

SIMULAÇÃO MONTE CARLO DA DOSIMETRIA CLÍNICA EM RADIOTERAPIA
USANDO ACELERADORES LINEARES

Luiz Flávio Kalil Telles

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Profa. Regina Cély Rodrigues Barroso, D.Sc.

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, D.Sc.

Prof. Luis Fernando de Oliveira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2008

TELLES, LUIZ FLÁVIO KALIL

Simulação Monte Carlo da dosimetria
clínica em radioterapia usando Aceleradores
Lineares [Rio de Janeiro] 2008

XI, 167 p. 29,7cm (COPPE /UFRJ, D. Sc.,
Engenharia Nuclear, 2008)

Tese – Universidade Federal do Rio de
Janeiro COPPE

1. Radioterapia
2. Heterogeneidades
3. Monte Carlo
4. Dosimetria Física

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Delson Bras pela orientação.

Aos doutores Ademir Xavier da Silva, pela ajuda com o código MCNP5 e Helen Jamil Khoury que forneceu os TLD e o fantoma antropomórfico para a dosimetria.

Ao Fábio e ao Wesley, funcionários da Varian Medical System que ajudaram fornecendo informações e imagens dos aceleradores lineares.

A Liga Norte Riograndense Contra o Câncer que forneceu toda a estrutura para a concretização deste trabalho.

A equipe de radioterapia da Liga Norte Riograndense, em especial ao Jaime que me emprestou o densitômetro.

A minha esposa Horácia que me ajudou nas dosimetrias nos finais de semana, confeccionando os envelopes para a dosimetria com filme. Na verdade se esta dosimetria obteve sucesso ela é a principal responsável. Ela me ajudou também com incentivo nos momentos difíceis.

A minha família pelo apoio

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

SIMULAÇÃO MONTE CARLO DA DOSIMETRIA CLÍNICA EM RADIOTERAPIA USANDO ACELERADORES LINEARES

Luiz Flávio Kalil Telles

Abril/2008

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

O método Monte Carlo (MC) vem sendo utilizado para cálculos de planejamentos em radioterapia, porque ele utiliza detalhada informação das partículas que emergem do cabeçote do acelerador linear, permitindo assim um cálculo de dose dentro do paciente mais preciso quando comparado com os softwares de planejamentos 3D comerciais (TPS). Esta tese apresenta uma metodologia para utilização do MCNP5 no planejamento de tratamento de radioterapia no eixo central do feixe. O método foi comparado com o TPS na simulação de três casos clínicos, tratamento de lesões pequenas e solitárias de pulmão, tumor de esôfago e do tratamento de parede torácica após mastectomia (tumor de mama). As medidas dentro do simulador foram realizadas com filme. Estas medidas mostraram que existe ganho na simulação com MC nos casos de campos pequenos que atravessam heterogeneidades com baixa densidade (pulmão) e que são utilizados feixe de fótons de alta energia (15 MV). Existe ganho também na utilização do MCNP5 na simulação com feixe de elétrons no caso da irradiação de parede torácica, principalmente na obtenção do valor de dose mais preciso dentro do pulmão. Concluiu-se também, que não há ganho na utilização do MCNP5 no planejamento de esôfago..

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

MONTE CARLO SIMULATION OF CLINICAL DOSIMETRY IN RADIOTERAPIA
USING LINEAR ACCELERATORS

Luiz Flávio Kalil Telles

April/2008

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The radiotherapy is the cancer treatment by means of the ionizing radiation. Its objective is to liberate maximum dose in the tumor, irradiated the minimum of normal tissue. The simulation of the treatment is done by Treatment Planning software (TPS) in three dimensions which is responsible also for calculating the dose in the patient. This calculation is complex, because the patient presents tissue inhomogeneities and irregular form. In the present work it is described a new methodology that uses Monte Carlo method for to be used in the planning and verification of TPS. A tissue inhomogeneities simulator with simple geometry was made. Three cases have been simulated in this phantom: irradiation of lung and esophagus cancer; chest wall irradiation after mastectomy; the posterior neck irradiation was simulated in anthropomorphic phantom. The dose distributions results calculated by MCNP5, TPS were compared with the measurement done with film, TLD and ionization chamber in the simulator, for the three cases presented. In all the cases, the methodology developed in MCNP5 was better that the TPS

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 FÓTONS.....	1
1.2 PLANEJAMENTO PARA TRATAMENTO DE PULMÃO	3
1.3 ELÉTRONS.....	3
1.4 UTILIZAÇÃO CLÍNICA DO MC.....	4
1.5 OBJETIVO.....	5
1.6 RELEVÂNCIA.....	5

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 CONCEITOS BÁSICOS EM RADIOTERAPIA.....	7
2.2 PRODUÇÃO DE RAIOS X DE ALTA ENERGIA – MÁQUINA DE TELETERAPIA	11
2.3 DOSIMETRIA FÍSICA	16
2.3.1 MEDIDA DE DOSE ABSOLUTA.....	16
2.3.2 MEDIDA DE DOSE RELATIVA	23
2.3.3 DOSIMETRIA COM FILME	30
2.4 DOSIMETRIA CLÍNICA.....	34
2.4.1 ALGORITMOS DE CÁLCULO.....	38
2.4.2 CADPLAN.....	44
2.5 TERAPIA COM FEIXE DE ELÉTRONS.....	48
2.6 EXEMPLOS DE DOSIMETRIA CLÍNICA UTILIZANDO SISTEMA DE PLANEJAMENTO 3D - CADPLAN.....	58
2.6.1 PLANEJAMENTO DE ESÔFAGO.....	58

2.6.2 IRRADIAÇÃO DE PAREDE TORÁCICA APÓS MASTECTOMIA – CÂNCER DE MAMA	63
2.7 RADIOTERAPIA PARA TUMORES SOLITÁRIOS DE PULMÃO UTILIZANDO ESTEREOTAXIA	64
2.8 RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEM.....	67
2.8.1 INFLUÊNCIA DA RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEM NO TRATAMENTO DE TUMORES DE PULMÃO	68
2.8 O CÓDIGO MCNP – MÉTODO MONTE CARLO.....	69
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA	
3.1 METODOLOGIA I – OBTENÇÃO DOS ESPECTROS APÓS O FF.....	80
3.2.1 METODOLOGIA II - FONTE DE FÓTONS SIMULADA POR PARTES (FONTE FOCAL).....	87
3.2.2 FONTE EXTRA-FOCAL	93
3.2.3 METODOLOGIA PARA UTILIZAÇÃO DO MCNP5 PARA PLANEJAMENTO EM RADIOTERAPIA.....	95
3.3 METODOLOGIA III – ELÉTRONS.....	97
3.4 METODOLOGIA IV - VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL	100
3.5 METODOLOGIA V – CASOS CLÍNICOS	103
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS	
4.1 SIMULACAO DOS ESPECTROS DE RAIOS X DO CLINAC 2100 UTILIZANDO MCNP5	112
4.2 VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA UTILIZADA PARA SIMULAÇÃO DE FEIXES DE FÓTONS	117
4.2.1 FEIXE DE 6 MV	117
4.2.2 FEIXE DE 15 MV	122

4.3 VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA UTILIZADA PARA SIMULAÇÃO DE FEIXE DE ELÉTRONS	128
4.4 VALIDAÇÃO DAS MEDIDAS COM FILME	138
4.5 COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DO PLANEJAMENTO DO CADPLAN E MEDIDA PARA LESÃO DE PULMÃO PEQUENA E ISOLADA	143
4.6 COMPARAÇÃO ENTRE O RESULTADO DA SIMULAÇÃO COM MCNP5 E MEDIDA	146
4.7 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO DE ESÔFAGO ...	151
4.7.1 RESULTADO DA MEDIDA DE DOSE ABSOLUTA COM CÂMARA CALIBRADA NO SIMULADOR DE TÓRAX	153
4.8 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO DE PAREDE TORÁCICA	154
4.9 RESUMO DOS RESULTADOS	157

CAPITULO 5 - DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

5.1 VALIDAÇÃO DOS ESPECTROS	160
5.2 METODOLOGIA VALIDADA	160
5.3 CONCLUSÕES FINAIS	161
5.4 SUGESTÕES.....	161

LISTA DE SÍMBOLOS

DICOM – Protocolo de comunicação para transferência de imagens

CP – colimador primário

CTV – *Clinical Tumor Volume* – Margem clínica. Região de doença não visível na imagem

DO – Densidade ótica

EGS – Código Monte Carlo

ETAR – Relação tecido máximo equivalente

Fator off-axis – Fator de correção para a dose fora do raio central

FF - *flattening filter* – Filtro aplanador de feixe

GEANT – Código Monte Carlo

GTV – *Gross Tumor Volume*- Volume de doença que é identificado visualmente na imagem utilizada no planejamento.

HDV – Histograma Dose Volume

IAEA - *International Atomic Energy Agency*- Agência Internacional de Energia Atômica

ITV - *Internal Target volume* – volume que engloba o CTV+IM

IM – *Internal Margin* – Margem que leva em conta a movimentação do CTV

INP – Arquivo de entrada do MCNP

LNRCC – Liga Norte Riograndense Contra o Câncer

MC – Monte Carlo

MCNP – *Monte Carlo N-Particle*- Código Monte Carlo

MFR – Modelo de Feixe Regular

MLC – *Multileaf collimators* – Colimadores multifolhas

MP – Modelo do paciente

$N_{D,w}$ – fator de calibração para a câmara de ionização na água

NTCP – *Normal Tissue Complication Probability* – Probabilidade de complicação em tecido normal

Output – Fator rendimento do acelerador linear

PC – *Personal Computer* – computador pessoal

PDP – Percentagem de dose profunda

PI – Percentagem de ionização

P_{pol} – Fator de correção para troca de polarização em uma câmara de ionização

PTV - *Planning Target Volume* - volume que engloba o ITV + SM

R_p – Alcance prático – profundidade máxima que os electrons penetram

RTAR – Razão entre as relações tecido máximo

RTC- 3D – radioterapia conformacional 3D

S – Poder de frenamento de colisão mássico

SAD – *source axis distance* – Distância fonte eixo (isocentro) – pode servir também para especificar uma técnica isocêntrica

S_c – Fator espalhamento do colimador

SM - *Setup Margin* – Margem que leva em consideração a movimentação do paciente no posicionamento

S_p – Fator espalhamento do fantoma

SSD – *Source surface distance*- Distância da fonte até a superfície – Pode servir também para especificar que a técnica utilizada é fonte pele constante

TC – Tomografia Computadorizada

TCP – *Tumor Control Probability* – Probabilidade de controle tumoral

TLD – Detetores Termoluminescentes

TMR – *Tissue-maximum ratio* – Relação tecido máximo

TPR – *Tissue-Phantom ratio* – Relação tecido fantoma

TPS – *Treatment Panning Software*- Software de planejamento 3D

UM – Unidades monitoras

VMS – *Varian Medical System* – Fabricante de equipamentos para radioterapia.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O método Monte Carlo (MC) vem sendo utilizado para cálculos de planejamentos em radioterapia, porque ele utiliza detalhada informação das partículas que emergem do cabeçote do acelerador linear, permitindo assim um cálculo de dose dentro do paciente mais preciso quando comparado com os softwares de planejamentos 3D comerciais (TPS) (MA *et al* 1999, 2000 e 2002; LAUB *et al*, 2003). As simulações MC para aplicações em dosimetria clínica se dividem em duas partes. Na primeira parte faz-se a simulação dos componentes do cabeçote do acelerador, sendo que suas formas e composições são obtidas junto ao fabricante do acelerador linear (ROGERS *et al*, 2000, 1994; CHETTY *et al*, 1999; MOHAN *et al*, 1999, 1995, 1985; BAHERI *et al* 2001; MALATARAS *et al* 1997; LOVELOCK *et al* 1995; CHANEY *et al* 1994; FIXE *et al* 2000; WITTENAU *et al* 1999). Na segunda parte faz-se a simulação do cálculo da distribuição de dose no paciente, isto é, faz-se a simulação clínica (MA *et al* 1999, 2000 e 2002).

1.1 Fótons

Na primeira parte, o resultado obtido é o espectro de energia, a distribuição angular e espacial das partículas. Os autores que simularam esta parte inicial partiram da informação detalhada dos componentes da cabeça do acelerador linear. O alvo normalmente é composto por dois materiais: o primeiro de alta densidade, (tungstênio, por exemplo), e o segundo é composto de um material com alta condutividade térmica (cobre; WILLIAMS *et al*, 2002). A geometria utilizada normalmente para sua modelagem computacional é cilíndrica. No trabalho apresentado por ROGERS *et al* (2000), o alvo tinha 2,5 cm de espessura e era composto por alumínio. O colimador primário (CP) faz a blindagem do cabeçote do acelerador, para que não haja fuga de radiação, normalmente ele é composto por urânio, tungstênio ou chumbo (KHAN 1994). Não foi encontrada na literatura informação sobre o material e a geometria do filtro aplanador de feixe (FF), por se tratar de

segredo de fabricação. Somente ROGERS *et al.* (2000) informaram que o FF utilizado no trabalho deles era composto de Al e tinha forma cônica. ROGERS *et al.* (1994) apresentaram um FF construído com a superposição de camadas cônicas coaxiais, para simular o cabeçote de aceleradores de vários fabricantes. MOHAN *et al.* (1995) mencionam que estes três componentes, alvo, FF e CP são os componentes que mais influenciam na composição da fluência de fótons no isocentro. Outros componentes tais como espelho que reflete a luz de campo, câmara de ionização e colimador secundário contribuem menos para a fluência de fótons no isocentro.

A validação da simulação da primeira parte é realizada através da comparação de resultados experimentais da dosimetria física dos aceleradores lineares com os resultados calculados pelo MC (ROGERS *et al.*, 2000, 1994; CHETTY *et al.*, 1999; MOHAN *et al.*, 1999, 1995, 1985; BAGHERI *et al.* 2001). MOHAN *et al.* (1985) validaram seus espectros comparando a relação tecido-máximo (TMR – KHAN 1994) simulada, com a TMR medida. MOHAN *et al.* (1995) mencionam que ajustaram à energia dos elétrons que colidem com o alvo utilizando a comparação do perfil de campo medido e simulado. MA *et al.* (1999) utilizaram o $TPR_{20/10}$ (relação que define a qualidade de um feixe de megavoltagem; TRS - 398) para ajustar a energia dos elétrons responsáveis pelo *bremsstrahlung* no alvo.

As partículas provenientes da simulação do feixe produzido no cabeçote são armazenadas em um plano chamado espaço-fase (CHETTY *et al.*, 1999; MA *et al.* 1999; MOHAN *et al.* 1999, ROGERS *et al.* 2002; BAGHERI *et al.*,2001). MA *et al.* (1999) criaram o modelo chamado modelo de múltiplas fontes, sendo que as partículas vindo de diferentes partes do cabeçote do acelerador são tratadas como uma sub-fonte. Este modelo é baseado no bom entendimento do espaço-fase. Sua utilização clínica é mais fácil uma vez que sua eficiência computacional é maior quando comparado com a utilização direta do espaço-fase. Este código simula elétrons e fótons utilizando EGS4 e eles o chamaram de DOSXYZ. Houve uma atualização do código (MA *et al.* 2002, 2000) para que fosse possível utilizar os modificadores de feixe (filtros e bólus comumente utilizados no planejamento radioterápico; KHAN 1994). Outras atualizações também foram realizadas tais como método de múltiplas fontes mais flexível e sendo ajustado de acordo com a

dosimetria física do acelerador linear, novas técnicas de redução de variância e a possibilidade de calcular Histograma Dose Volume (HDV; DIK 1999; Khan 1994 e 1998).

A precisão de uma simulação MC é limitada pelo erro estatístico devido ao reduzido número de partículas simuladas. A mais simples abordagem para resolver este problema é aumentar o número de histórias. Apesar de todo o avanço da parte de hardware dos computadores pessoais, o MC ainda não pode cumprir os requisitos impostos pela prática clínica e o aumento da velocidade de seus cálculos tem sido objeto de estudo (SEMPAU *et al* 2000; WENG *et al* 2003).

1.2 Planejamento para tratamento de pulmão

Novas técnicas de radioterapia e o avanço no diagnóstico por imagem têm permitido o tratamento de tumores com dimensões pequenas e isolados no pulmão (TAKAYAMA *et al* 2005). O TPS convencional não transporta o elétron secundário de maneira precisa (PAPANIKOLAOU *et al* 2004). Uma considerável quantidade de elétrons secundários é responsável pela perda de equilíbrio eletrônico para feixes estreitos de fótons de alta energia principalmente quando o feixe passa através de meios com baixa densidade (PAELINCK *et al* 2005; DICK 1999). A utilização de TPS que possuem algoritmos no qual o elétron, ejetado da interação do fóton com o meio, não é transportado adequadamente para planejamentos de tumores de pulmão pequenos e isolados pode trazer erros no cálculo da dose. PAELINCK *et al* (2005) realizaram comparações entre o código MC e dois TPS chamados Helax-TMS e Pinnacle utilizando fantoma de do poliestireno que continha uma cavidade no centro com material que simula pulmão. Os dois TPS têm algoritmos baseados em convolução superposição (MACKIE *et al*, 1985, 1988; AHNESJO *et al*, 1989). A dose dentro do simulador de pulmão, para campo estreito ($1 \times 10 \text{ cm}^2$), calculada pelo Helax-TMS é em média 5,6% menor que o simulado pelo MC, entretanto a dose calculada pelo Pinnacle é 2% menor que a simulação MC. A dose após a heterogeneidade calculada pelo Helax-TMS é 1,5% menor que a simulação MC enquanto com o Pinnacle é 3,6% maior.

1.3 Elétrons

A simulação MC do cabeçote do acelerador linear no caso de feixes de elétrons é semelhante à simulação realizada para o caso de fótons. As diferenças ficam por conta da presença da folha espalhadora de elétrons no lugar do FF, não há alvo e há a presença, no final do cabeçote, do cone aplicador de elétrons (BAGHERI *et al*, 2002; MA *et al*, 1996; DYK 1999; KHAN 1998, 1994).

YORIYAZ *et al* (2005) utilizaram uma fonte de elétrons com funções polinomiais para o espectro na superfície do fantoma. Ele ajustou o coeficiente destes polinômios até obter a correta distribuição de PDP. MA *et al*. (1999) utilizaram o modelo de múltiplas fontes para comparar o planejamento realizado pelo TPS sistema FOCUS utilizando os dados do paciente (tomografia) com simulação MC. Significativas discrepâncias foram encontradas entre o planejamento com MC e o planejamento com TPS em regiões próximas a cavidades de ar ou osso e em casos de incidência oblíqua. As diferenças foram maiores que 5% na profundidade de dose máxima e deslocamento das linhas de isodose em um valor maior que 5 mm. Segundo os autores deste trabalho, realizar dosimetria clínica utilizando MC é mais aplicável no caso de feixes de elétrons do que para feixes de fótons. Os códigos MC são mais ágeis quando executados para feixes de elétrons do que para feixes de fótons.

1.4 Utilização Clínica do MC

O uso da técnica Monte Carlo na rotina clínica acontecerá em breve se os fabricantes de TPS visualizarem a necessidade desenvolverem ativamente este sistema. ROGERS *et al* (2000) levantam algumas questões sobre a utilização clínica do MC:

- 1) A simulação é rápida o suficiente?
- 2) Qual nível de precisão é clinicamente relevante e sobre quais circunstâncias clínicas?
- 3) Como deve ser a prescrição de dose para o caso de planejamento com MC?
- 4) Como serão calculadas as unidades monitoras (UM) para um planejamento realizado com MC?

1.5 Objetivo

O objetivo desta pesquisa é desenvolver uma metodologia para o uso de uma simulação MC no planejamento no eixo central do feixe de casos clínicos utilizados em radioterapia e comparar com o planejamento realizado com TPS, avaliando as questões levantadas no item 1.4, sendo que será mostrado um método para calcular as UM utilizando o MCNP5.

Neste estudo foi desenvolvida uma metodologia para simular feixes de fótons e elétrons utilizando método Monte Carlo (MC), com intuito de que se tornem ferramentas para planejamento em situações em que há presença de heterogeneidades. O código MC utilizado foi o MCNP5 (BRIESMEISTER et al 1986). Fantomas com heterogeneidades foram utilizados para realizar medidas na interface e dentro das heterogeneidades, permitindo assim comparar as simulações realizadas pelo TPS, o MC e as medidas. As medidas foram realizadas com câmara de ionização e filme. Chamamos de interface a fronteira entre dois meios com densidades diferentes. Neste trabalho somente o TPS CADPLAN será avaliado. Foram simuladas três situações clínicas que envolvem cálculos com heterogeneidades. Irradiação do esôfago, irradiação de tumor de pulmão com pequenas dimensões, parede torácica após mastectomia

1.6 Relevância

De acordo com *International Atomic Energy Agency* (IAEA), para uma radioterapia de qualidade, o resultado do cálculo do TPS deve ter um erro máximo de $\pm 3\%$ quando comparado com a dose medida. No item 1.2 foram citados exemplos da bibliografia em que comparações entre resultados de planejamento com TPS e simulações MC foram maiores que o preconizado pela IAEA.

Os avanços no diagnóstico por imagem estão permitindo cada vez mais que lesões de pulmão sejam detectadas precocemente, somado aos novos desenvolvimentos na radioterapia tais como a utilização de coordenadas estereotáxicas (TAKAYAMA *et al* 2005), Radioterapia Guiada por Imagem (DIK 1999), estão possibilitando a diminuição dos campos de tratamento utilizados no tratamento de tumores de pulmão. O TG 85 menciona

que os avanços na radioterapia permitem que volumes sejam irradiados com precisão de milímetros.

Se a lesão no pulmão for pequena o campo de irradiação também será pequeno e deste modo haverá necessidade de se realizar o planejamento com o cálculo de dose em regiões que há falta de equilíbrio eletrônico com incerteza menor que $\pm 3\%$. Atingir este objetivo por si só justificaria esta tese.

MA *et al.* (1999) mostraram que os algoritmos de cálculo dos TPS para feixe de elétrons são falhos quando o cálculo é realizado na presença de heterogeneidades. Desenvolver uma metodologia que prediz a dose com erro menor que $\pm 3\%$ no pulmão e no coração nos planejamentos de parede torácica após mastectomia, também justifica este trabalho.

