST, M., 1944, “Studien über die kumulative Wirkung der Roentgenstrahlen bei Fraktionierung”, *Acta Radiologica*, Suppl. 55.

- [18] STRATHERN, P., *Curie e a radioatividade em 90 minutos*, Jorge Zahar Editor, Brasil, 1998.
- [19] SALVAJOLI, J. V., SOUHAMI, L., FARIA, S.L., *Radioterapia em Oncologia*, Medsi, Brasil, 1999.
- [20] SCAFF, L. A. M., *Física da Radioterapia*, Sarvier, São Paulo, Brasil, 1997.
- [21] PODGOSARK, E. B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Educational Report Series, IAEA, Viena, Austria, 2004.
- [22] DE ARAÚJO, A. M. C. *et al.*, *O elétron na Radioterapia: curso a distancia*, Fundação Oswaldo cruz, Escola Nacional de Saúde Pública Sergio Arouca. Programa de Educação a Distancia, Rio de Janeiro, INCA, 2005.
- [23] KHAN, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*, 3th Ed., Philadelphia, USA, Lippincot Williams e Wilkins, 2003.
- [24] KLEVENHAGEN, S.C., *Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams*, Londres, Inglaterra, Medical Physics Publishing, 1993.
- [25] Technical Report Series N°398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA, 2000.
- [26] International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Report 61217: Radiotherapy Equipment, Movement and Scales, Genebra, Suíça, 1997.
- [27] ATTIX, F. H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Jonh Wiley & Sons, Inc., USA, 1986.

- [28] AAPM (American Association of Physics in Medicine), Report 63, *Radiochromic Film Dosimetry*, Medical Physics Publishing, USA, 1998.
- [29] KAWRAKOW, I., ROGERS, D. W. O., *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, Technical Report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2000.
- [30] KAWRAKOW, I., ROGERS, D. W. O., WALTERS, B., *BEAMnrc Users Manual*, Technical Report PIRS-509, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2004.
- [31] BERGER, M.J., 1963, “Monte Carlo Calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles”, in Academic Press, *Methods in Computational Physics*, pp 135-215, New York.
- [32] KAWRAKOW, I., BIELAJEW, F., 1998, “On the condensed history technique for electron transport”, *Nuclear instruments and Methods*, 143B-253.
- [33] KAWRAKOW, I., ROGERS, B. R. B., HING, M. E., *EGSnrcMP: The Multi-Platform Environment for EGSnrc*, Technical Report PIRS-877, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2003.
- [34] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Report 37, *Stopping Powers for Electrons and Positrons*, ICRU Publications, Washington DC, 1984.
- [35] SEGO, Z., 2006, *Multiple-source models for the beams from an Elekta SL25 clinical accelerator*, Master Dissertation, University of Carleton, Ottawa, Canada.
- [36] MA, C.M., ROGERS, D. W. O., *BEAMDP as a General-Purpose Utility*, Technical Report, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2006.

- [37] KAWRAKOW, I., ROGERS, D. W. O., WALTERS, B., *DOSXYZnrc Users Manual*, Technical Report PIRS-794, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2005.
- [38] LILICRAP, S.C., WILSON, P., BOAG, J., 1975, "Dose distributions in high energy electrons beams: production of broad beam distributions from narrow beam data", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 20, 30-38.
- [39] KAWACHI, K., 1975, "Calculation of electron dose distribution for radiotherapy treatment planning", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 20, 571-577.
- [40] STEBEN, J.D., AYYANGAR, K., SUNTHRALINGAM, N., 1979, "Betatron electron beam characterization for dosimetry calculations", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 24, 299-309.
- [41] MANDOUR, M. A., NÜSLIN, F., HARDER, D., 1983, "Characteristic functions of point monodirectional electron beams", *Acta Radiologica Supplements* 364, 43-48.
- [42] HOGSTROM, K.R., ALMOND, P.R., 2006, "Review of electron beam therapy physics", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 51, R455,R489.
- [43] EYGES, L., 1948, "Multiple scattering with energy loss", *Physics Review*, Vol. 74, 1534-1535.
- [44] HOGSTROM, K. R., MILLS, M.D., ALMOND, P.R., 1981, "Electron beam dose calculations", *Physics Medicine and Biology*, Vol. 26, 445-4459.
- [45] LAX, I., BRAHME, A., ANDREO, P., 1983, "Electron dose planning using gaussian beams. improved dose profiles", *Acta Radiologica*, Suplemento 364, 49-59.

- [46] HYÖDYNMAA, S., LAX, I., ISRAELSSON, A., 1987, “ Array processor application of the generalized Gaussian pencil beam algorithm for electron dose computation”, *Proceedings of the 9th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*, 79-81.
- [47] NEUNSWANDER, H., MACKIE, T.R., RECKWERDT, P.J., 1995, “ MMC – a high performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning”, *Physics Medicine and Biology*, Vol. 40, 543-574.
- [48] KAWRAKOW, I., FIPPEL, M., FRIEDRICH, K., 1996, “3D electron dose calculation using voxel based Monte Carlo algorithm (VMC)”, *Medical Physics*, Vol. 23, 445-457.
- [49] MACKIE, T. R., BATTISTA, J.J., 1984, “A macroscopic Monte Carlo method for electron beam dose calculations: a proposal”, *Proceedings 8th Conference of Computers in Radiation Therapy*, Toronto, 123-127.
- [50] NEUENSCHWANDER, H., BORN, E.J., 1991, “A MACRO MONTE Carlo method for electron beam dose calculations”, *Physics Medicine and Biology*, Vol.37, 107-125.
- [51] Planning Reference guide for Eclipse Algorithms, 1st Ed., Varian Associates Inc., Oncology Systems, USA, 2006.
- [52] STEVENS, M.A., TURNER, J.R., HUGTENBURG, R.P., BUTLERT, P. H., 1996, “High resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner”. *Physics Medicine and Biology*, Vol. 41, 2357-2365.
- [53] LOW, D.A. *et al.*, 2002, “Toward automated quality assurance for intensity-modulated radiation therapy”. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol. 53, 443-452.

[54] BAZIOLGOU, M., KALEF-EZRA, J., 2001, “Dosimetry with radiochromic films: a document scanner technique, neutron response, applications”. *Applied Radiation and Isotopes*, Vol. 55, 339-345.

[55] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Report 44, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, ICRU Publications, Washington DC, 1989.

[56] FORTES, S. S., *Algoritmo para o Cálculo de Feixes Clínicos de Elétrons eMC: Comissionamento e Avaliação*, Trabalho de Conclusão de Curso, Instituto Nacional do Câncer, 2009.

[57] User Manual VerisoftTM, PTW Freiburg, Germany, 2006.