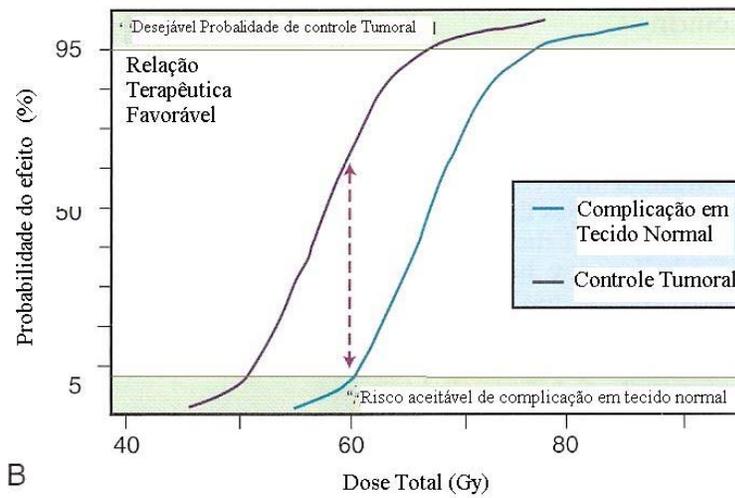
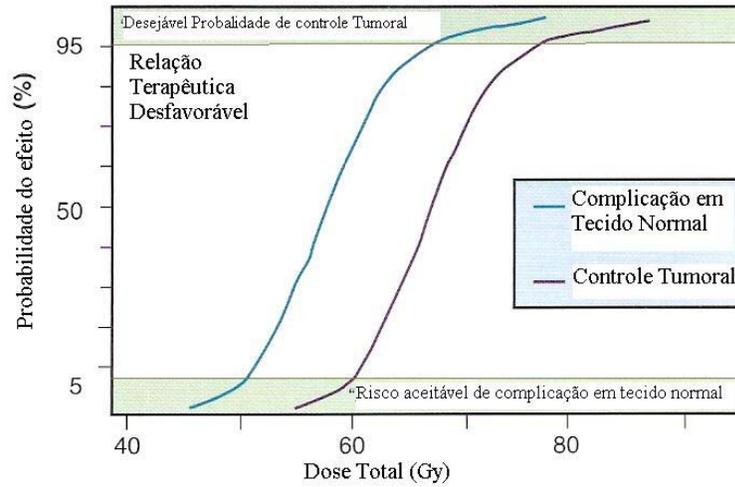
CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 CONCEITOS BÁSICOS EM RADIOTERAPIA

A radioterapia é o tratamento de câncer através do uso de radiação ionizante. Esta radiação ao penetrar na matéria viva, pode causar dano no DNA das células (KHAN 1998, GUNDERSON 2007) sendo que a consequência pode ser a morte da célula atingida. Normalmente, as células tumorais, por permanecerem mais tempo em processo de mitose (reprodução celular), são mais sensíveis à radiação do que as células normais. A avaliação do risco benefício de uma irradiação para tratamento com radioterapia é chamado relação terapêutica (GUNDERSON 2007). Esta relação é avaliada através da comparação em um gráfico da variação da probabilidade de controle tumoral e a probabilidade de dano em tecido normal com a dose. Exemplos desta aproximação são mostrados na Figura 2.1 para o caso em que a relação terapêutica é desfavorável, favorável e ótima. Esta variação depende do tumor e com o tipo de tecido normal que o circunda.

O objetivo da radioterapia é liberar máxima dose no tecido tumoral e preservar o máximo de tecido normal. O efeito seletivo da radiação, por si só, não é suficiente para garantir que este objetivo seja atingido, sendo necessário assim um planejamento para determinar a técnica utilizada na irradiação. Os parâmetros envolvidos podem ser radiobiológicos (dose total, tipo de fracionamento), energia dos feixes utilizados, número de campos utilizados e geometria dos campos. As doses em radioterapia são altas o suficiente para causar efeitos determinísticos (ICRU 50) na região que é irradiada, por esse motivo não pode haver erro maior que $\pm 5\%$ da dose prescrita.



B

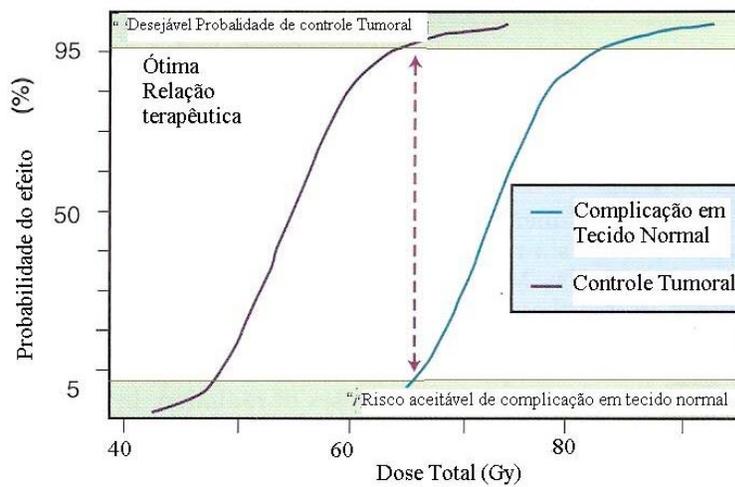


Figura 2.1: Probabilidade de controle tumoral e probabilidade de complicações em tecido normal pela dose de tratamento (GUNDERSON 2007).

Das etapas da radioterapia, a primeira é o diagnóstico da doença. O paciente então é encaminhado para o médico radioterapeuta, que através de Tomografia Computadorizada (TC) determina o volume alvo da radiação. O planejamento radioterápico é realizado com a ajuda de um software de planejamento em três dimensões (*Treatment Planning System – TPS*), sendo que este software deve calcular a dose com precisão de $\pm 3\%$ (DYK 1999). O TPS utiliza um protocolo de comunicação chamado DICOM para ler os dados do aparelho de tomografia computadorizada (TC). Este TPS tem a capacidade de reconstruir a anatomia do paciente em três dimensões fornecendo assim imagens do tumor e órgãos de risco para o planejamento radioterápico.

De posse destas imagens o médico radioterapeuta marca o tumor visível no corte de TC (*Gross Tumor Volume – GTV ICRU 50*). Marca também a região na vizinhança do GTV que está acometida pela doença, mas não é visível no exame por TC. Esta região é a margem clínica e chama-se CTV (*Clinical Tumor Volume*) (ICRU 50). Este volume normalmente se movimenta devido a sua fisiologia alterando a sua posição e forma em relação à imagem obtida na tomografia. Alguns exemplos são o movimento da respiração e batimento cardíaco no caso de tumores localizados no tórax e variação nos volumes do reto e bexiga na irradiação de tumor de próstata. Para que o movimento do CTV fosse levado em conta foi necessário a criação da margem interna (IM – *Internal Margin*). O CTV + IM forma um volume chamado de ITV (*Internal Target volume*).

Após marcação destas regiões o físico médico gera um volume que engloba o ITV com uma margem de segurança chamado SM (*Setup Margin*), que leva em conta a imprecisão no posicionamento do paciente. A soma do ITV com o SM origina um volume chamado de PTV (*Planning Target Volume*). Estes volumes foram criados para que haja uma padronização dos conceitos da radioterapia 3D em todo mundo (ICRU 50). O PTV leva em conta possíveis imprecisões que possam ocorrer na localização do volume alvo, como por exemplo, a movimentação do órgão, imprecisão na reprodução do posicionamento do paciente na máquina de radioterapia e penumbra ocasionada pela dimensão da fonte de raio X e posição e geometria dos colimadores (KHAN 1994; JOHNS 1969, DYK 1999). Além destes volumes o médico deve marcar também os órgãos de risco que estão localizados próximos ao tumor e devem ser protegidos durante a etapa do planejamento.

Com estas informações o físico médico realiza o planejamento utilizando o sistema de planejamento 3D (*Treatment Planning System – TPS*) com o objetivo de liberar a dose prescrita no tumor poupando o máximo de tecido sadio (Figura 2.2). O TPS permite a visualização rápida da distribuição de dose em três dimensões para campos com qualquer angulação.

O TPS utiliza em seus cálculos valores medidos na máquina de tratamento. Estas medidas são realizadas em uma geometria simples e em um meio com densidade próxima a do tecido humano e são chamadas de dosimetria física. Normalmente a geometria tem a forma de um paralelepípedo com as paredes de acrílico e o meio é a água. Damos o nome para este arranjo de fantoma. Na verdade, damos o nome de fantoma para qualquer arranjo que tem por objetivo simular a forma e a densidade do corpo humano. Para geometrias mais complexas e heterogeneidades usam-se fatores de correção (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). Uma região é considerada heterogênea quando ela apresenta estruturas com densidades diferentes. Um exemplo a ser considerado é o tórax de um paciente, que é constituído de tecido mole com densidade próxima a da água (1g/cm^3) e dentro do pulmão densidade que variam em torno de $0,3\text{ g/cm}^3$.

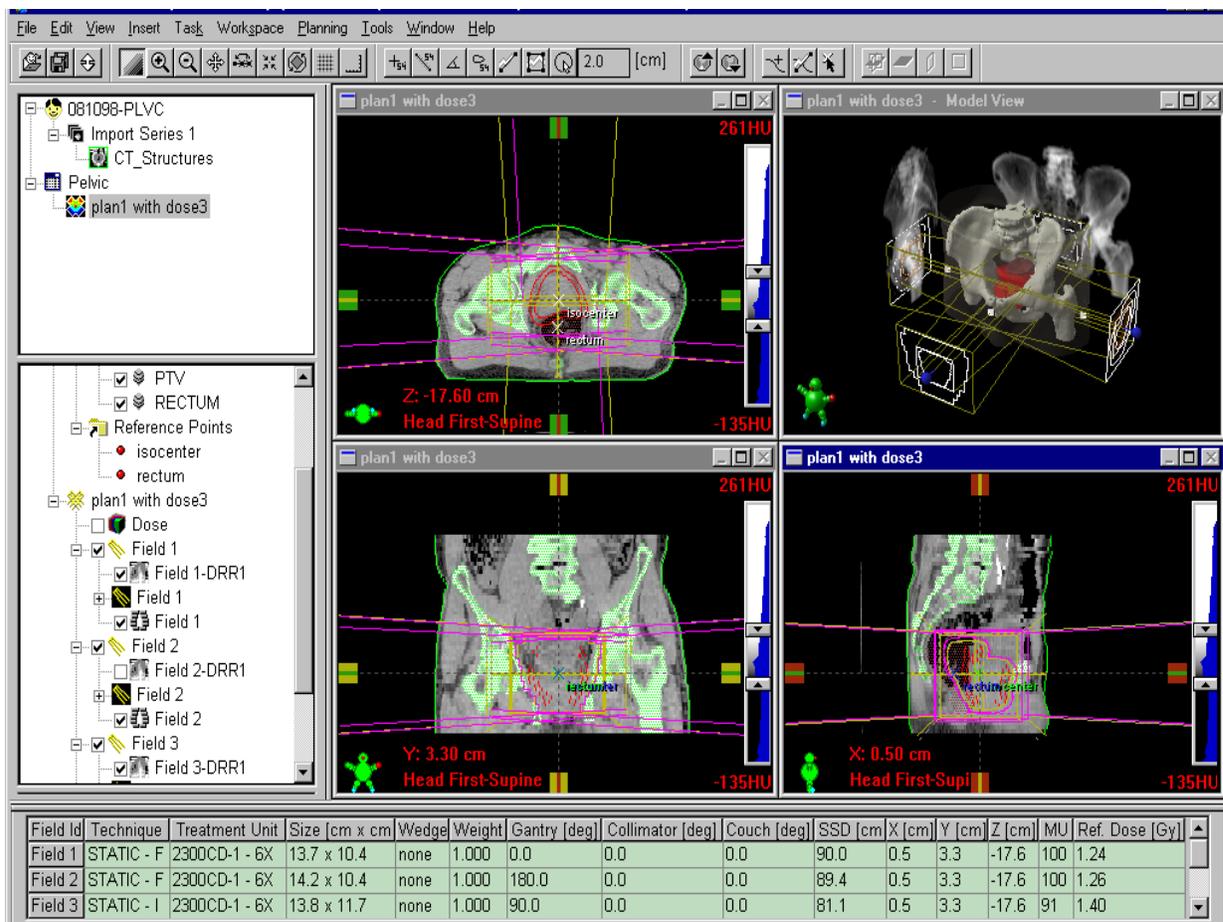


Figura 2.2: TPS deve ser capaz de reconstruir toda anatomia do paciente em 3D, bem como fazer os cálculos de distribuição de dose relativo aos campos de radiação definidos no planejamento. Eclipse – VMS.

2.2 PRODUÇÃO DE RAIOS X DE ALTA ENERGIA – MÁQUINA DE TELETERAPIA

Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que 1 \AA (10^{-10} m). Esta radiação é produzida em tubos de raios X, quando elétrons atingem um alvo com material com alta densidade (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). Estes elétrons são acelerados para obterem energia acima de milhares de eV. O elétron ao interagir com o núcleo do átomo, perde parte de sua energia cinética, que é transformada em radiação eletromagnética. Esta interação é conhecida como efeito *bremstrahlung* (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). Os elétrons no feixe incidente podem perder diferentes quantidades de energia nestas colisões. Em geral, o elétron chegará ao repouso após várias colisões. Sendo assim, serão emitidos fótons com várias energias, dando origem

a um espectro contínuo. Este espectro é mostrado na Figura 2.3. Quando o elétron incidente perde toda a sua energia, o fóton resultante da interação terá sua energia máxima.

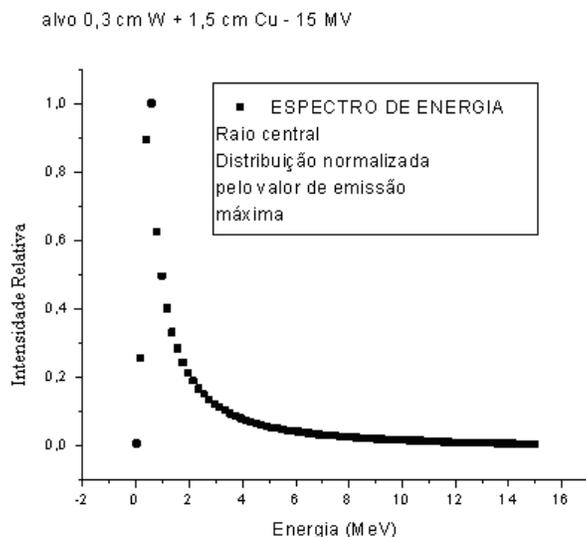


Figura 2.3 - Espectro produzido por um feixe de elétrons de 15 MeV de elétrons após chocar com um alvo de tungstênio de 0,3 cm e 1,5 cm de cobre. Este espectro foi gerado pelo código MCNP.

A máquina que é utilizada para produzir raios X de alta energia para uso clínico é chamada de acelerador linear. Este aparelho utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas, tais como elétrons, até eles obterem altas energias. Estas partículas são aceleradas através de um tubo linear (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). A Figura 2.4 mostra o acelerador Clinac 2100C fabricado pela empresa Varian Medical System (VMS). Nesta figura estão ilustrados:

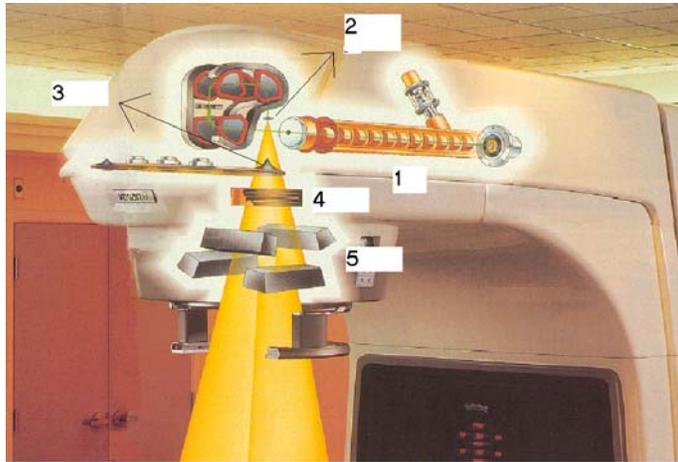


Figura 2.4 - Acelerador Linear Clinac 2100C Varian; 1 – canhão de elétrons; 2 – alvo; 3 – filtro aplanador; 4 – câmara de ionização e espelho; 5 – colimador secundário (cedido por VMS).

- 1) Tubo Acelerador de Elétrons: tubo linear onde são acelerados os elétrons
- 2) Alvo: Local onde os elétrons interagem para produzir raio X. Este componente é mostrado com mais detalhe na Figura 2.5. Nesta figura é possível ver que há duas opções de alvo, uma para baixas energias e outra para altas energias. O alvo de tungstênio é envolvido por cobre e refrigerado à água.
- 3) Filtro aplanador (flattening filter – FF): faz a homogeneização do feixe dentro do campo. A Figura 2.6 ilustra a função deste componente. Sem ele, o campo de irradiação teria uma grande intensidade no centro e baixa intensidade nas bordas. Ele varia dependendo da energia selecionada no feixe. A Figura 2.7 mostra o carrossel que é responsável pela mudança do filtro aplanador no Clinac 2100.
- 4) Câmara de ionização: detector de radiação. É responsável pela medida da intensidade de radiação na saída da cabeça do acelerador.
- 5) Colimadores Secundários: São responsáveis pela forma retangular do campo de radiação. Podemos ver na Figura 2.8 que eles são independentes, podendo fornecer campos assimétricos.

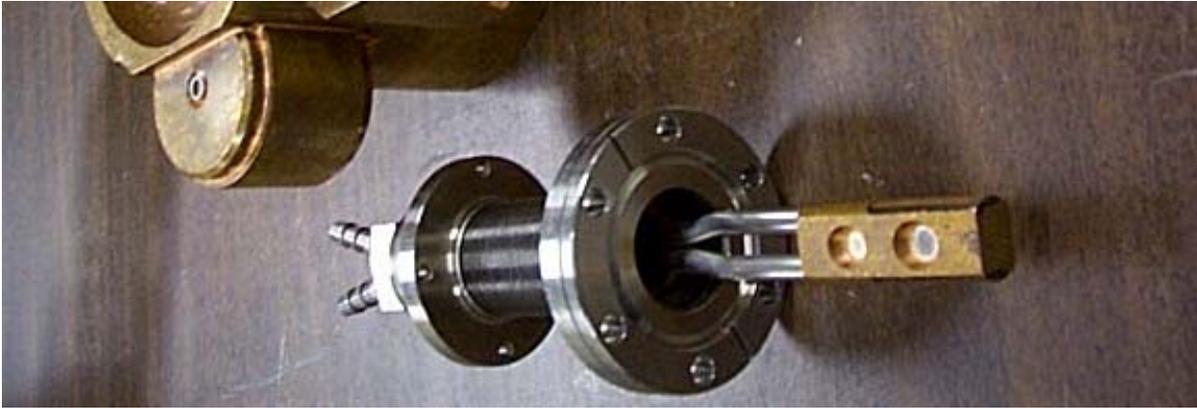


Figura 2.5 - Foto do alvo do Clinac 2100 (cedido por VMS).

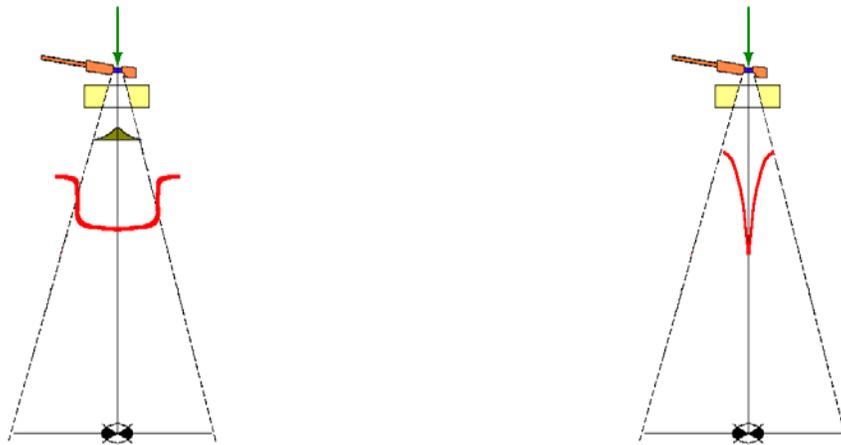


Figura 2.6 - Função do filtro aplanador. Sua forma mais espessa no centro e achatada nas beiradas, faz com que o feixe que sai da cabeça da máquina fique mais homogêneo (cedido por VMS).

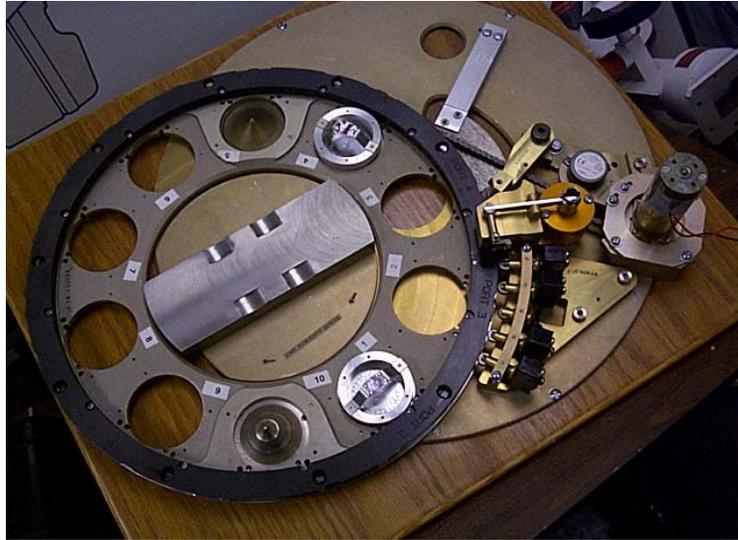


Figura 2.7: Carrossel responsável pela troca de filtros no aparelho 2100. O filtro aplanador que se encontra na parte de cima do carrossel é para baixas energias e o que se encontra na parte posterior é para altas energias. Os outros dois componentes ilustrados são para feixes de elétrons (cedido por VMS).

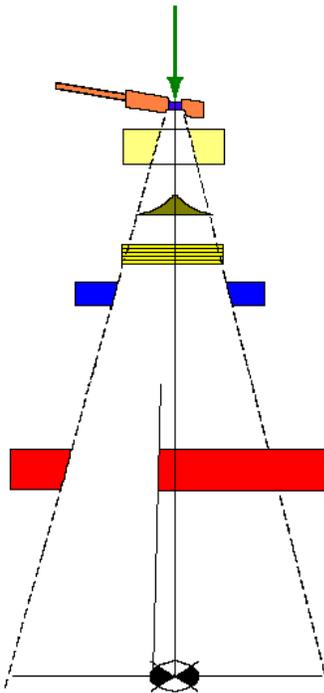


Figura 2.8: Colimadores assimétricos (cedido por VMS).

2.3 DOSIMETRIA FÍSICA

2.3.1 MEDIDA DE DOSE ABSOLUTA

A quantidade que deve ser medida de interesse clínico é a dose absorvida em um meio. A consequência da interação da radiação com a matéria é que um elétron arrancado do átomo com uma determinada energia cinética. Se esta energia fornecida ao elétron é dividida pela massa existente no volume, onde há a interação, então teremos a definição de Kerma (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). O elétron ejetado do átomo pela radiação incidente viaja no meio com uma determinada velocidade e interage com outros elétrons do meio, produzindo novos elétrons arrancados dos átomos e eles são chamados de elétrons secundários. A cada interação todos estes elétrons perdem energia em colisões até que a energia que foi entregue ao primeiro elétron pela radiação incidente seja totalmente absorvida pelo meio. Esta energia que é absorvida pelo meio dividida pela massa do volume, onde ocorreram as ionizações secundárias, chama-se dose (unidade – gray $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$) (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). O Kerma é composto por Kerma de colisão e o Kerma de radiação. O primeiro está ligado à energia que é transferida para os elétrons secundários por colisões de um elétron ao outro. O elétron pode também perder sua energia através de uma interação chamada *bremstrahlung*

O Kerma de radiação está relacionado com a radiação emitida no *bremstrahlung*. Esta energia emitida não vai ser absorvida no volume que compreende as ionizações secundárias não sendo computada na dose. Pode-se afirmar então que a dose absorvida no volume, onde houveram as ionizações secundárias, é igual ao Kerma de colisão. Para igualar estas grandezas em volumes pequenos (menor que o livre caminho médio do elétron no meio) é necessário que haja uma condição especial que se chama equilíbrio eletrônico. Um volume encontra-se em condições de equilíbrio eletrônico, quando o número de elétrons que entra nele é igual ao número de elétrons que saem.

A exposição é a medida da ionização do ar por fótons, e é definida como quantidade de carga produzida no ar, quando todos os elétrons são totalmente absorvidos, dividida pela massa de ar encerrada pelo volume em que os elétrons foram absorvidos. Sua unidade é o Roentgen ($1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$). De acordo com a definição do Roentgen, os elétrons

produzidos devido à interação dos fótons com o meio devem perder toda sua energia dentro volume de ar especificado entre as placas da Figura 2.9. Só em condições de equilíbrio eletrônico a definição do Roentgen é satisfeita.

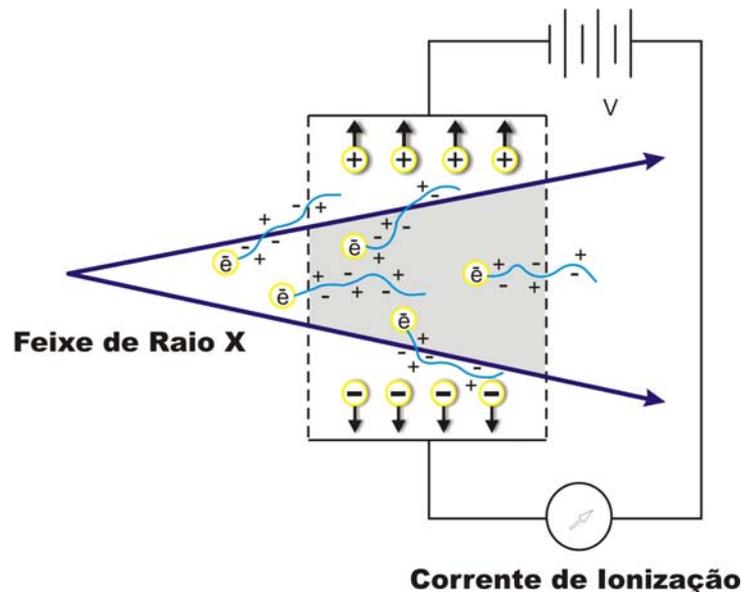


Figura 2.9 - Diagrama ilustrando o equilíbrio eletrônico em uma câmara de ar livre (KHAN 1994).

É possível calcular a dose absorvida em ar devido à exposição pela seguinte relação:

$$D_{ar} (rad) = 0,873 \cdot \left(\frac{rad}{R} \right) \cdot X (R) \quad (2.1)$$

onde “ rad” é também unidade de dose (1 rad = 1 cGy) e X é a leitura da exposição em R. A dose em um meio pode ser calculada em relação à exposição utilizando um fator chamado fator de conversão roentgen para rad (f_{meio}) (ATTIX 1986; KHAN 1994; JOHNS 1969). Este procedimento só pode ser utilizado para medir fótons abaixo de 3 MeV e não deve ser usado em casos onde não haja equilíbrio eletrônico.

De acordo com ATTIX (1986), considere um feixe paralelo de partículas carregadas com energia cinética T_0 incidindo perpendicularmente em uma folha com um número atômico Z. A folha é fina o bastante tal que:

a) O poder de frenamento de colisão permanece constante com as características da energia T_0

b) Todas as partículas passam reto pela folha e o espalhamento é negligenciável

O poder de frenamento é a energia perdida por unidade de caminho percorrido por uma partícula carregada em um meio. A energia perdida em interações de colisão por uma fluência Φ (partículas carregadas/cm²) de energia T_0 passando perpendicularmente através da folha com espessura ρt (g/cm²) é

$$E = \Phi \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{T_0} \rho t \left(\frac{\text{MeV}}{\text{cm}^2} \right) \quad (2.2)$$

onde $\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{T_0}$ (MeV cm²/g por partícula) é o poder de frenamento mássico de colisão da folha avaliado a T_0 e ρ é a densidade do material da folha e t é sua espessura. A dose absorvida na folha pode ser obtida dividindo a equação (2.2) pela massa por unidade de área da folha.

$$D = \Phi \cdot \left(\frac{dT}{\rho dx} \right) \left(\frac{\text{MeV}}{\text{g}} \right) \quad (2.3)$$

$$= 1,602 \times 10^{-10} \cdot \Phi \cdot \left(\frac{dT}{\rho dx} \right) \text{ Gy} \quad (2.4)$$

De acordo com Attix (1986), o cálculo da dose absorvida a uma determinada profundidade (z) é dado pela fórmula:

$$D_z = 1,602 \times 10^{-10} \cdot \int_0^{T_{\max}} \Phi_z(T) \cdot \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_w dT \quad (2.5)$$

onde $\Phi_z(T)$ é o espectro diferencial de partículas carregadas (partículas/cm² MeV);

$\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_w$ poder de frenamento mássico de colisão para o meio w em unidades de MeV cm²

/g partícula dado como função da energia cinética T .

Uma fluência de partículas carregadas atravessando uma interface entre dois meios diferentes g e w, pode-se escrever para a dose logo após a superfície em g

$$D_g = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_g \right]_T \quad (2.6)$$

e para o meio w

$$D_w = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_w \right]_T \quad (2.7)$$

Assumindo que Φ é contínuo através da superfície (ignorando retroespalhamento) é possível escrever

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_w}{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_g} \quad (2.8)$$

Segundo ATTIX (1986), esta relação foi utilizada por W. H. Bragg (1910) e L. H. Gray (1929, 1936) para resolver o problema de encontrar a dose absorvida em uma probe inserida em um meio. Gray em particular identificou a probe como cheia de gás, dando o nome de teoria da cavidade. A teoria da cavidade de Bragg-Gray não tem as restrições mencionadas no cálculo da dose através da exposição. Quando uma cavidade suficientemente pequena em comparação com o livre caminho médio dos elétrons arrancados é introduzida em um meio, de maneira a não perturbar a distribuição de elétrons, então podemos afirmar que a dose no meio é a energia absorvida por unidade de massa dentro da cavidade de gás multiplicada pela razão do poder de frenamento mássico de colisão médio do meio em relação ao do gás para os elétrons atravessando a cavidade (ATTIX 1986; KHAN 1994; JOHNS 1969). Nestas condições pode-se escrever poder de frenamento de colisão mássico médio como uma relação equivalente pode ser escrita para \bar{S}_w . A relação (2.8) pode agora ser escrita como:

$$\bar{S}_g = \frac{1}{\Phi} \int_0^{T_{\max}} \Phi(T) \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_g dT = \frac{D_g}{\Phi} \quad (2.9)$$

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\bar{S}_w}{\bar{S}_g} \equiv \bar{S}_g^w \quad (2.10)$$

Se o meio g é um gás, então podemos afirmar que a dose no meio é a energia absorvida por unidade de massa dentro da cavidade de gás multiplicada pela razão do poder de frenamento mássico de colisão médio do meio em relação ao do gás para os elétrons atravessando a cavidade (ATTIX 1986; KHAN 1994; JOHNS 1969).

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g \cdot \bar{S}_g^w \quad (2.11)$$

onde Q é a carga expressa em Coulomb, m é a massa (Kg) de gás no qual Q é produzido, $\left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_g$ é a energia média liberada por unidade de carga produzida (J/C).

Esta teoria é a base para cálculo de dose a partir da leitura de carga da câmara de ionização dentro de um meio, para feixes com energias acima de 3 MeV. A câmara de ionização tipo Farmer é ilustrada na Figura 2.10.

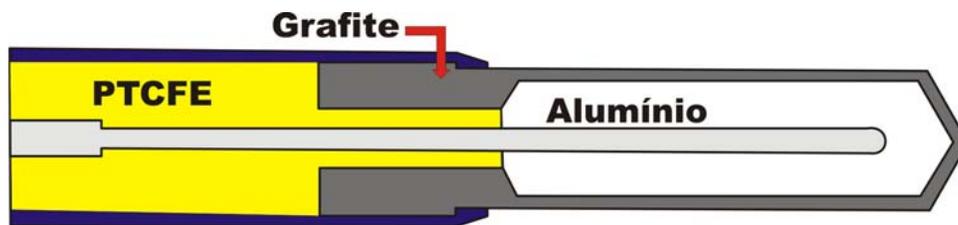


Figura 2.10 - Câmara Farmer. grafite/alumínio(KHAN 1994)

O detector clínico mais utilizado na rotina de uma radioterapia é câmara de ionização. A Figura 2.10 mostra a descrição de uma câmara farmer com volume de 0,6 cm³. Sua parede é feita de grafite, enquanto o eletrodo central é de alumínio. O material que envolve a câmara é um material isolante (PTCFE – polímero). Ela é ligada a um eletrômetro capaz de fornecer uma tensão entre o eletrodo central da câmara e suas paredes internas. As cargas geradas por um feixe de raios X serão então coletados pela câmara e acumulados

pelo eletrômetro (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969). Esta câmara é muito importante na medida da dose uma vez que sua resposta varia pouco com a faixa de energia utilizada nos feixes clínicos.

Há vários protocolos para serem utilizados na dosimetria absoluta (DYK 1999; KHAN 1994). O último protocolo publicado pela IAEA em 2000 utiliza como referência a dose medida na água por uma câmara de ionização em cobalto-60 (398- IAEA). A equação básica para determinação da dose absorvida na água para um feixe de qualidade Q é

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.12)$$

onde $D_{w,Q}$ é a dose absorvida na água para um feixe de qualidade Q, $N_{D,w}$ é o fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida na água em referência ao feixe de qualidade Q_0 (cobalto-60).

Este fator é obtido em laboratório padrão. A definição de índice de qualidade é a relação de ionização medida a 20 cm de profundidade na água para um determinado feixe em relação à medida na profundidade de 10 cm, para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e distância fonte câmara mantida constante. Esta relação é conhecida como TPR_{10}^{20} (DYK 1999; KHAN 1994; 398 – IAEA). Voltando a equação (2.12), k_{Q,Q_0} é a correção da leitura levando em conta a dependência energética da câmara no feixe Q em relação a Q_0 , Este fator depende da câmara e da qualidade do feixe sendo tabelado no protocolo 398 (IAEA 2000). M_Q é a leitura de carga na câmara de ionização corrigida para influência da pressão e temperatura, polaridade da tensão aplicada na câmara e recombinação de íons dentro da câmara (398 IAEA 2000; KHAN 1994; JOHNS 1969).

A recombinação iônica é um fenômeno onde as cargas positivas e negativas formadas dentro da câmara se recombinam antes de serem coletadas pelos eletrodos. Este fenômeno provoca um erro na leitura. A correção é realizada fazendo leituras com a voltagem máxima e com a metade da voltagem (ou um terço da voltagem) aplicada na câmara com eletrômetro. No protocolo 398 existe uma tabela com coeficientes de um polinômio de segundo grau fornecendo uma expressão para esta correção, sendo que estes coeficientes variam de acordo com o tipo de feixe e a razão de voltagem que foi utilizada nas leituras. A correção para pressão e temperatura é dada pela expressão abaixo:

$$P_{T,P} = \left(\frac{760}{P} \right) \left(\frac{273,2 + T}{293,2} \right) \text{ para pressão em mm de Hg e temperatura em } ^\circ\text{C} \quad (2.13)$$

sendo que a pressão e temperatura no laboratório padrão foram 760 mm de Hg e 20 °C (KHAN 1994; 398 IAEA 2000). O efeito da polaridade da câmara depende do desenho da câmara, posição do cabo e qualidade do feixe. P_{pol} é o fator de correção de polaridade que corrige a resposta da câmara para possíveis efeitos de polaridade. Esta correção envolve tomar a leitura em ambas as polaridades e determinar P_{pol} por:

$$P_{pol} = \left| \frac{(M^+ - M^-)}{2 \cdot M} \right| \quad (2.14)$$

onde M^+ é a leitura da câmara com polaridade positiva e M^- é a leitura com a polaridade negativa e M é a leitura com a polaridade utilizada na calibração.

Dependendo do desenho da câmara de ionização, voltagem aplicada e da intensidade de ionização (Feixe pulsado ou de radiação contínua), certa quantidade de perda de ionização é esperada devido à recombinação. Como já explicado anteriormente, um íon negativo se recombina com um positivo sem ser coletado pela câmara de ionização. O método mais prático para correção da recombinação iônica é realizado medindo a ionização em duas voltagens tal que uma voltagem seja bem maior que a outra. Existem fórmulas empíricas que dependem da relação de voltagem aplicada para fazer a correção (398 IAEA 2000). Se possível a voltagem da câmara deveria ser tal que dê um valor menor que 1% de perda por recombinação. Para a câmara tipo Farmer, esta condição é geralmente encontrada quando a voltagem de coleção é cerca de 300 V ou maior e a dose por pulso na cavidade da câmara é 0,1 cGy ou menos. O máximo campo elétrico que pode ser aplicado em uma câmara de ionização é limitado de maneira que não produza ionização por colisão.

Começamos este item descrevendo as ferramentas teóricas para se obter a dose em um meio através da leitura da carga coletada por uma câmara de ionização inserida neste meio. Em hipótese alguma um físico médico deve se valer desta ferramenta para fazer a calibração absoluta de um feixe usado em radioterapia. O método a ser utilizado deve ser o descrito no final deste item, utilizando a câmara calibrada em um laboratório padrão e o

protocolo de dosimetria 398 (IAEA 2000) ou outro aceito pela Agência Internacional de Energia atômica IAEA.

2.3.2 MEDIDA DE DOSE RELATIVA

Na Figura 2.11 mostra a imagem de tomografia computadorizada de um corte transversal do tórax de um paciente com uma lesão de esôfago (marcado em vermelho no centro da imagem). Este paciente deve ser tratado utilizando o feixe de radiação produzido pelo acelerador descrito no item anterior. Nesta Figura a imagem do campo foi produzida por um software de planejamento em três dimensões (3D). Neste caso o software utilizado foi o CADPLAN da empresa VMS.

Se o médico radioterapeuta prescrever uma dose de 5040 cGy sendo a dose dia 180 cGy, como o físico médico deve proceder para executar este tratamneto? Quanto tempo é necessário que o paciente fique sob o feixe de radiação para obter a dose suficiente para o seu tratamento? Como seria a distribuição desta dose dentro do paciente? No que é baseado o cálculo do sistema de planejamento 3D? Neste item será descrito a dosimetria física necessária a ser realizada no acelerador linear, para efetuar o tratamento ilustrado na Figura 2.11.

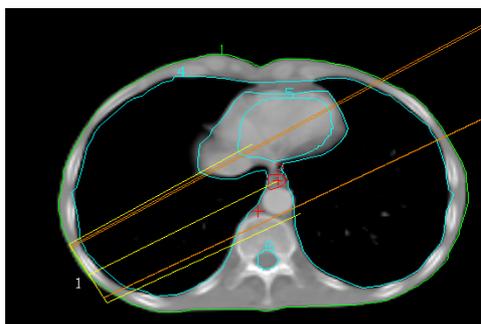


Figura 2.11 - Corte axial de tomografia do tórax de um paciente mostrando uma lesão de esôfago, localizada entre os dois pulmões.

A Figura 2.12 ilustra um sistema de varredura 3D *Blue Phantom* da marca Scanditronix/Wellhofer utilizado na dosimetria de aceleradores lineares. Este sistema é composto de uma unidade de controle (CU500E), um fantoma de água com três dimensões

e um eletrômetro com 24 canais (MD240). As medidas são realizadas em água dentro de um paralelepípedo de acrílico. O detector mostrado na Figura 2.12 é um arranjo de 24 câmaras de semicondutores.

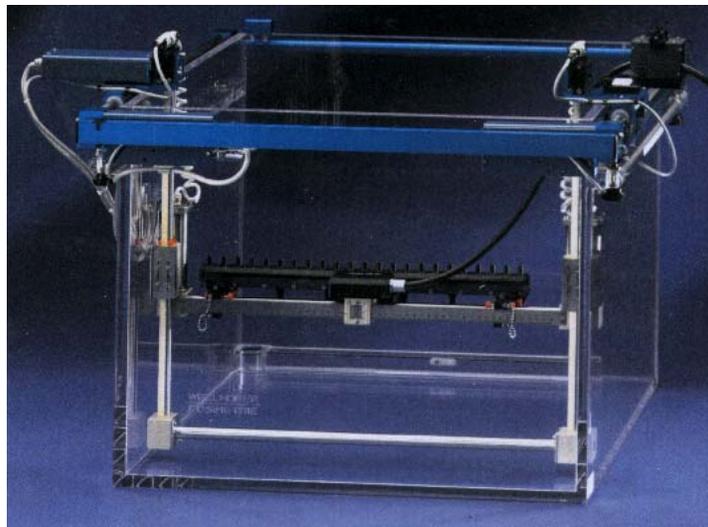


Figura 2.12 - Fantoma utilizado pelo sistema de varredura computadorizado(*Blue Phantom*). Ele é fabricado pela empresa Scanditronix/Wellhofer. O dosímetro utilizado é *Wellhofer Dosimetrie*, onde as câmaras são ligadas. Este dosímetro tem uma interface com o computador que está instalado o software Omnipro. Este software é responsável pela aquisição e ajuste dos dados.

O outro detector utilizado na varredura está descrito na Figura 2.13 e é uma câmara de ionização de $0,13 \text{ cm}^3$ de volume (Câmara de ionização CC13). Esta câmara é indicada para este tipo dosimetria por varredura, uma vez que seu volume é menor, portanto apresenta uma melhor resolução espacial (TG 47). Este sistema permite a varredura com a câmara por todo o volume do fantoma. O software que controla o sistema e faz o ajuste dos dados chama-se Omnipro (Figura 2.14). Segundo o TG 47 o sistema de varredura 3D automático é o mais conveniente para a dosimetria física necessária para que o acelerador linear possa ser utilizado no tratamento.

A primeira medida a ser descrita é a medida realizada no eixo central do campo no sentido vertical. Esta medida é chamada de percentagem de dose profunda (PDP). Ela é definida como a medida da câmara na profundidade “d” pela medida na profundidade “b” onde “d” é uma profundidade qualquer ilustrada na Figura 2.15 e “b” é a profundidade de dose máxima. Como explicado no início do item 2.3.1, a falta de equilíbrio eletrônico faz

com que a dose absorvida seja menor que o kerma na superfície do fantoma. À medida que a profundidade aumenta o kerma de colisão diminui e a dose aumenta até atingir um valor máximo. A partir da profundidade de máximo dizemos que há equilíbrio eletrônico e a dose se torna proporcional ao kerma de colisão.

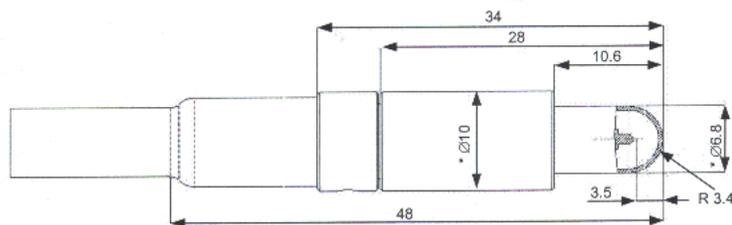


Figura 2.13 - Câmara de ionização CC13 marca Wellhofer de volume de $0,13 \text{ cm}^3$. As dimensões estão todas em mm. O material dos eletrodos chama-se shonka C552 ($1,76 \text{ g/cm}^3$).

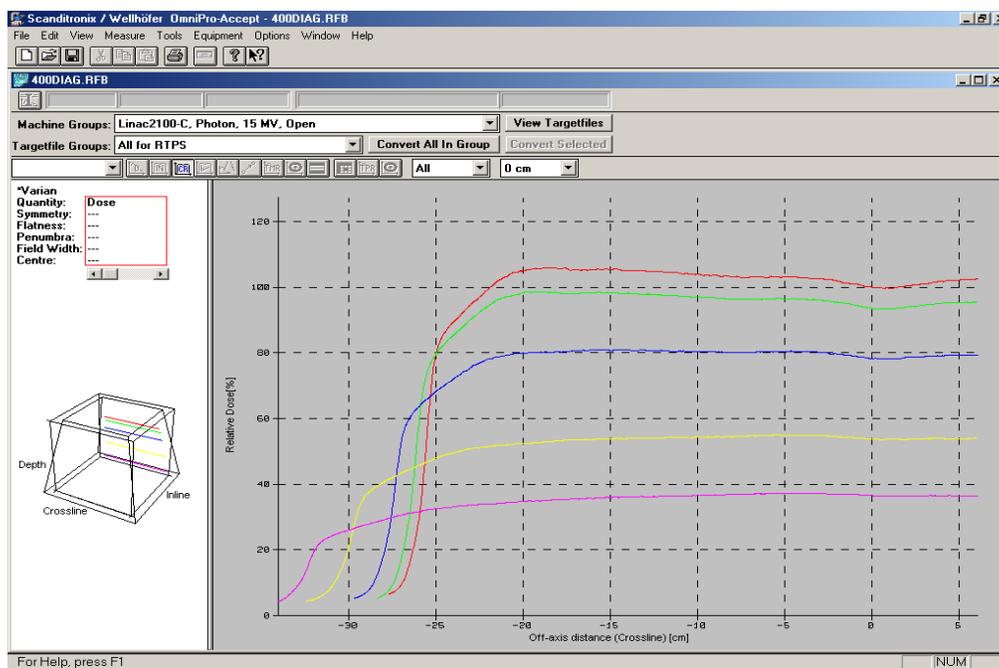


Figura 2.14 - Software de aquisição e análise de dados. O exemplo do ajuste mostrado acima é o perfil no sentido longitudinal do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ do 2100 15MV, em 5 profundidades.

Esta profundidade chama-se *buildup* e é dependente da energia do feixe. A PDP é medida com o mesmo tamanho de campo e distância fonte até a superfície constante (SSD

= 100 cm). O TG47 recomenda que estas curvas sejam levantadas com sistema de varredura para os tamanhos de campos quadrados 4, 5, 6, 8, 10, 12, 15, e 20 cm de lado com incrementos de 5 cm até chegar ao maior campo quadrado que é possível ser utilizado no acelerador linear(Figura 2.16).

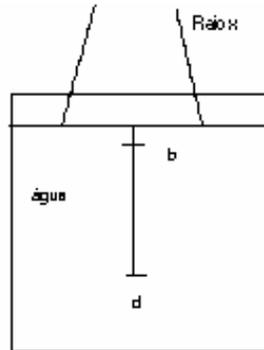


Figura 2.15 - A PDP é a leitura de câmara de ionização à uma profundidade d dividida pela leitura na profundidade b , onde esta profundidade é a profundidade de buildup. Estas medidas são feitas para uma mesma distância fonte-superfície fixa (SSD) e tamanho de campo (r).

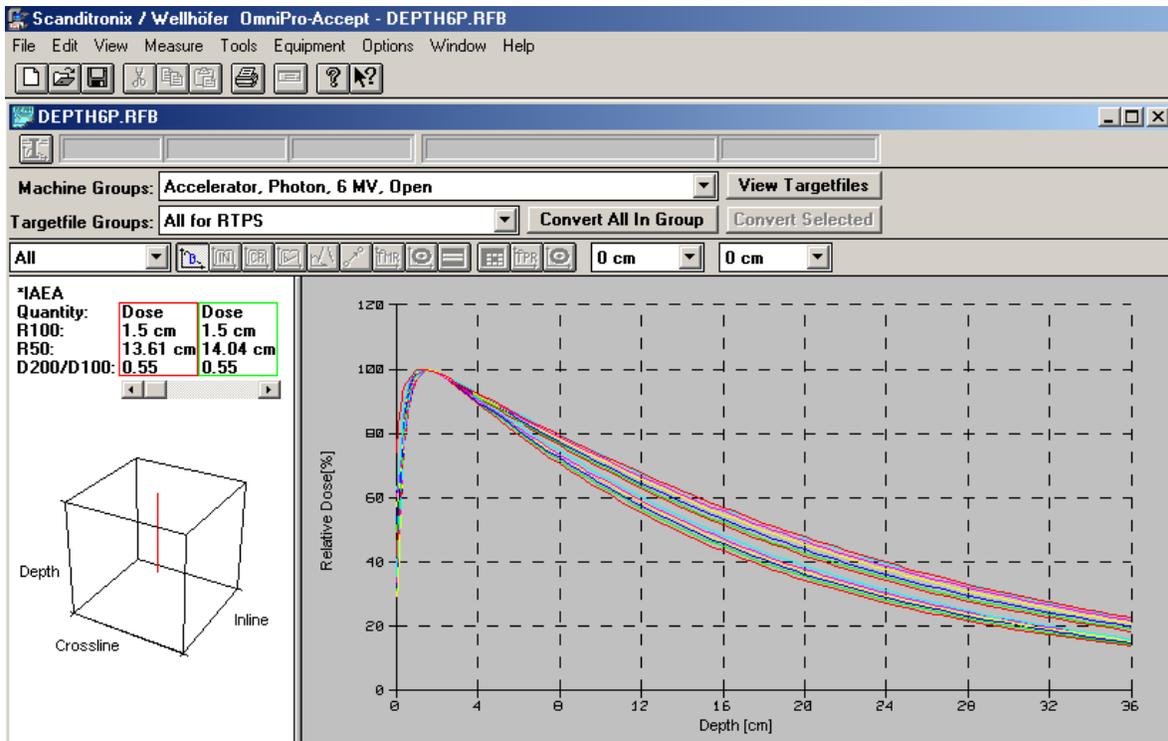


Figura 2.16: Software de ajuste de dados Omnipro com as leituras de PDP desde o campo 4 x 4 cm² até o 30 x 30 cm² do Clinac 2100 6MV.

O perfil do campo é definido como a medida em um ponto fora do raio central pela medida no raio central (COFFEY *et al* 1980). O sistema varre no sentido horizontal, perpendicular ao feixe de radiação. O campo é definido por colimadores que abrem no sentido longitudinal (*inline*) e no sentido transversal (*crossline*). As leituras de perfil são realizadas no sentido transversal para os mesmos tamanhos de campo que foram realizadas as medidas de PDP, em pelo menos cinco profundidades e a distância fonte superfície de 100 cm (SSD = 100 cm). A Figura 2.17 mostra que as medidas são normalizadas em relação ao raio central na profundidade de buildup (TG47).

O perfil do maior campo no sentido longitudinal é definido como a relação entre a leitura da câmara de ionização fora do raio central pela leitura no raio central. Neste caso as leituras são realizadas, conforme mostrado na Figura 14 (*inline*) para o maior campo que pode ser aberto no aparelho (normalmente 40 x 40 cm²). Esta varredura também é feita para várias profundidades no sentido horizontal e com SSD = 100 cm. Todas as leituras são normalizadas para a medida no raio central na profundidade de buildup. Esta medida também é chamada de fator *offaxis*.

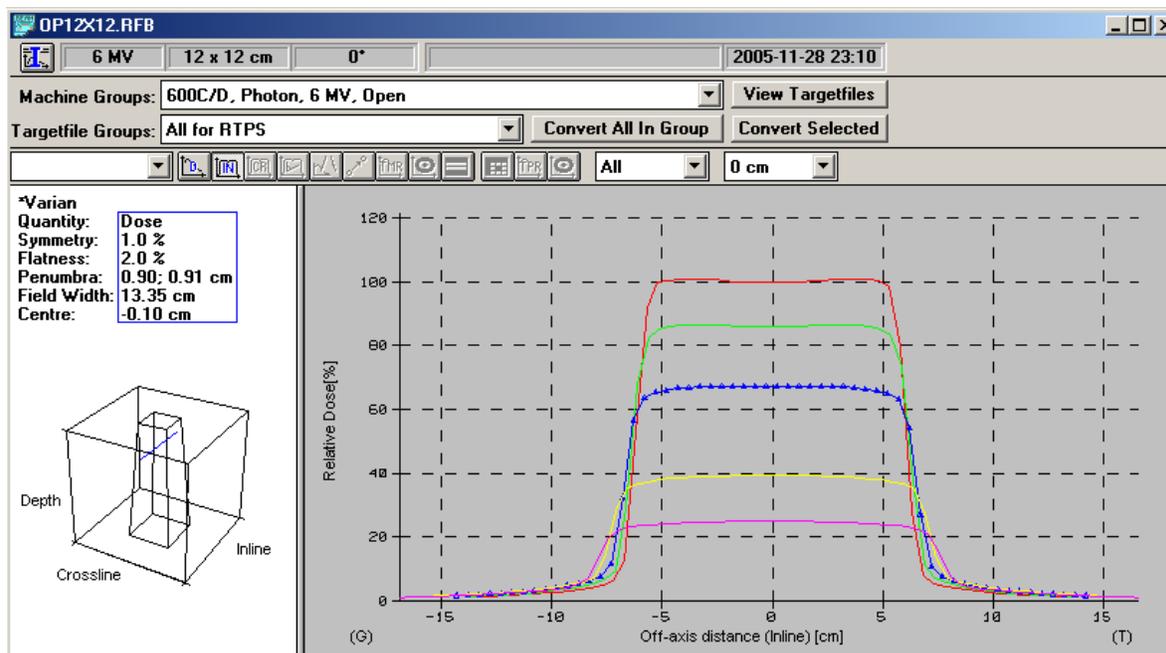


Figura 2.17: Medida do perfil do campo 12 x 12 cm², para as profundidades de 1,5, 5, 10, 20 e 28 cm – Fótons 6 MV

A única medida que é realizada sem a movimentação da câmara de ionização é o fator output (ou fator rendimento). Esta medida é ilustrada na Figura 2.18. A câmara é localizada a 5 cm de profundidade no raio central do campo para feixes de fótons com energia até 6 MV e 10 cm para energias maiores, e apenas os colimadores são movimentados para variar o tamanho de campo entre uma medida e outra. As leituras são divididas pela PDP a 5 cm ou 10 cm dependendo do feixe, para o campo em questão. A referência para normalização é a leitura do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dividida pela PDP de 5 ou 10 cm de profundidade dependendo da energia do feixe. Como exemplo, o output do campo com abertura (axial) $X = 15 \text{ cm}$ e abertura (longitudinal) $Y = 5 \text{ cm}$ é definido como a leitura da câmara de ionização corrigida para a profundidade de buildup dividida pela leitura corrigida para a profundidade de buildup do campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Quando se diz “leitura corrigida para profundidade de buildup”, significa que a leitura da câmara de ionização realizada a 10 cm de profundidade (supondo feixe de 15 MV) é dividida pela PDP a 10 cm de profundidade para o campo em questão. Na Figura 2.19 se encontram as medidas de output de vários campos retangulares realizadas para o Clinac 6100 da VMS (COFFEY *et al* 1980). É importante citar que os resultados das medidas mostradas nas Figuras 2.14, 2.16 e 2.17 foram obtidos na Liga Norteriograndense Contra o Câncer (LNRCC) no acelerador linear Clinac 2100.

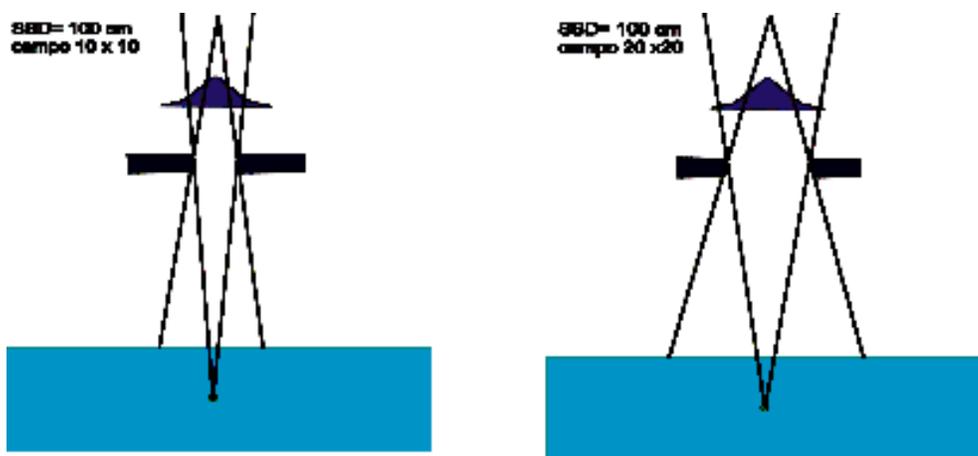


Figura 2.18 – a medida de output é realizada com a câmara localizada à 5 cm de profundidade para feixes até 6 MV e 10 cm para feixes com energias maiores.

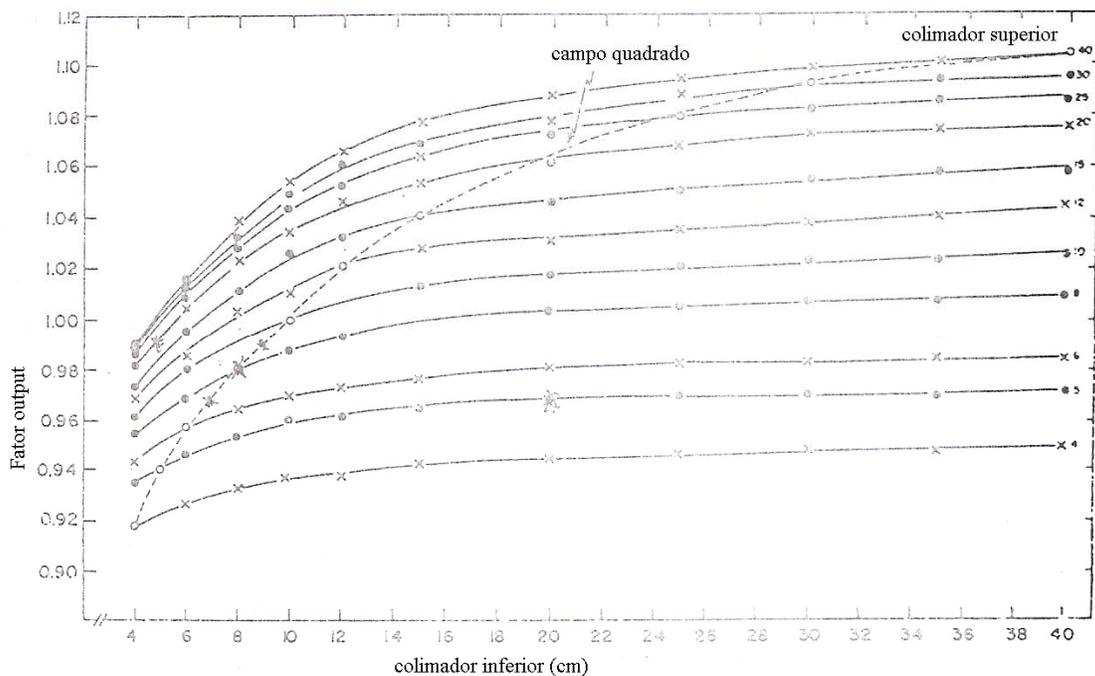


Figura 2.19: Fator output para vários campos retangulares – Clinac 6100 6MV (Coffey *et al* 1980)

Todas estas medidas descritas até agora são normalizadas com relação a uma profundidade de referência (profundidade de buildup). As medidas de output têm como referência a profundidade de buildup e o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O SSD para todas as medidas é igual a 100 cm. Desta maneira só é realizada uma medida de dose absoluta dentro do fantoma com água, na profundidade de referência, campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$. Nestas condições o acelerador linear é então calibrado para fornecer 1 cGy/UM , onde UM é a unidade monitora. Sabendo o valor da dose absoluta na profundidade de referência nas condições citadas acima, é possível calcular a dose em qualquer ponto dentro do fantoma utilizando as medidas de PDP e perfil (KHAN 1994; TG 47 1994). A unidade monitora é o valor numérico colocado no aparelho que está relacionado com a intensidade de radiação lida pela câmara de ionização localizada na cabeça do acelerador (Figura 7). Após a calibração se o técnico de radioterapia (profissional responsável pela operação da máquina de radioterapia), colocar 20 UM e disparar o feixe, ele estará dando 20 cGy na

profundidade de buildup para o campo 10 x 10 cm² aberto em um fantoma de água. A calibração absoluta é realizada como descrito no item 2.3.1.

2.3.3 DOSIMETRIA COM FILME

A dosimetria com câmara de ionização tem uma pobre resolução espacial. Segundo YEO (2004) a dosimetria com filme radiográfico tem algumas vantagens tais como:

- 1) Excelente resolução espacial que é limitada principalmente pelo tamanho do grão de brometo de prata na emulsão (em torno de 1 micron) e o diâmetro da luz do densitômetro.
- 2) Apresenta uma resposta uniforme através da espessura da película.
- 3) Requer curto tempo de medida.
- 4) Se comporta como um dosímetro integrador adequado para feixes dinâmicos.
- 5) O procedimento de medida torna-se simples uma vez que utiliza água sólida, ou plástico, e não utiliza água líquida.

A opacidade do filme revelado pode ser quantificada pela definição de uma quantidade chamada densidade ótica (DO):

$$DO = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (2.15)$$

onde I é a intensidade de luz transmitida no filme captada pelo densitômetro e I₀ é a luz incidente emitida pelo densitômetro no filme. O densitômetro é o aparelho capaz de fazer a medida de DO (YEO 2004; SUCHOWERSKA *et al* 1999; ZHU *et al* 2002; DOGAN *et al* 2002;)

A dosimetria com filme depende da energia absorvida na reação química no revestimento da emulsão da película (SUCHOWERSKA *et al* 1999). A mudança da densidade ótica causada por esta reação química será então relacionada à dose.

A Figura 2.20 mostra o poder de frenamento mássico para emulsão e para água em função da energia dos elétrons. Se for considerado um fantoma com água como meio

responsável pelos elétrons secundários, o valor do poder de frenamento mássico do filme em relação à água não varia significativamente com as mudanças espectrais. Se os elétrons secundários foram originados da interação de fótons no filme então haverá uma mudança da energia depositada no filme em relação à profundidade da água. Esta mudança ocorre devido a forte variação do coeficiente de atenuação mássico da emulsão com a energia principalmente para energia abaixo de 400 KeV (Figura 2.21).

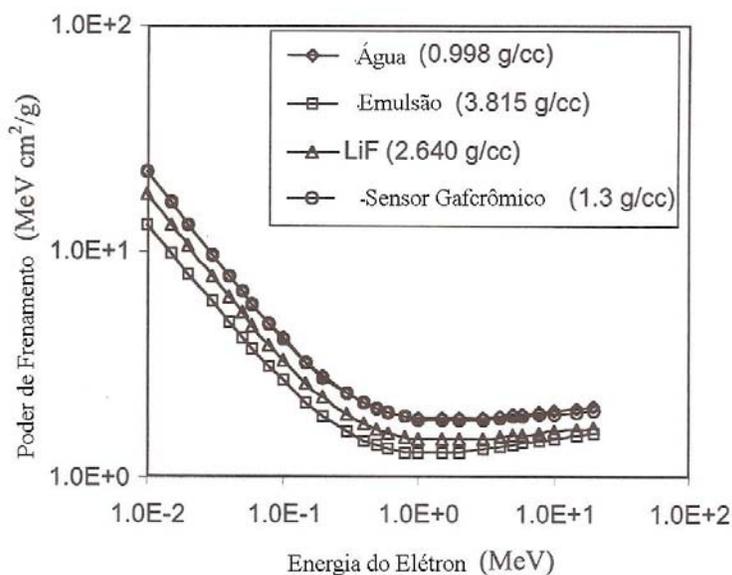


Figura 2.20: Dependência do poder de frenamento com a energia do feixe de elétrons para a água, emulsão de um filme, LIF (detetor termoluminescente) e filme radiocrômico (YEO 2004).

No caso de dosimetria de feixes de elétrons, não há deposição de energia devido a elétrons ejetados no filme por interação com fótons. Neste caso a dosimetria com filme é bastante precisa não sendo necessário à utilização de fatores de correção devido à mudança espectral com a profundidade. Este tipo de correção é feito quando a dosimetria para feixes de elétrons é realizada com câmara de ionização.

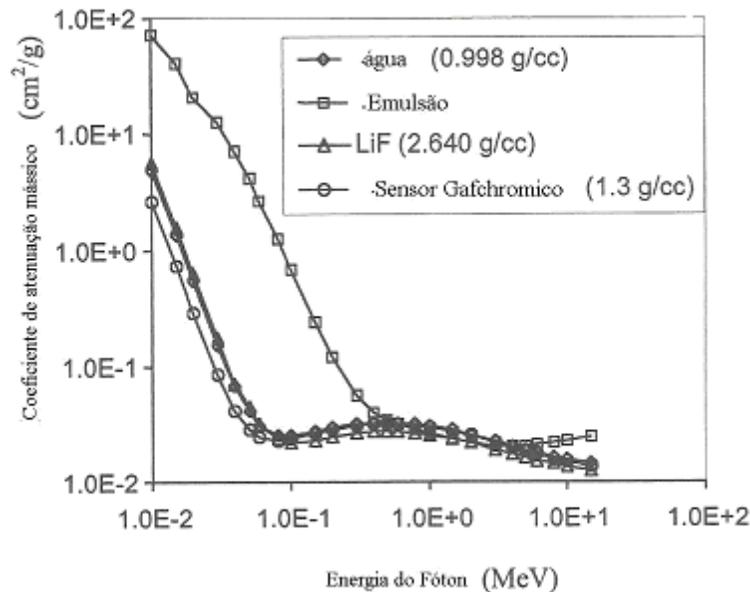


Figura 2.21: Variação do coeficiente de atenuação mássico com a energia dos fótons incidentes para água, emulsão, detector termoluminescente e filme radiocrômico (YEO).

Para feixes de fótons, a resposta do filme varia mais significativamente com relação à mudança do espectro com a profundidade em um fantoma. Segundo YEO (2004) o erro da dosimetria com filme é em torno de 60% para a profundidade de 25 cm com campo de 25 cm e feixe de 4 MV relativo a uma medida com a câmara de ionização na profundidade de 5 cm para o mesmo campo e feixe. Esta diferença é devido a sobre-resposta do filme para fótons com energia abaixo de 400 KeV (Figura 2.21). Esta sobre-resposta varia com a posição do filme, tamanho de campo utilizado na dosimetria e profundidade dentro do fantoma. O filme colocado na posição paralela ao feixe apresenta uma maior interação dos fótons com o filme, portanto uma maior sobre-resposta, quando comparado com o filme colocado na posição perpendicular ao feixe.

Para converter DO em dose no tecido é necessário fazer a calibração do filme. Irradia-se várias regiões do filme com diferentes valores de dose conhecida. Posteriormente cada região tem sua densidade ótica lida com uso do densitômetro. Desta maneira é possível

levantar uma curva de resposta da dose em relação a DO para o filme em questão. Esta curva varia com os seguintes parâmetros:

- 1) condições de revelação;
- 2) posição do filme com relação ao feixe (Figura 2.22);
- 3) profundidade em que foi realizada a curva de resposta (para fótons)
- 4) energia do feixe.

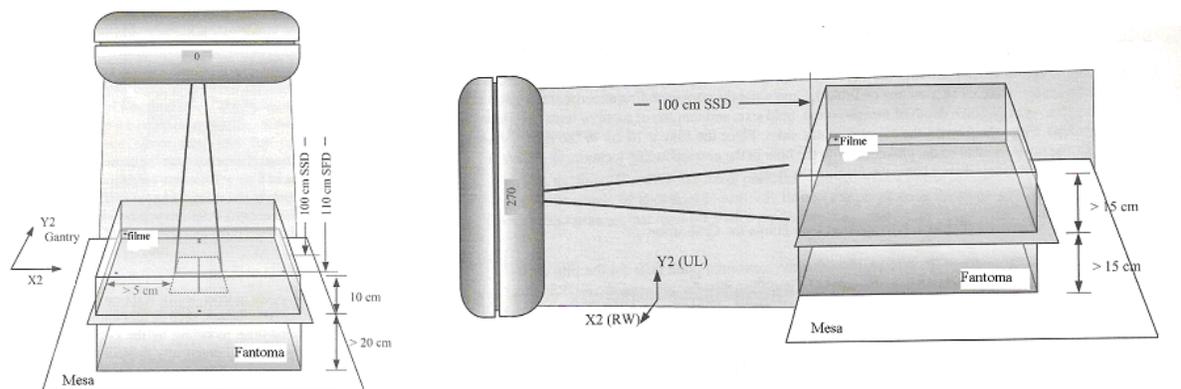


Figura 2.22: Posições utilizadas na calibração do filme. Filme posicionado perpendicular ao feixe e paralelo ao feixe (YEO 2004).

A Figura 2.23 mostra a PDP comparando a resposta de dois filmes, próprios para dosimetria, com a câmara de ionização. Esta figura demonstra que o filme EDR2 (Kodak) é menos sensível para fótons espalhados com menor energia do que o X-Omatic V (XV - Kodak). Quanto maiores o tamanho de campo e a profundidade maior será a contribuição de fótons espalhados com energia abaixo de 400 KeV. O filme XV apresenta uma sobre-resposta em torno de 15 % para profundidades acima de 20 cm. A medida foi realizada para um campo quadrado de 20 cm de lado, SSD = 100 cm e feixe de fótons de 6MV e a posição do filme foi paralela ao feixe.

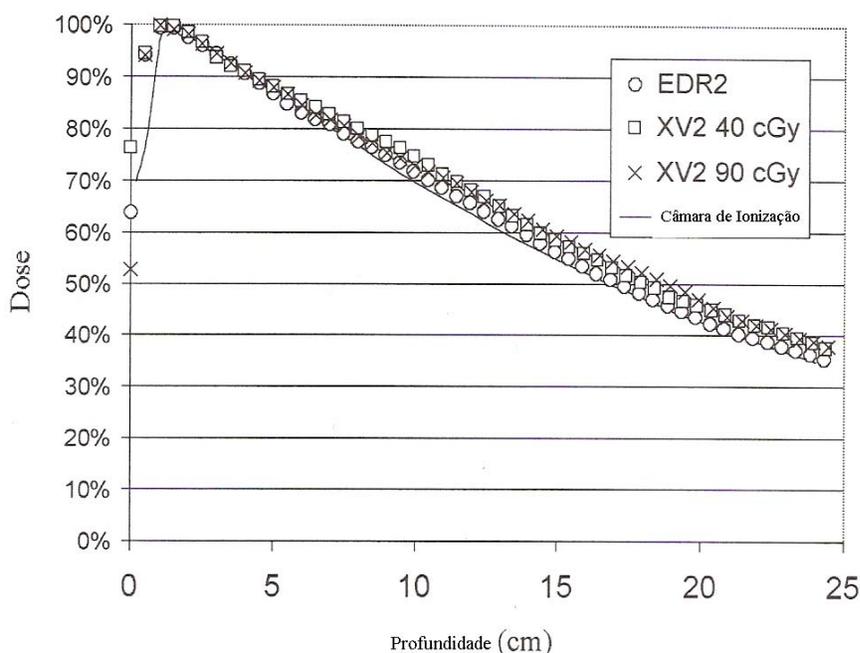


Figura 2.23: PDP medida com EDR2, XV2 e câmara de ionização para campo quadrado de 20 cm de lado. Os dados mostram que o XV2 tem uma sobre resposta de 15% para a maior profundidade e tamanho de campo testado, mas somente 2% para EDR2. Condição de calibração: Raio X de 6 MV com tamanho de campo de 7 x 7 cm² com os filmes irradiados a 1,5 cm de profundidade em um fantoma de água sólida (YEO 2004).

2.4 DOSIMETRIA CLÍNICA

Os dados obtidos da dosimetria física descrita no item anterior são utilizados para alimentar um software de planejamento 3D. Este software vai interpolar estes dados e gerar fatores que serão usados para correções para campos e superfícies irregulares e heterogeneidades (estruturas com densidade diferente da água). É importante lembrar que as medidas são realizadas em água (meio homogêneo), superfície regular (superfície plana), campos abertos (sem as proteções normalmente usados em radioterapia).

Para correções do rendimento (fator *output*) da máquina na presença de campos irregulares, a divisão do feixe em componente primária e espalhada se faz necessária. A componente espalhada é dividida em duas, onde uma é composta de fótons oriundos dos

componentes do cabeçote do acelerador, sendo que a maior parte destes fótons são espalhados do colimador primário e do FF (S_c). A outra componente de feixe espalhado tem origem dentro do fantoma (S_p). Na Figura 2.18 é possível ver que quanto maior o campo maior será o volume de fantoma irradiado, portanto, maior a componente do espalhamento do fantoma (KHAN 1994). O numero de fótons espalhados no S_c também aumenta com o tamanho do campo, pois, quanto maior à abertura dos colimadores, mais colimador primário e FF ficam expostos em relação ao ponto de referência (Figura 2.18).

Quando considerado o mesmo tamanho de campo, o espalhamento do fantoma aumenta com a profundidade sendo assim extremamente importante nos valores de PDP. Este espalhamento explica o aumento da PDP com o tamanho de campo, para uma mesma profundidade. Sua intensidade é extremamente dependente do espectro de energia do feixe de Raio X, sendo inversamente proporcional a sua energia média.

Na componente espalhada do cabeçote do acelerador, a maior influência é a posição do colimador primário e do FF em relação ao ponto em que se está avaliando a dose. O fator espalhamento do colimador (S_c) é derivado da equação abaixo de acordo com KHAN (1994):

$$S_c(X, Y) = \frac{output(X, Y)}{S_p(a)} \quad (2.16)$$

onde S_p é a contribuição do espalhamento do campo quadrado equivalente (a) em espalhamento de fótons dentro do fantoma ao campo retangular X, Y (KHAN 1994). Os valores de $S_p(a)$ podem ser obtidos em BJR (1996) para um feixe com um determinado índice de qualidade e campo quadrado equivalente ao campo retangular X e Y . A fórmula para se obter o quadrado equivalente se encontra abaixo:

$$a = \frac{2 \cdot X \cdot Y}{X + Y} \quad (2.17)$$

Existem duas técnicas de planejamento em teleterapia, uma chamada Fonte-pele constante (SSD) e a outra isocêntrica (SAD). Na técnica SSD à distância da fonte até a pele é mantida constante para todos os campos de tratamento. Para os cálculos são utilizadas as PDP medidas com o mesmo SSD dos campos. Do ponto de vista operacional esta técnica é bastante complicada, uma vez que é necessário mexer no paciente para aplicação de cada

campo. O acelerador é construído para girar em torno de um ponto chamado isocentro que na maioria das vezes se localiza a 100 cm de distância da fonte. Na técnica SAD o isocentro é localizado no meio do volume tumoral e a aplicação de vários campos de radiação é realizada apenas girando o aparelho em torno deste ponto, não variando a distância fonte-tumor. Neste caso a distância fonte-pele é variada para cada campo, o que torna impossível o cálculo usando PDP que são medidos para SSD fixos. Para técnicas isocêntricas houve a necessidade da criação de uma nova relação para o cálculo de dose no eixo vertical chamada de TMR. Ele é definido como a relação entre a dose que chega a uma profundidade “d”, em um fantoma, e a dose na profundidade de buildup (b). Neste caso os dois pontos estão à mesma distância da fonte e isto difere o TMR do PDP onde o SSD é mantido fixo (Figura 2.24).

$$TMR(d,r)=Dd/Db \quad (2.18)$$

Na verdade o TMR não é medido, mas sim gerado a partir da PDP pelo software de planejamento. Segundo KHAN as fórmulas abaixo podem ser utilizadas para o cálculo do TMR a partir da medida de PDP:

$$TMR(d, r_d) = \left(\frac{PDP(d, r, SSD)}{100} \right) \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD + b} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_b)}{S_p(r_d)} \right) \quad (2.19)$$

$$r_d = r \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD} \right) \quad (2.20)$$

$$r_b = r \cdot \left(\frac{SSD + b}{SSD} \right) \quad (2.21)$$

onde “r” é o tamanho de campo para o qual a PDP foi medida, “d” é a profundidade.

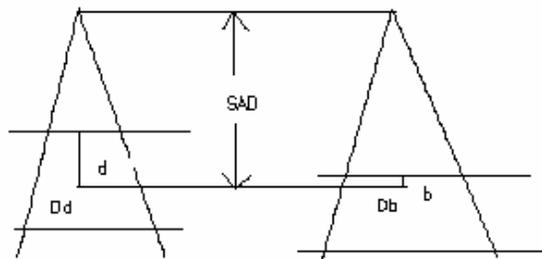


Figura 2.24 - Definição de TMR.

Dyk (1999) define que um TPS realiza um cálculo 3D quando a radiação primária e espalhada é seguida independentemente através do volume de tecido irradiado. A radiação primária se origina no alvo dentro do acelerador e provoca ionizações próximas a um ponto de interesse (ponto de cálculo) sem realizar nenhuma interação anterior. A radiação espalhada produz ionizações no ponto de interesse sendo que seu caminho se origina de dentro do paciente. Trata-se de um problema bastante complexo uma vez que a fonte primária é frequentemente composta por partículas com uma distribuição energética em forma de espectro. Dentro do paciente, múltiplos espalhamentos de fótons e elétrons são igualmente complexos.

O TG 85 (2004) reporta exemplos de detecção clínica de diferenças de dose de 7% entre a dose prescrita e a dose dada ao paciente. Por este motivo a precisão nos fatores de correção dos cálculos do TPS é importante, principalmente a correção para presença de heterogeneidades. Hoje a variação máxima de $\pm 5\%$ de incerteza para a dose liberada no paciente é recomendada pelo AAPM (TG 85), mas esta associação menciona que em um futuro próximo esta incerteza será reduzida para $\pm 3\%$.

2.4.1 ALGORITMOS DE CÁLCULO

Segundo Dyk (1999), a maior evolução no método de cálculo da dose ocorreu quando a radiação foi decomposta em componente primária e espalhada. Na Figura 2.25 o espalhamento total do feixe de radiação encontra o ponto $P(x,y,z)$ dentro do fantoma com água. Contribuições de espalhamento de vários pequenos volumes de diferentes formas são isoladas através da obtenção dados de várias profundidades e tamanhos de campos (dosimetria física).

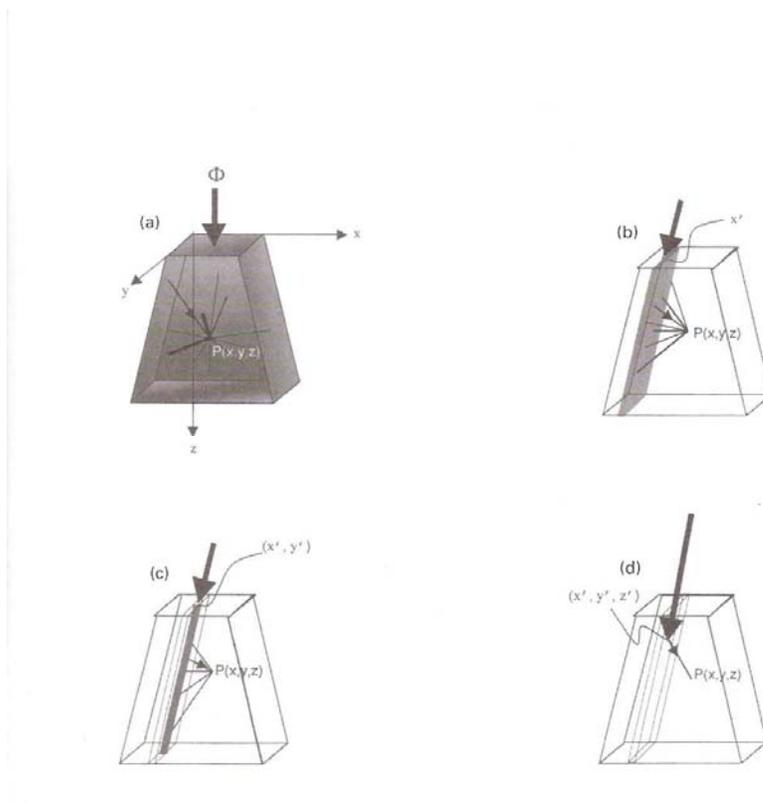


Figura 2.25: A contribuição na dose de vários tipos de kernel de espalhamento. a) Contribuição total do espalhamento de todo volume no ponto x , y e z . b) Contribuição do espalhamento de um elemento de volume em forma de laje, c) em forma de lápis e d) pontual (DYK 1999).

Pode-se determinar a contribuição de regiões com elemento de volume na forma de laje, lápis e ponto.

Dyk (1999) define o padrão de espalhamento da energia como kernel de espalhamento definido conceitualmente na Figura 2.26. Neste contexto, o local onde houve a interação do fóton é considerado como uma fonte e o ponto kernel é a função de energia espalhada como descrito na Figura 2.26. Durante a execução do algoritmo de cálculo, a dose em um ponto é calculada tomando os efeitos dos elementos de espalhamento. As três fórmulas abaixo mostram as possibilidades de utilização dos kernels mostrados nas Figuras 2.25 e 2.26,

$$D(x, y, z,) = \int \Phi_{1D}(x')K_{laje}(x'; x, y, z)dx' \quad (2.22)$$

$$D(x, y, z,) = \int \int \Phi_{2D}(x', y')K_{lapis}(x', y'; x, y, z)dx'dy' \quad (2.23)$$

$$D(x, y, z,) = \int \int \int \Phi_{3D}(x', y', z')K_{ponto}(x', y', z'; x, y, z)dx'dy'dz' \quad (2.24)$$

onde Φ é proporcional a fluência do feixe primário incidente em cada superfície do kernel e K é uma laje, lápis ou ponto dentro do kernel, ou seja a dose em um ponto é o produto de uma função que está relacionado com uma fonte primária com uma função espalhamento (kernel). Este é o princípio do algoritmo chamado de superposição (TG 85 2004).

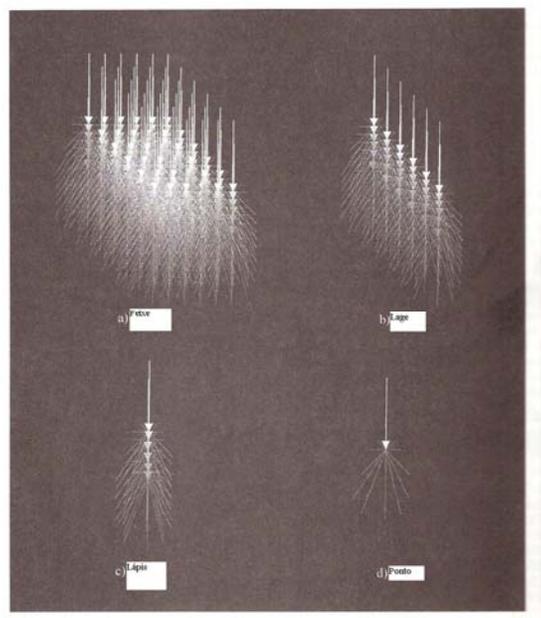


Figura 2.26: kernel de espalhamento de diferentes dimensões (DYK 1999).

Em um caso especial, tal como fonte com feixe monoenergético não divergente e meio homogêneo, o kernel de espalhamento é constante dentro do volume e neste caso a solução da equação integral pode ser realizada utilizando transformada de Fourier (convolução). Quando na presença de heterogeneidades dentro do volume e feixe polienergético algumas aproximações são assumidas com intuito de manter a rápida solução por transformada de Fourier. Este método é aplicado para feixes de fótons, elétrons e radiação gama (braquiterapia). Para feixe de fótons a radiação em um ponto é a soma da contribuição da atenuação exponencial dos fótons primários com os fótons vindo espalhados de todo volume. Para feixes de elétrons, a contribuição do feixe primário fica restrito apenas a superfície sendo mais utilizado o kernel em forma de lápis (*Pencil Beam*).

A integração pode ser também realizada por uma técnica randômica chamada método Monte Carlo. Esta técnica simula um grande número de partículas individuais e de interações destas partículas com a matéria. Do ponto de vista de custo computacional, este método é menos eficiente do que os métodos determinísticos descritos nos parágrafos anteriores. Ele tem a vantagem de simular uma larga faixa de complexidades na interação das partículas com a matéria (Figura 2.27). Esta técnica será descrita mais detalhadamente adiante.

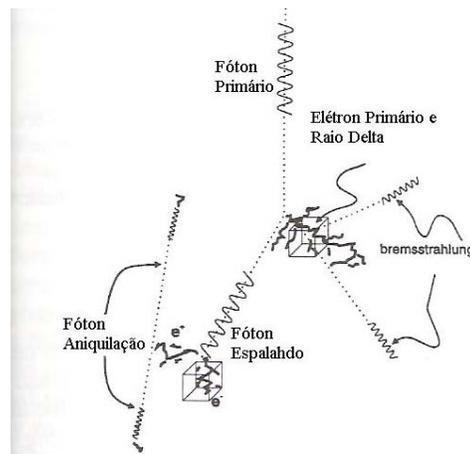


Figura 2.27: Simples história de um fóton. Cada interação de um fóton primário emite vários elétrons secundários e fótons (DYK 1999).

Historicamente, duas aproximações são avaliadas (DYK 1999), a correção baseada em métodos e o modelo baseado em métodos.

Na correção baseada em métodos parte-se do princípio que o cálculo é realizado em água com correções secundárias introduzidas levando em conta a densidade do tecido. A distribuição de dose, corrigida para presença de heterogeneidade no tecido, é dado por:

$$D_{het.}(x, y, z) = ICF(x, y, z) \times D_{H_2O}(x, y, z) \quad (2.25)$$

onde $D_{het.}$ é a distribuição de dose dentro da heterogeneidade, ICF é o fator de correção devido a heterogeneidade e D_{H_2O} é a distribuição de dose na água. A Figura 2.28 resume várias maneiras de calcular ICF .

O primeiro método descrito na Figura 2.28 (a) utiliza um comprimento de caminho água equivalente para corrigir a fluência da componente primária do feixe. Entretanto esta aproximação ajusta a componente de espalhada do feixe indiretamente e é uma limitação deste método.

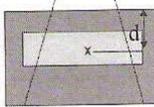
O RTAR é o mais comum método utilizado para correção de heterogeneidade (TG 85 2004). O fator de correção ICF é dado pela razão de dois TMR, um avaliado com profundidade equivalente e o outro com a profundidade física do ponto de cálculo em relação à superfície do fantoma. A profundidade equivalente é dado por $d' = d_2 - d_1 + \rho \cdot d_1$ onde ρ é a densidade eletrônica do meio (heterogeneidade) em relação a água (KHAN 1994).

O método da lei da potência considera a proximidade da heterogeneidade em relação ao ponto de interesse, aumentando assim a precisão do cálculo da dose no pulmão. O algoritmo ETAR é a modificação do RTAR levando em conta a variação da densidade no plano de cálculo e posterior compressão destes planos. DYK (1999) chama este método de cálculo de “2,5 D”.

Os métodos descritos na Figura 2.28 assumem que a energia é absorvida localmente, ou seja, não levam em consideração o transporte de elétron espalhado. Eles são melhor aplicados para energias menores de 6 MV onde o equilíbrio eletrônico é assumido e a influência do espalhamento é maior (TG 85 2004). Para feixes com energias maiores que 6 MV o algoritmo mais adequado é o que leva em conta o transporte de elétrons resultante da

interação dos fótons com o meio. Neste caso a contribuição do espalhamento é menos importante e o efeito dos elétrons ejetados pode conduzir a altas mudanças de dose local.

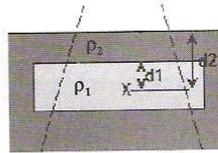
a) Coeficiente Efetivo de atenuação

$$ICF = e^{\mu'(d-d')}$$


Onde μ' = Coeficiente Efetivo de atenuação (cm^{-1})
 d = Profundidade Física
 d' = Profundidade Equivalente
 $= \sum_i (\Delta d_i) \times \rho_i$

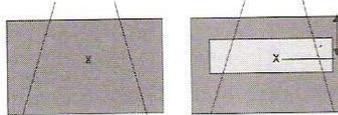
b) Lei da Potência (Batho)

$$ICF = \frac{T(d_1, W_d)^{\rho_1 - \rho_2}}{T(d_2, W_d)^{\rho_1 - \rho_2}}$$



c) Razão entre as relações tecido- máximo (RTAR)

$$ICF = \frac{T(d', W)}{T(d, W)}$$



onde d' = Profundidade equivalente
 d = Profundidade física
 T = Relação Tecido- Máximo

d) Relação Tecido - Máximo Equivalente (ETAR)

$$ICF = \frac{T(d', \tilde{r})}{T(d, r)}$$

onde $\tilde{r} = r \tilde{\rho}$

$$\tilde{\rho} = \frac{\sum_i \sum_j \sum_k \rho_{ijk} W_{ijk}}{\sum_i \sum_j \sum_k W_{ijk}}$$

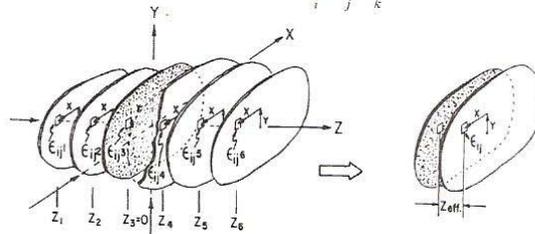


Figura 2.28: Exemplos de algoritmos de correções para feixe de fótons (DYK 1999).

Grupos de elétrons ejetados em um meio devido à interação de fótons de feixes de alta energia viajam vários centímetros quando se encontram em um meio com baixa densidade. Quando um feixe estreito de raio X (por exemplo um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$), atravessa o pulmão, há uma redução da dose dentro deste de 10 % indo na contra mão do cálculo que prevê um aumento em torno de 10% da dose dentro do pulmão. Este fenômeno chama-se Perda de Equilíbrio Eletrônico Lateral (Figura 2.29). O livre caminho médio dos elétrons na direção longitudinal, colocados em movimento através da interação do feixe de fótons de 15 MV, é em torno de 3 cm na água e para a cortiça (densidade de $0,3 \text{ g/cm}^3$) é em torno de 9 cm. Quando considerado o espalhamento lateral os elétrons percorrem cerca de $1/3$ até $1/2$ da distância longitudinal, aproximadamente de 3 a 5 cm na cortiça. Assim para irradiação de meio com densidade próxima a da cortiça, para que haja equilíbrio eletrônico lateral, é necessário um tamanho de campo com duas vezes esta distância, cerca de 6 a 10 cm. Alguns algoritmos baseados em convolução superposição fazem o transporte de elétrons e consideram que a energia não é absorvida no local da interação do fóton (MACKIE *et al*, 1985, 1988; AHNESJO *et al*, 1989). Eles foram criados para resolverem o problema do cálculo de dose em meios com baixa densidade para feixes de alta energia ($> 10 \text{ MeV}$) e campos estreitos.

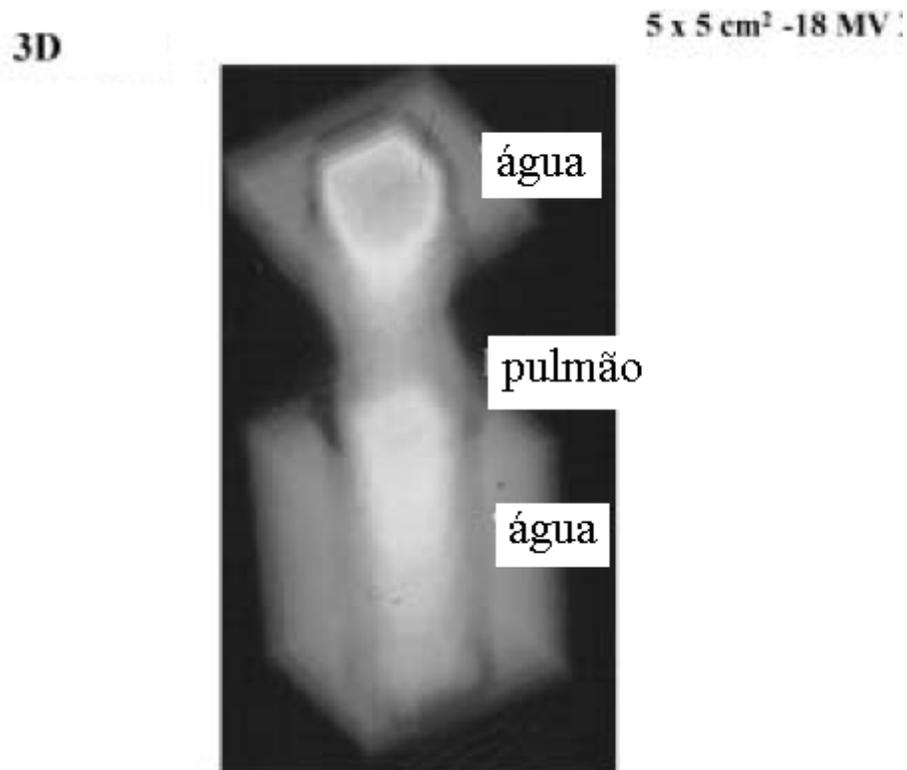


Figura 2.29: Distribuição de dose em 3D para um feixe de 18 MV de fótons em um fantoma água/simulador de pulmão/água. A intensidade da dose é maior na região no topo do fantoma, fica pouca intensa na região do pulmão e aumenta sua intensidade novamente ao penetrar na água. O alcance das partículas aumenta em um meio com baixa densidade (comparado com a densidade da água). Mais elétrons saem lateralmente para fora do campo do que entram devido ao tamanho do campo (5 x 5 cm²), explicando assim a diminuição da dose dentro do pulmão (TG 85 2004).

2.4.2 CADPLAN

O TPS avaliado neste trabalho é o CADPLAN e é comercializado pela “*Varian Medical System*”. Seu algoritmo é o “*pencil beam kernels*” (STORCHI 1996) (Kernel com forma de lápis). A partir da dosimetria física o TPS avalia vários parâmetros que serão utilizados na dosimetria clínica. O modelo de reconstrução do feixe de fótons é utilizado para calcular a distribuição de dose em material água-equivalente utilizando uma dada geometria do feixe (forma do campo, distância fonte-pele) (BJR 1996). A distribuição de dose de um campo regular é calculada através de um módulo chamado Modelo de Feixe Regular (MFR) (Guia do usuário do CADPLAN). Este modelo é baseado nos dados da dosimetria física. O modelo de convolução *Pencil beam* (equação 2.23) faz o cálculo para o

caso de campos irregulares. O Modelo do Paciente (MP) aplica a distribuição de dose calculada em material água equivalente para anatomia do paciente tomando em conta correções de heterogeneidades e curvatura do corpo (incidência oblíqua do campo de irradiação). Para correção devido à presença de heterogeneidades no tecido, duas possibilidades são avaliadas; Lei da Potência de Batho (padrão) e Equivalente TAR (Figura 2.28).

Para o MFR a dose é dada pelo produto da dose na profundidade pelo fator *off-axis*. A configuração deste modelo é realizada com as medidas de PDP para os campos quadrados, medida do perfil de campo e a medida da maior diagonal do campo. A relação *off-axis* em um determinado ponto é computado como produto do *off-axis* primário por um fator limitante. A componente primária descreve um perfil de campo infinito, campo não colimado. Ele é definido como relação da dose em um ponto fora do raio central em função da dose no raio central do feixe na mesma profundidade, sendo uma função da distância radial com relação ao centro do campo (r) e profundidade (d). O *off-axis* Primário é modulado por uma função envelope ($P_c(r,d)$) que cobre todos os perfis de campos feixes colimados do menor ao maior campo. O Fator Limitante descreve o perfil do feixe na região limite do campo finito, limitado por colimadores secundários. Ele é definido como a relação de dose fora do centro para um campo finito para o mesmo ponto em um campo infinito. O Fator Limitante ($P_B(x,d, F_S)$) é função da distância do eixo central (x), profundidade (d), e tamanho de campo (F_S).

O modelo implementado no CADPLAN para cálculo de dose devido a campos irregulares é baseado na convolução (equação 2.23) com dois *pencil beam kernels*, que foram derivados da dosimetria física (STORCHI 1996; DYK 1999; TG 85 2004). As equações são:

$$D(x, y, z) = D_a(z, F) \times P_b(x, y, z, F) \times P_c(r, z) \quad (2.26)$$

$$D_a(z, F) = \frac{(f + z_{ref})^2}{(f + z)^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(x', y') K_s(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (2.27)$$

$$P_b(x, y, z, F) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(x', y') (x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (2.28)$$

onde $D_a(z, F)$ é a dose na profundidade em um eixo efetivo para um campo de fótons F. No caso de um campo retangular o eixo efetivo coincide com o eixo central. $P_b(x, y, z, F)$ é a função limitante no ponto *off-axis* (x,y) a uma profundidade z. $P_c(r, z)$ é a função envelope a uma distância r do centro do campo a uma profundidade z.

O MP determina como a superfície do paciente e heterogeneidades são trabalhadas quando se aplica a distribuição de dose do feixe para anatomia do paciente. O fator de correção para presença de heterogeneidade do tecido é calculado por três métodos para feixe de fótons, Lei da Potência de Batho, Lei da Potência Modificada de Batho e Equivalente TAR.

A matriz densidade eletrônica (128 x 128 *pixels* – elemento de imagem) é calculada da matriz do CT (256 x 256 *pixels*), tanto para campos de fótons quanto para elétrons. A Figura 2.30 mostra uma fatia de tomografia dividida em “*pixels*” (elemento de imagem). Camadas homogêneas perpendiculares ao raio central do campo são traçadas em intervalo de 1,0 cm e ao mesmo tempo o software calcula a densidade eletrônica média de cada camada.

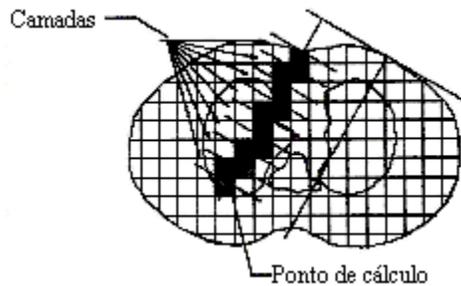


Figura 2.30: Divisão da a imagem da tomografia em *pixels*, sendo que cada um tem sua densidade avaliada pelo tomógrafo.

Como o TMR não é válido na região de buildup, a fórmula (2.29) utiliza apenas à parte abaixo da profundidade de dose máxima (D_{max}) das curvas de TMR, para calcular o fator de correção para cada camada, na correção utilizando Lei da Potência Modificada de Batho.

$$ICF = K_N \cdot \prod_{m=1}^N T(d_m + D_{max}, A)^{(p_m)_m - (p_m)_{m-1}} \quad (2.29)$$

$$K_N = \frac{(\mu_{en}/\rho)_N}{(\mu_{en}/\rho)_0} = (\rho_e^w)_N \quad (2.30)$$

onde N é o índice de identificação da última camada, T é o TMR, d_m é a profundidade do ponto da grade até heterogeneidade, A é o tamanho de campo, $(\mu_{en}/\rho)_N$ é o coeficiente de absorção em massa para N-ésima camada e $(\mu_{en}/\rho)_0$ é o coeficiente de absorção em massa para água, m é índice do limite da heterogeneidade. As densidades de cada elemento de imagem são enviadas para o CADPLAN pela tomografia computadorizada através do protocolo de comunicação chamado DICOM (DYK 1999).

Agora temos condições de responder as perguntas levantadas no início do item 2.3.2. O tempo, que o paciente da Figura 2.11 permanece embaixo da máquina com o feixe ligado para liberar a dose prescrita pelo médico com o campo mostrado na Figura 2.11, pode ser determinado através do cálculo das unidades monitoras. Para aplicar uma determinada dose prescrita pelo médico “ D_p ” em um ponto localizado a uma profundidade “ d ”, dentro do paciente, e distância do raio central “ r ”, as unidades monitoras são calculadas, para a técnica fonte-pele constante, como mostrado abaixo:

$$UM = \frac{D_p \cdot F_b}{PDP(a, SSD, d) \cdot ICF \cdot S_p(a) S_c(X, Y) \cdot F_f \cdot OF(r) \cdot D_r} \quad (2.31)$$

sendo que F_f é o fator filtro que é a dose na condição de referência com filtro pela dose nestas mesmas condições sem filtro. O $OF(r)$ é o fator *off-axis* e D_r é o fator de calibração no ponto de referência e “ a ” é o campo quadrado equivalente ao campo retangular dado pela fórmula (2.17) na superfície do paciente. Quando não há filtro no campo, nem correções de heterogeneidades F_f e ICF são iguais a 1 e $S_c(X, Y)$ é o fator espalhamento do colimador para campos retangulares sem filtro. Se o campo tiver filtro, será usado $S_{c,f}(X, Y)$ que é o espalhamento do colimador para campos retangulares com filtro e F_f diferente de 1 (Mijnheer 2001). F_b é o fator bandeja, definido como a dose sem bandeja em condições de referência pela dose com bandeja nas mesmas condições.

Para calcular a dose no mesmo ponto descrito acima com a técnica isocêntrica, teremos que trocar a $PDP(a, SSD, d)$ para $TMR(a', d)$, onde a' é o tamanho de campo quadrado equivalente no isocentro (dentro do paciente). D_r deve ser multiplicado por um

fator $[(SSD+d_b)/SAD]^2$ onde SAD é a distância fonte-isocentro. Esta última correção se deve ao fato da calibração ter sido realizada com $SSD = 100$ cm. Se a calibração fosse isocêntrica, esta última correção não seria necessária.

2.5 TERAPIA COM FEIXE DE ELÉTRONS

O acelerador Clinac 2100 mostrado na Figura 2.4 é capaz de produzir feixes tanto de fótons quanto de elétrons. Até agora foi descrita a produção de raios X. Quando selecionada a opção de elétrons na máquina, o alvo é retirado da direção do feixe (Figura 2.31). Como ao sair do tubo acelerador de elétrons o feixe tem alguns milímetros de diâmetro, o carrossel (Figura 2.7) coloca na direção do feixe uma folha metálica para espalhar os elétrons. Portanto quando selecionamos o feixe de fótons o carrossel coloca o FF na direção do feixe e quando selecionado o feixe de elétrons, a folha metálica é utilizada. No modo de tratamento de elétrons, um dispositivo é encaixado na cabeça do acelerador com o objetivo de colimar o feixe de elétrons e é responsável pelo tamanho do campo de elétrons na pele do paciente. No caso do aparelho da Figura 2.4, este dispositivo chama-se cone aplicador de elétrons.

Os elétrons interagem com mais frequência com a matéria do que o feixe de fótons. Por este motivo os elétrons são utilizados para tratamentos mais superficiais. A faixa de energia para uso clínico dos elétrons é de 4 até 15 MeV, sendo possível tratar lesões que se estendam desde a superfície até 5 cm de profundidade.

A dosimetria pode ser realizada com filme, detectores de estado sólido e câmara de ionização. Neste trabalho, a dosimetria foi realizada com câmara de ionização tipo dedal $0,13 \text{ cm}^3$ (Figura 2.13), tipo Farmer (Figura 2.10) e de placas paralelas (LNRCC). A Figura 2.32 mostra um esquema de uma câmara de placas paralelas. A vantagem da utilização desta câmara é seu pequeno volume, possibilitando uma maior resolução espacial para leituras realizadas no eixo vertical (KHAN 1994). A câmara indicada para medida de dose absoluta na água para feixes de elétrons é a câmara de placas paralelas, sendo necessária também a utilização de um protocolo de calibração. Os feixes de elétrons deste trabalho foram calibrados de acordo com o protocolo de calibração 398 (IAEA 1999).

O primeiro passo para a dosimetria absoluta mencionada no parágrafo anterior é a calibração da câmara de placas paralelas através de intercomparação com a câmara farmer calibrada. A geometria usada nesta intercomparação é ilustrada na Figura 2.33. O ponto efetivo das duas câmaras é colocado na profundidade de referência (z_{ref} - 398 IAEA1999). Esta profundidade é calculada pela fórmula abaixo:

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 \quad (2.32)$$

$$R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06 \text{ g cm}^2 \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g cm}^2) \quad (2.33)$$

$$R_{50} = 1.059R_{50,ion} - 0.37 \text{ g cm}^2 \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g cm}^2) \quad (2.34)$$

O $R_{50,ion}$ é a profundidade no qual a ionização medida com a câmara de placas paralelas cai pela metade do seu valor máximo.

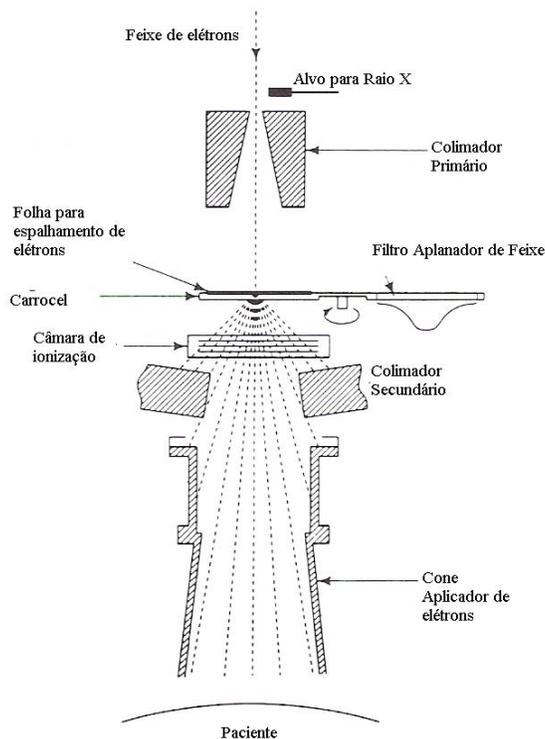


Figura 2.31: Diagrama mostrando os principais componentes do cabeçote do acelerador linear para o modo de seleção de feixe elétrons (KHAN 1994).

A mesma intensidade de radiação (UM) deve ser liberada nas duas câmaras de ionização quando colocadas na água com a geometria descrita na Figura 2.33. O fator de calibração intercomparado da câmara de placas paralelas é então encontrado pela expressão abaixo:

$$N_{D,W,Q_{cross}} = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{PP}^{ref}} \cdot N_{D,W,Q_0}^{ref} \cdot k_{Q_0,Q_{cross}} \quad (2.35)$$

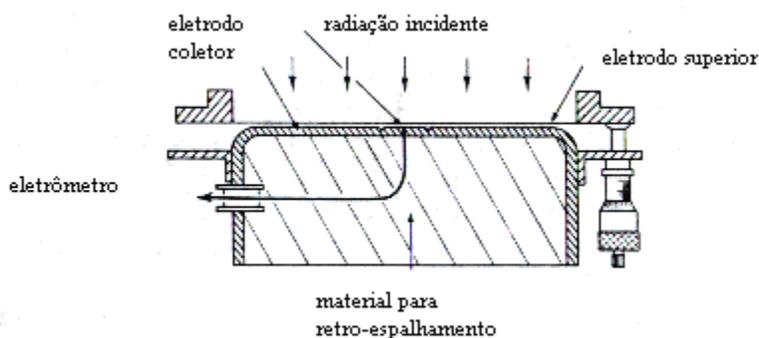


Figura 2.32 - Câmara de Placas Paralelas. A distância entre os eletrodos é em torno de 2 mm. Esta espessura faz com que esta câmara tenha um excelente resolução espacial na direção de feixe incidente (KHAN 1994).

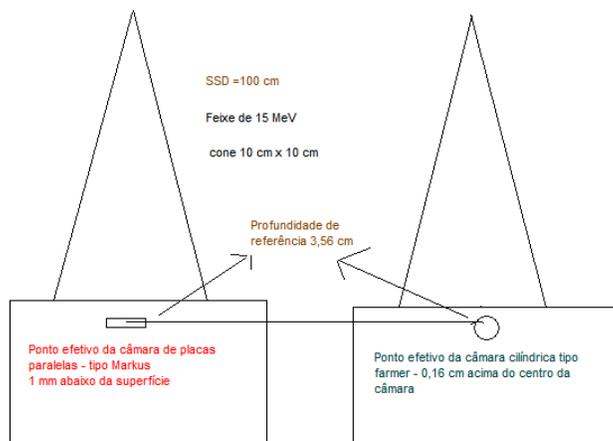


Figura 2.33 – Intercomparação entre câmara de placas paralelas tipo Markus e a câmara cilíndrica tipo farmer. A geometria utilizada foi SSD = 100 cm, profundidade de referência localizada no ponto efetivo das câmaras e cone aplicador de elétrons 10 x 10 cm². A energia utilizada nesta intercomparação foi de 15 MeV Esta intercomparação foi realizada no LNRCC.

onde $M_{Q_{cross}}^{ref}$ é a leitura da câmara cilíndrica na profundidade de referência, $M_{Q_{cross}}^{pp}$ é a leitura da câmara de placas paralelas nesta mesma profundidade, Q_{cross} representa o índice de qualidade da energia de elétrons em que foi realizada a intercomparação, N_{D,w,Q_0}^{ref} é o fator de calibração da câmara cilíndrica obtida com o feixe com índice de qualidade Q_0 (Cobalto) e $k_{Q_0,Q_{cross}}$ é a correção da resposta da câmara cilíndrica devido ao fato dela ter sido calibrada no feixe do cobalto e estar sendo usada em um feixe de elétrons com índice de qualidade Q_{cross} . O $k_{Q_0,Q_{cross}}$ é tabelado para várias câmaras cilíndricas no protocolo de calibração 398 (IAEA 1999).

Após a obtenção do fator de calibração da câmara de placas paralelas, pode-se chegar ao valor da dose absoluta em um ponto dentro do fantoma com água através da leitura de carga desta câmara de ionização. Para tanto usam-se as equações abaixo:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_{cross}} k_{Q,Q_{cross}} \quad (2.36)$$

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_{cross},Q_{int}}} \quad (2.37)$$

onde M_Q é a leitura de carga na câmara de ionização corrigida para influência da pressão e temperatura, polaridade da tensão aplicada na câmara e recombinação de íons dentro da câmara (398 IAEA 2000; KHAN 1994). O fator $k_{Q,Q_{cross}}$ é a correção da resposta da câmara de placas paralelas devido a seu uso em um feixe de qualidade Q uma vez que o $N_{D,w,Q_{cross}}$ foi obtido em um feixe de qualidade Q_{cross} . Não há uma tabela específica de correção da dependência da câmara de placas paralelas para um feixe de qualidade Q em relação a um feixe de qualidade Q_{cross} . Há uma tabela para correção da dependência energética da qualidade Q em relação à qualidade Q_{int} considerada referência pelo protocolo 398 ($Q_{int} R_{50} = 7,5 \text{ g.cm}^{-2}$; IAEA 1999). Portanto esta tabela e a expressão (2.37) devem ser utilizadas para calcular o $k_{Q,Q_{cross}}$.

A PDP não é lida diretamente, mas é calculada a partir das percentagens de ionização (PI). A PI é a leitura da câmara de placas paralelas na profundidade “d” dividida pela leitura na profundidade de dose máxima. Com relação ao buildup, o feixe de elétrons apresenta uma maior profundidade de equilíbrio eletrônico quanto maior for sua energia,

como o feixe de fótons. A dose superficial aumenta com a energia ao contrário do feixe de fótons, que tem sua dose superficial diminuída com o aumento da energia.

A PI é então multiplicada por S_{ar}^W que depende da energia do feixe e da profundidade (398 – IAEA 1999). A Figura 2.34 ilustra como a energia se degrada ao atravessar os componentes da cabeça do acelerador e principalmente ao penetrar no fantoma.

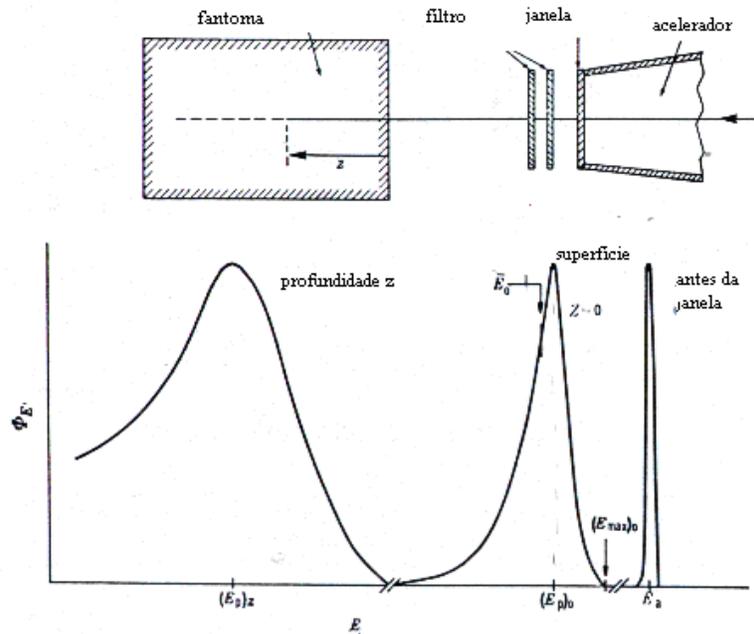


Figura 2.34 - Variação da energia média do feixe de elétrons ao passar pelos componentes da cabeça do acelerador e entrar no fantoma (KHAN 1994).

Este fenômeno é responsável pela distribuição energética em forma de espectro do feixe de elétrons a uma profundidade “d” dentro do fantoma, sendo que há uma variação significativa da energia média deste espectro com a profundidade. Segundo KHAN (1999) a energia mais provável na superfície do fantoma $(E_p)_0$ é dado pela expressão abaixo (Figura 2.34):

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2.38)$$

onde $C_1 = 0,22 \text{ MeV}$, $C_2 = 1,98 \text{ MeV cm}^{-1}$, e $C_3 = 0,0025 \text{ MeV cm}^{-2}$. O R_p é chamado de alcance prático e será explicado mais adiante. A energia média na superfície é dado por:

$$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2.39)$$

onde $C_4 = 2,33 \text{ MeV cm}^{-1}$ e R_{50} é a profundidade para qual a dose cai para 50% da dose máxima. Para avaliar estas duas grandezas na profundidade as seguintes expressões são utilizadas:

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.40)$$

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.41)$$

onde z é a profundidade. Como o S_{ar}^w depende do espectro, fica assim então explicado a correção de S_{ar}^w com a profundidade nas tabelas do protocolo de calibração 398(IAEA 1999). Resumindo a PI é corrigido multiplicando pelo S_{ar}^w chegando assim na distribuição de dose com a profundidade (PDP – Figura 2.35). Uma curva de PDP de elétrons tem as seguintes características:

- a) Dose superficial que aumenta com o aumento da energia do feixe.
- b) Profundidade de dose máxima (D_{max}).
- c) A profundidade onde a dose tem o valor de 80% da dose máxima é a região de interesse clínico.
- d) Região no qual a dose cai rapidamente (linear).
- e) Alcance prático (R_p) que é a profundidade máxima que os elétrons penetram. Ele é determinado pela interseção da reta ajustada na região de queda de dose linear com a reta ajustada na região de contaminação de fótons. Esta contaminação acontece devido ao *bremsstrahlung* na folha espalhadora de elétrons.

Todos estes parâmetros aumentam com o aumento da energia do feixe de elétrons.

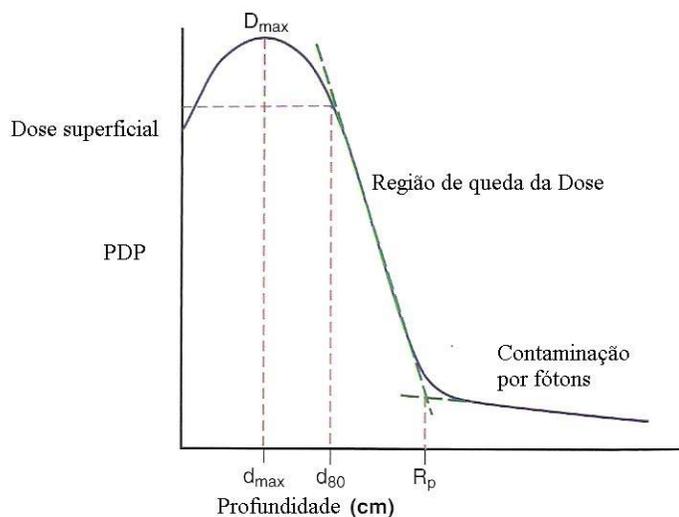


Figura 2.35: Típica curva de PDP de elétrons. Dose superficial, região de *buildup*, ponto de dose máxima, região de rápida queda da dose e região de contaminação por fótons (GUNDERSON 2007).

As medidas de perfil são realizadas com a câmara de ionização com volume de $0,13 \text{ cm}^3$ (mesma utilizada para fótons). A calibração absoluta é realizada de acordo com o protocolo de dosimetria 398, para cada energia. Na profundidade de máximo (*buildup*), são realizadas as medidas de output para todos os cones utilizados na rotina clínica.

O CADPLAN utiliza como dados de entrada, o perfil medido em uma profundidade, as curvas de PDP e as leituras da câmara com o campo bloqueado de maneira a absorver os elétrons. O objetivo desta medida é medir a contaminação de fótons no feixe de elétrons. O algoritmo utilizado no transporte de elétrons é Gaussiana Generalizada *Pencil Beam*.

No algoritmo citado acima, a distribuição de dose radial $D(r,z)$ em um *Pencil beam* a profundidade z é descrito por um somatório de m gaussianas (Guia do usuário – CADPLAN):

$$d_p(r, z) = d_p(0, z) \exp\left(-\frac{r^2}{\sigma_r^2(z)}\right) \quad (2.42)$$

onde $d_p(r, z)$ é a contribuição de dose por um elemento de volume em forma de lápis (*Pencil beam*) em um ponto radial a uma distância r do eixo central e profundidade “ z ”, $d_p(0, z)$ é a dose no eixo axial e $\sigma_r^2(z)$ é a média do deslocamento de elétrons como

resultado de múltiplos espalhamentos Coulombianos (KHAN 1999). Em coordenadas cartesianas a equação (2.42) torna-se:

$$d_p(x, y, z) = D_\infty(0,0, z) \frac{\exp\left[-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2}{2\sigma^2(x', y', z)}\right]}{2\pi\sigma^2(x', y', z)} \quad (2.43)$$

onde $d_p(x, y, z)$ é a contribuição da dose no ponto (x,y,z) por um *Pencil Beam* cujo o eixo central passa através de (x', y', z) (Figura 2.36). $D_\infty(0,0, z)$ é a dose no eixo axial na profundidade z com espessura infinitesimal com a mesma fluência do *Pencil Beam*. A equação (2.43) é normalizada para que a integral desta função no plano transversal na profundidade z seja 1. A distribuição de dose total em um campo de qualquer tamanho e forma pode ser calculado pela soma de todos *Pencil Beam* (Figura 2.36).

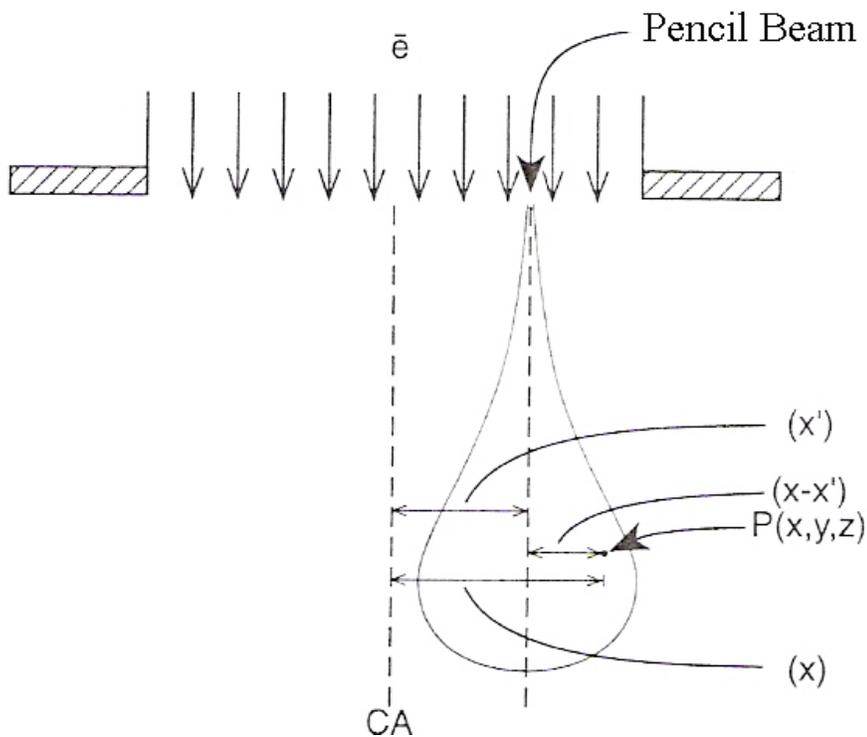


Figura 2.36: Sistema de coordenadas para o cálculo *Pencil Beam*(KHAN 1994)

A distribuição de dose pode ser significativamente alterada devido a presença de heterogeneidades no tecido, tais como osso, pulmão e cavidades de ar (Figura 2.37).

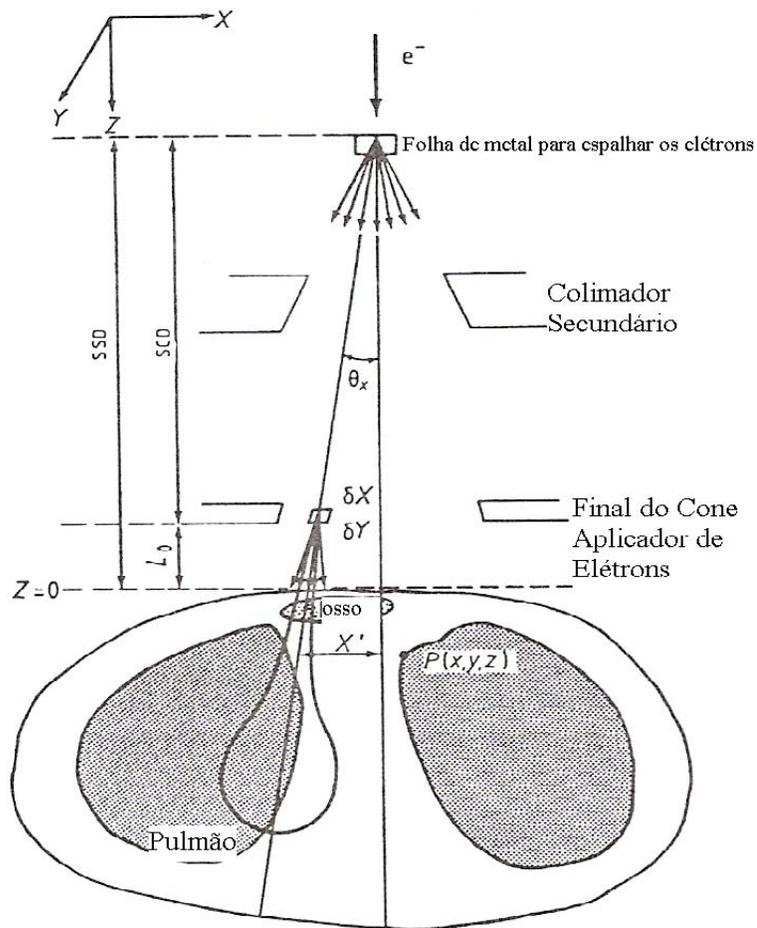


Figura 2.37: Esquema representando o funcionamento do algoritmo de elétrons (KHAN 1994).

Segundo KHAN (1994), para heterogeneidades uniformes com forma de laje (paralelepípedo), a correção pode ser realizada utilizando o método do coeficiente equivalente em espessura (CEE). Ele assume que a atenuação por uma dada espessura z da heterogeneidade é equivalente para atenuação $z \times \text{CEE}$ de água. O CEE para um dado material é aproximadamente dado pela sua densidade eletrônica relativo a densidade eletrônica da água.

Segundo KHAN (1994) o valor do CEE varia bastante dentro do pulmão. Este fenômeno é ilustrado na Figura 2.38 que mostra a distribuição de dose em um fantoma de

parede torácica, construído com água sólida e cortiça. A dose próxima à interface é decrescida em relação a seu valor na água (referência). A cortiça tem uma densidade mais baixa do que água diminuindo assim o espalhamento na interface. A partir de uma determinada profundidade a dose começa a aumentar em relação à referência, devido a uma menor atenuação da cortiça.

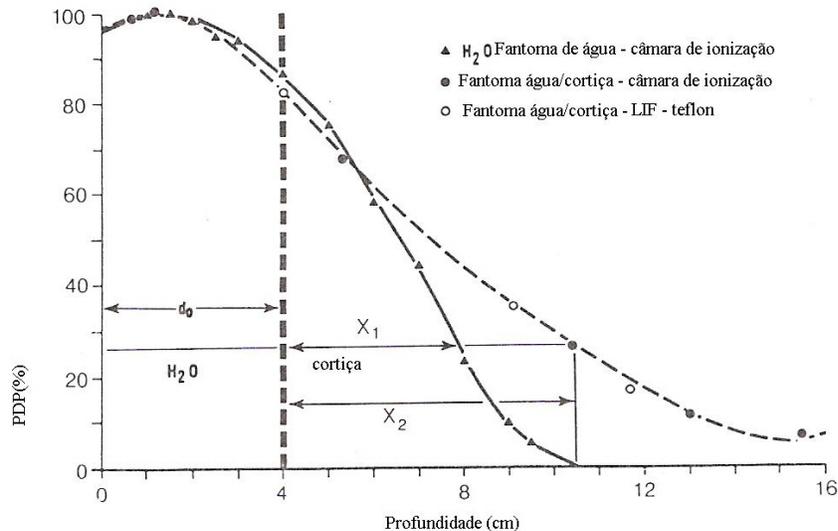


Figura 2.38: Distribuição de dose com a profundidade em um fantoma de água e água/cortiça para um feixe de 18 MeV de elétrons. Neste caso o CEE deve ser calculado pela relação $CEE = X_1/X_2$ (KHAN 1994).

PRASAD *et al* (1983) realizou medidas na parte torácica do fantoma antropomórfico *Rando phantom*, simulando um tratamento de parede torácica com elétrons de 6 e 9 MeV. A dosimetria termoluminescente foi comparada com o cálculo utilizando o CEE. O cálculo foi baseado na densidade de 0,45 em relação à água para o tecido do pulmão do fantoma (obtido na tomografia computadorizada TC). Até a profundidade de 4,5 cm as medidas concordaram com o cálculo utilizando CEE em até 7% para o 9 MeV. Uma maior discrepância foi encontrada para profundidades maiores (em torno de 14%). O autor menciona, para uma espessura de parede torácica de 2 cm, que no tratamento utilizando o feixe de elétrons de 9 MeV a dose no pulmão a 5 cm de profundidade é em torno de 72% da dose máxima no buildup.

A Figura 2.39 mostra a comparação entre a distribuição de dose sem e com correção utilizando *pencil beam*. No caso com correção o CEE foi assumido igual à densidade do pulmão.

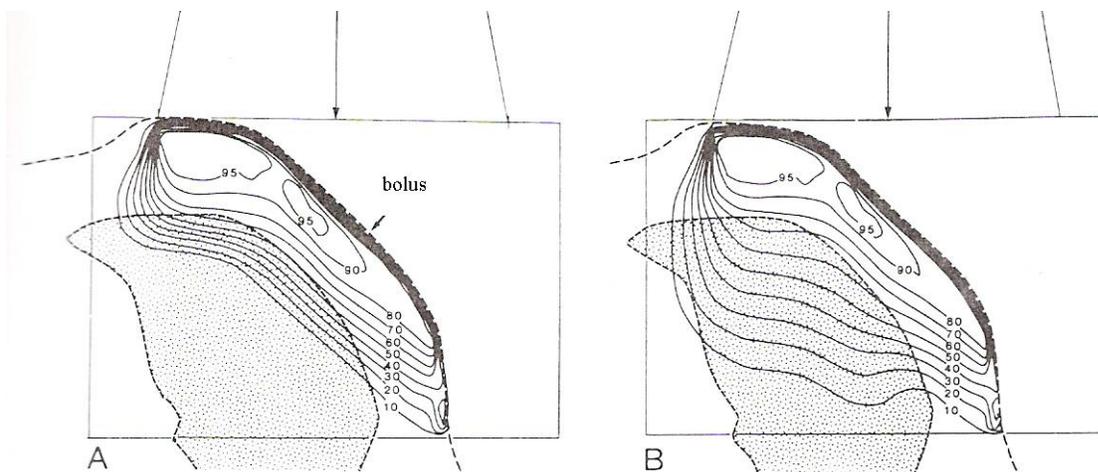


Figura 2.39: Exemplo de irradiação de parede torácica com feixe de elétrons. Um bôlus foi utilizado para aumentar a dose superficial. A) Curvas de isodose calculadas sem correção de heterogeneidades. B) curvas de isodose calculadas com correção de heterogeneidade considerando densidade de pulmão igual a $0,25 \text{ g/cm}^3$.

Feixe de 10 MeV e tamanho de campo de $13 \times 15 \text{ cm}$ (KHAN 1994).

Na rotina clínica o uso de correção para heterogeneidades é essencial, sendo que o método do CEE é apenas uma aproximação no qual efeitos devido ao espalhamento não são totalmente levados em conta.

2.6 EXEMPLOS DE DOSIMETRIA CLÍNICA UTILIZANDO SISTEMA DE PLANEJAMENTO 3D - CADPLAN

2.6.1 PLANEJAMENTO DE ESÔFAGO

No protocolo da LNRCC, a dose para tratamento de tumor de esôfago concomitante a quimioterapia é 5040 cGy (dependendo do estadiamento do paciente - HALPERIN 2008). A dose limite na medula para que haja 5% de chance de ocorrer mielite transversa (paralisia) em 5 anos é de 5000 cGy (TD5/5) (EMAMI *et al* 1991; GUNDERSON 2007;

KHAN 1998; HALPERIN 2008). Para não exceder a dose de tolerância da medula e manter uma margem de segurança, o limite de dose para este órgão considerado no LNRCC são 4500 cGy. Para não ultrapassar este limite, o tratamento é dividido em duas fases, uma com dois campos de radiação antero-posterior, e outra com campos com incidência lateral, utilizando assim de um arranjo de quatro campos perpendiculares (Figura 2.40). Os campos antero-posterior protegem os pulmões. Esta técnica libera dose alta no coração e na medula. Já os campos laterais protegem o coração e a medula, mas liberam doses altas nos pulmões. A quantidade de dose liberada em cada fase deve ser balanceada de maneira a liberar a dose prescrita na lesão não ultrapassando o limite de dose na medula e que ainda irradie o mínimo de pulmão.

A Figura 2.40 mostra um corte axial de TC de um paciente com tumor de esôfago. Este paciente teve indicação para tratamento de radioterapia. A técnica utilizada na instituição Liga Norte Riograndense Contra o Câncer é a Radioterapia Três dimensões conformacional (RTC 3-D) com dose total de 5040 cGy fracionados em 28 aplicações de 180cGy/dia utilizando cálculo de correção de heterogeneidade Lei da Potência Modificada de Batho. O limite de segurança para dose na medula nesta instituição é 4500 cGy. Neste tipo de tratamento o planejamento é baseado em informação da anatomia do paciente em três dimensões. Com esta informação é possível conformar tanto quanto possível o volume alvo poupando ao máximo os órgãos normais.

Nesta técnica, o sistema de planejamento 3D CADPLAN utiliza os cortes de TC para reconstruir toda a anatomia do paciente em três dimensões. Em todos os cortes de TC o médico radioterapeuta marca a lesão visível na imagem da TC (GTV) e a região que há infiltração da doença, mas não é possível ver no exame de imagem (CTV). A Figura 2.40 mostra marcado em vermelho e indexado pelo número 7 o CTV no centro da imagem onde fica localizado o esôfago. Ao fazer o planejamento o físico médico adiciona uma margem de segurança que envolve o CTV. Esta margem de segurança está relacionada com a imprecisão devido ao posicionamento diário do paciente. Este novo volume chama-se PTV e é o volume alvo da irradiação (KHAN 1998; GUNDERSON 2007; ICRU 50; DYK 1999; KHAN 1994).

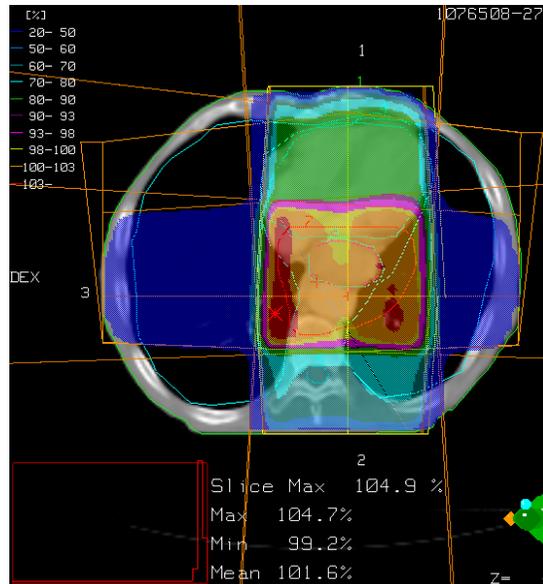


Figura 2.40 - Técnica isocêntrica com o 4 campos ortogonais. As Isodoses são apenas do campo 3 (CADPLAN). O GTV se encontra marcado no centro da imagem em vermelho e indexado pelo número 7.

A Figura 2.40 mostra a técnica isocêntrica de irradiação do esôfago com 4 campos. O isocentro da máquina é o ponto no espaço no qual o cabeçote da máquina gira em torno. Este ponto é colocado no tumor fornecendo assim 360 ° graus de liberdade no plano axial (Figura 2.40) e se girarmos a mesa de tratamento teremos quase 360 ° de ângulo sólido (uso de campos não coplanares).

Na técnica RTC 3D cada campo de irradiação tem a forma do CTV mais a margem de segurança (PTV). A Figura 2.41 é uma reconstrução digital, em duas dimensões, do CTV, da medula e dos limites do campo de irradiação no plano que passa pelo isocentro, do ponto de vista tendo como referência o ponto focal da emissão da radiação (*beam eye view*). Nela podemos ver o CTV (esôfago) conformado pelo colimador multilâminas (MLC) e a medula. O colimador multilâminas se localiza logo abaixo do colimador secundário e é responsável pela conformação do campo de tratamento (Figura 2.42). Note que com esta técnica temos a possibilidade de irradiar o esôfago com o mínimo de prejuízo dos órgãos sadios que se encontram na sua vizinhança. Neste exemplo a medula mostrada na Figura 2.41 não vai receber a dose de tratamento prescrita para o esôfago. Este método de planejamento só se tornou possível após o surgimento dos softwares de planejamento 3D.

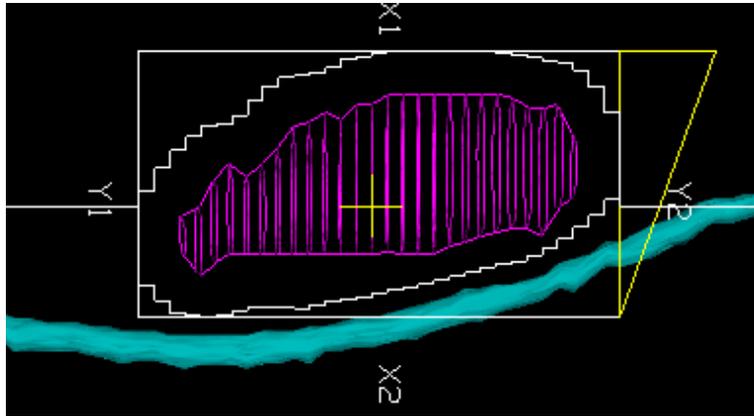


Figura 2.41: *Beam eye view* do campo de tratamento. Através do uso de colimadores multilâminas o CTV é conformado, preservando assim órgãos de risco como a medula.

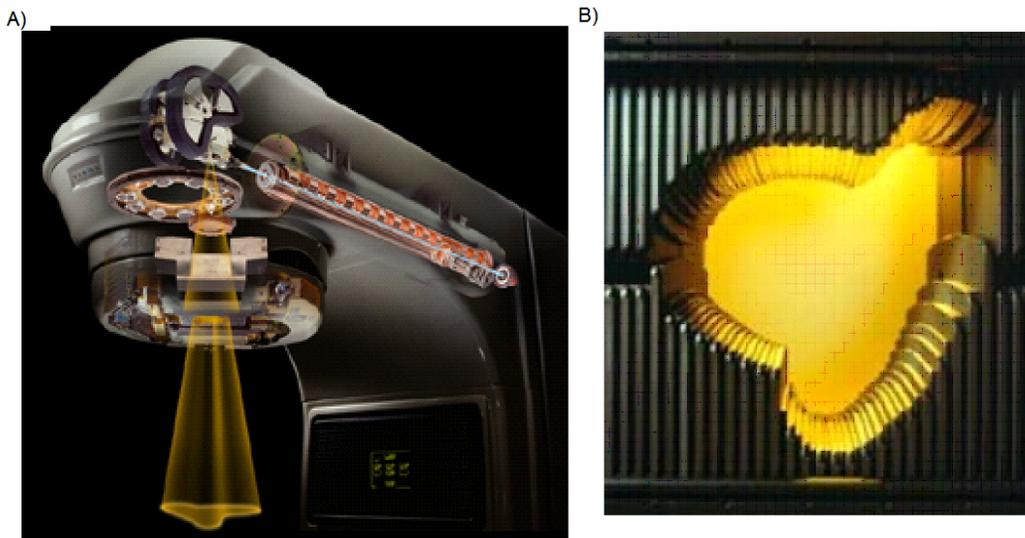


Figura 2.42: A) Posição do MLC na máquina de tratamento. B) Vista ampliada do MLC se adequando a forma do PTV.

O TPS mostra a distribuição de dose em linhas de isodose. Os pontos em cima desta linha têm a mesma dose. O ICRU 50 (1993) sugere que o ponto de referência para o cálculo da dose seja o isocentro. A região delimitada pela isodose possui dose maior que a isodose que a delimita. Esta afirmação é mostrada na Figura 2.40, onde a isodose de 98%, (a dose é fornecida percentualmente em relação ao isocentro), delimita o CTV com doses maiores chegando até 104,7 %. A dose foi prescrita pelo médico na isodose de 98% mantendo a dose máxima dentro do volume tratado de 105 %, portanto 7% maior que a dose prescrita o que está dentro dos critérios sugeridos pelo ICRU (IAEA 1993). A isodose de 98% cobre

95% do PTV e segundo o ICRU, considera-se tratado o volume coberto pela isodose de 93% (5% a menos que a dose prescrita).

O resultado do planejamento é verificado através da análise do histograma dose-volume. A Figura 2.43 mostra um gráfico que informa quanto do volume do PTV e dos órgãos de risco são irradiados com uma determinada dose. Através da análise deste gráfico, chamado Histograma Dose –Volume (HDV), o médico avalia a viabilidade do tratamento do paciente. No caso apresentado na Figura 2.43 se refere ao planejamento de esôfago da Figura 2.40, com duas fases. A primeira fase do tratamento foi realizada com dois campos par opostos antero-posterior e a segunda fase com quatro campos conforme a Figura 2.40. O objetivo a ser atingido é irradiar 95% do volume do PTV com a dose prescrita pelo médico (neste caso 5040 cGy) sem exceder a dose permitida para uma determinada quantidade de volume do órgão sadio (KHAN 1998; GUNDERSON, 2007; HALPERIN 2008).

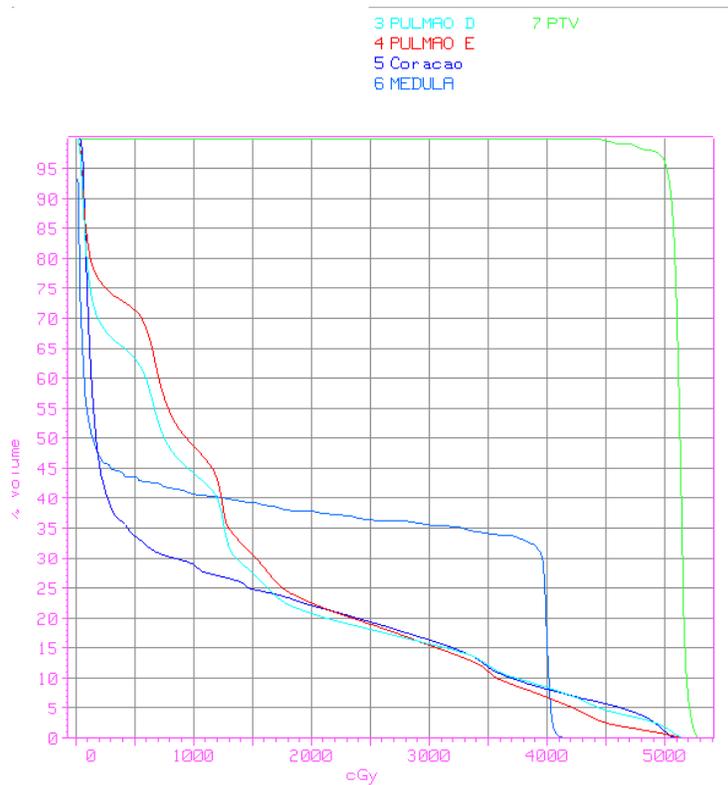


Figura 2.43 histograma dose volume do PTV, medula, coração e pulmões para o planejamento de esôfago.

2.6.2 IRRADIAÇÃO DE PAREDE TORÁCICA APÓS MASTECTOMIA – CÂNCER DE MAMA

Um exemplo de utilização clínica de feixes de elétrons é a irradiação da parede torácica de pacientes com neoplasia de mama que passaram por mastectomia (cirurgia de retirada da mama). Segundo GUNDERSON (2007), a dose prescrita para este tratamento é de 5040 cGy, liberados em frações de 180 cGy dia na profundidade de dose máxima (curva de 100 % mostrado na Figura 2.44). No LNRCC esta técnica foi adotada como protocolo.

Na irradiação com um feixe de elétrons, a dose cai abruptamente abaixo da profundidade da PDP de 90% (KHAN 1994, DYK 1999) e o tamanho desta profundidade depende da energia. Por esse motivo, a energia a utilizada no planejamento deve ser escolhida com muito cuidado. Deve-se fazer esta escolha de tal maneira que seja possível englobar o volume alvo com uma isodose especificada. Entretanto, para tratamento de câncer de mama pós mastectomia, a energia é frequentemente escolhida para que a dose na interface parede-pulmão seja de 80% da dose máxima (KHAN 1994). O motivo desta escolha é preservar o pulmão e também pelo fato da irradiação da parede torácica ser completamente superficial. A Figura 2.44 mostra um corte de TC da região do tórax de uma paciente que se submeteu à cirurgia de retirada da mama. O feixe utilizado neste planejamento foi de 9 MeV.

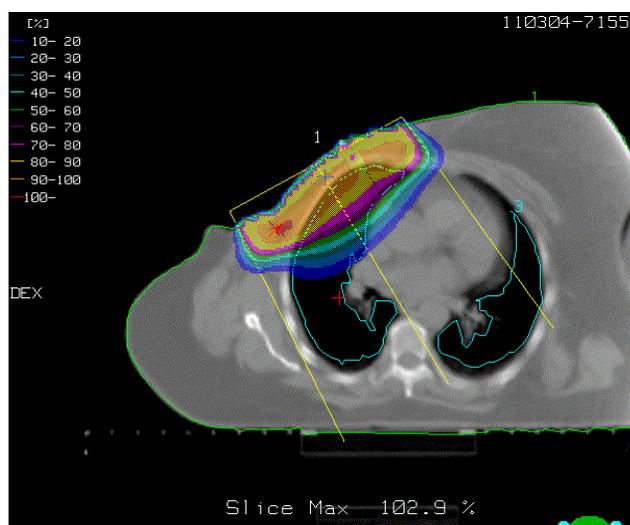


Figura 2.44 - Distribuição em 2D para o feixe de 9 MeV

2.7 RADIOTERAPIA PARA TUMORES SOLITÁRIOS DE PULMÃO UTILIZANDO ESTEREOTAXIA.

Radioterapia estereotáxica tem recentemente sido aplicada para pacientes com tumores pequenos de pulmão. A técnica descrita nesta seção se baseia no trabalho de TAKAYAMA *et al* (2005). Eles trataram cerca de 80 pacientes na Universidade de Kyoto com fracionamento mais curto com doses por fração maiores que o utilizado no fracionamento convencional.

TAKAYAMA *et al* (2005) diminuíram o movimento de respiração dos pacientes utilizando uma placa que limita a movimentação do diafragma limitando também a movimentação do tumor. Após a colocação desta placa que foi chamada pelos autores de “controle do diafragma”, os pacientes foram levados para a tomografia de planejamento. Na área de lesão a espessura dos cortes foram de 3 mm e em outras áreas foram de 10 mm. Cada corte de TC foi adquirida com 4 s para incluir todas as fases de um ciclo respiratório. O isocentro foi definido utilizando o TPS CADPLAN. Filmes para checagem do isocentro foram realizados no simulador.

O desenho do alvo foi delineado no TPS usando-se janela da TC própria para pulmão.(janela com largura de 2000 unidades de Hounsfield (HU) com nível de -700 HU). O volume alvo corresponde ao ITV. Outros órgãos importantes foram delineados tais como pulmão sadio, coluna espinhal, artéria pulmonar, coração e esôfago. A dose prescrita por fração foi de 12Gy por fração no isocentro, sendo que a dose total foi de 48 Gy dividida em quatro frações. O feixe utilizado foi o de 6 MV de fótons de Clinac 2300 CD (VMS), com MLC de espessura de 1 cm no isocentro. Um dos objetivos do planejamento foi manter a dose homogênea dentro do ITV em $\pm 10\%$. O outro objetivo foi manter o V_{20} (volume irradiado com 20 Gy ou mais) do pulmão bilateral menor que 25%. As angulações do feixe foram otimizadas para minimizar a dose nos órgãos de risco, sendo que foi evitado utilizar campos que passassem pela medula espinhal.

A Figura 2.45 (a) mostra as angulações dos campos utilizados na irradiação e a Figura 2.45 (b) mostra uma TC com a lesão e as isodoses calculadas durante o planejamento. O método de Batho generalizado foi utilizado sendo que foi evitado campos

menores que $3 \times 3 \text{ cm}^2$ para que não houvesse erro no cálculo devido a perda equilíbrio eletrônico lateral.

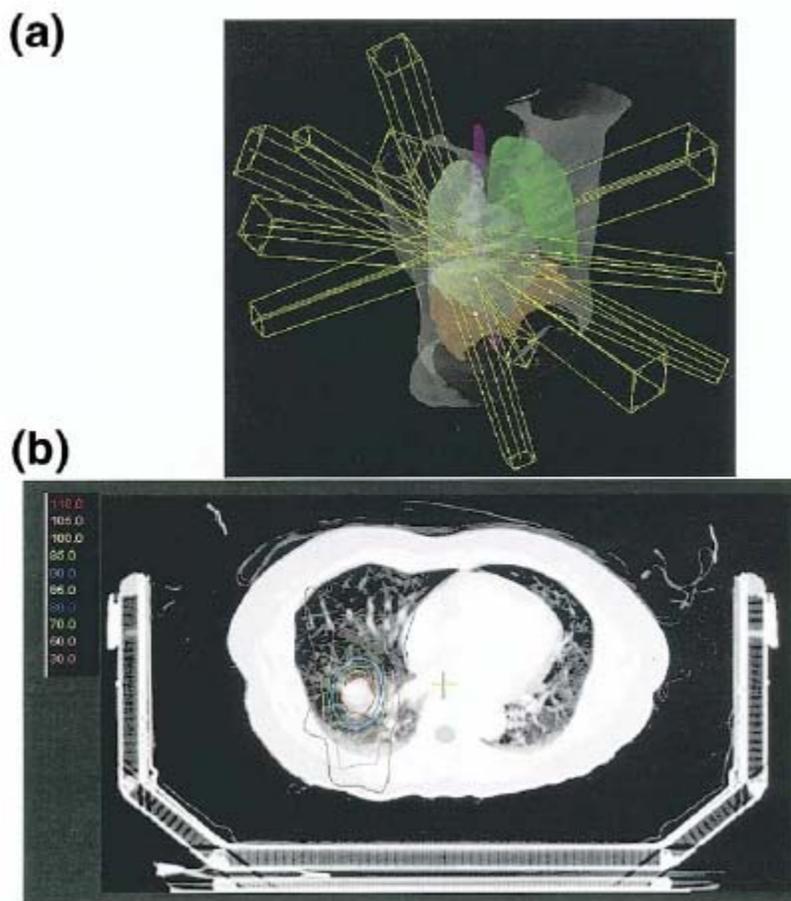


Figura 2.45: a) Reconstrução 3D realizada pelo TPS da anatomia do paciente mostrando a disposição dos campos utilizados. b) Tomografia da região do tórax do paciente mostrando a lesão e o suporte utilizado para o procedimento de estereotaxia (TAKAYAMA *et al* 2005).

A atenuação do frame mostrado na Figura 2.45 foi levado em conta e a atenuação média de cada parte foi de 7,5 % para a parede lateral, 10,6% para a parede inclinada, 9,5% para a parede do fundo, 11,9% para transição entre a parte lateral e a parede inclinada e de 11,8% para a transição entre a parte inferior e a parede inclinada. A atenuação variou de 6,0 a 15,4%, e o valor médio foi de 9,3% e este valor foi utilizado para corrigir o valor da dose para o feixe que atravessou o frame.

Foram analisados os planos de 37 pacientes consecutivos. O ITV variou de 0,3 até 41,3 mL (média de 13,4 mL). A dose máxima no ITV foi 107,5% (média de 102,6%) com relação à dose no isocentro (100%). A dose mínima variou de 82,5 até 99 % (média de 92%). Os autores definiram o índice de homogeneidade como a razão da dose máxima pela dose mínima. Este índice variou de 1,03 até 1,25 (média de 1.12). Normalmente a dose mínima decresce quando o volume alvo aumenta, elevando também o índice de homogeneidade. Quando o ITV excedeu 30 mL a dose mínima foi menor que 90% com relação à dose no isocentro o índice de homogeneidade foi maior que 1,2 em todos os casos. De todos os pacientes 99,5 % tiveram 90 % do volume do ITV coberto com doses acima de 90 % da dose dada no isocentro e somente um paciente que tinha o ITV com 40 mL não atingiu esta cobertura. A tabela 1 mostra a dose máxima e média nos tecidos normais (exceto pulmão) por fração sendo que estes valores são uma média dos planejamentos de todos os pacientes estudados.

Tabela 1: Dose máxima e média nos órgão sadios. Estes valores foram mediados com relação aos valores de todos os pacientes Takayama et al (2005).

	dose média	dose máxima
	média todos os pacientes Gy/fração	
esôfago	0.5	1.9
brônquios	0.8	1.8
artéria pulmonar	0.8	2.6
coração	0.3	2.7
coluna espinhal	0.1	0.5

O pulmão foi analisado a parte. O V_{20} foi na faixa de 0,3 até 11,6% de todo pulmão, com o valor médio de 4,3%. Este valor depende do tamanho do ITV. O V_{20} variou com relação à posição da lesão no pulmão. Tumores localizados no centro do pulmão tiveram maiores V_{20} do que tumores do mesmo tamanho que estavam localizados próximos à parede torácica. Somente dois pacientes tiveram pneumonite grau 2 e 92% dos pacientes obtiveram pneumonite grau 1 (*National Cancer Institute Common Toxicity Criteria* NCI-CTC).

Na coluna espinhal nenhum paciente apresentou toxicidade. Nenhuma toxicidade no esôfago maior que grau 2 (NCI-CTC) foi encontrada nos pacientes. Nenhuma severa toxicidade cardiovascular maior que grau 2 foi encontrada nos pacientes e nenhuma toxicidade na artéria pulmonar e nos brônquios foram encontradas.

Os autores deste trabalho comentam que a técnica é nova e deste modo há pouca informação sobre toxicidade neste tipo de irradiação. Mencionam também que o V_{20} é um parâmetro utilizado para analisar planejamentos em radioterapia com fracionamento convencional e é controverso se ele pode ser utilizado para analisar planejamentos com o fracionamento adotado nesta técnica. Os pacientes serão acompanhados por um longo período e deste modo outros parâmetros serão adotados com o tempo.

TAKAYAMA *et al* (2005) afirmam que existe controvérsia no uso de correção de dose para heterogeneidade do tecido para o caso de tumores de pulmão. A aplicação do método Monte Carlo na rotina clínica no futuro é um caminho para solução deste problema. Na presente situação, os autores consideraram que a correção de dose por Batho modificado foi suficiente para liberar a dose prescrita no ITV.

Os autores concluem que a utilização desta técnica liberou uma dose homogênea no alvo e evitou altas doses em tecidos normais. Para hipofracionamento, as doses de tolerância dos órgãos de risco ainda não são bem conhecidas. Entretanto este estudo prosseguirá com um cuidadoso seguimento dos pacientes para se determinar estes limites.

2.8 RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEM

A mais moderna terapia para tratamento de câncer consiste em irradiar a lesão através da visão física do alvo, seja no momento da irradiação ou minutos antes. Esta técnica chama-se Radioterapia Guiada por Imagem (HALPERIN 2008; KHAN 1998). As imagens são utilizadas em todas as etapas da radioterapia, no diagnóstico, na determinação do alvo e dos órgãos de risco, planejamento, verificação do posicionamento do paciente, checagem reprodutibilidade do planejamento, seguimento e verificação da resposta ao tratamento, verificação da eficácia da técnica utilizada e seu subsequente refinamento.

Recentes estudos têm demonstrado que há uma variação na forma, no volume e na posição do alvo bem como os órgãos de risco. Perda de peso, respiração e mudanças no volume do tumor no decorrer do tratamento são algumas das causas mais comuns para o deslocamento da posição real do PTV em relação à posição do planejamento. Para garantir a cobertura do volume alvo por todo tratamento é necessário à adoção de margens maiores. O aumento do ITV nestes casos faz com que mais tecido sadio seja englobado no campo de tratamento impedindo que sejam liberadas doses altas (HALPERIN 2008; KHAN 1998).

O movimento respiratório é um dos importantes fatores a ser considerado no caso de tumores em movimento. Os cortes de TC são adquiridos em sincronia com o sinal respiratório, podendo ser reconstruído uma imagem em 3-D em diferentes fases da respiração. Esta técnica é chamada 4-D TC que é capaz de reconstruir a anatomia do paciente 3-D em qualquer uma das 10 fases respiratórias.

Normalmente 4-D TC imagens foram obtidas usando um sinal de referência externa do movimento para cima e para baixo do abdômen do paciente. Uma caixa com refletores de infravermelho foi colocado na superfície da pele do paciente e o movimento foi capturado por uma câmera de infra vermelho. Deste modo foi possível associar o movimento do tórax do paciente as fases da respiração e a sua correspondente imagem de tomografia.

2.8.1 INFLUÊNCIA DA RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEM NO TRATAMENTO DE TUMORES DE PULMÃO

A consequência dosimétrica do movimento dos tumores de pulmão durante a respiração pode ser demonstrada na Figura 2.46. Nesta Figura se encontra ilustrado a irradiação de uma lesão de pulmão com uma inadequada margem de 0,8 cm para cobrir todo CTV, planejado sem a utilização de correção devido à respiração. A distribuição de dose foi calculada utilizando 4-D TC e com este sistema é possível ver que a distribuição de dose não cobre inteiramente o alvo nas fases de 1 a 4 dentre as 10 fases da respiração.

Este exemplo mostra a importância do planejamento dos tumores de pulmão ser realizado com 4-D TC. O resultado clínico da utilização da técnica de Radioterapia Guiada por Imagem ainda está sendo avaliada, devido ao fato desta técnica ser relativamente nova. No

futuro acredita-se que ela reduzirá as margens utilizadas em radioterapia (IM), diminuindo assim os campos de tratamento e poupando mais tecido sadio.

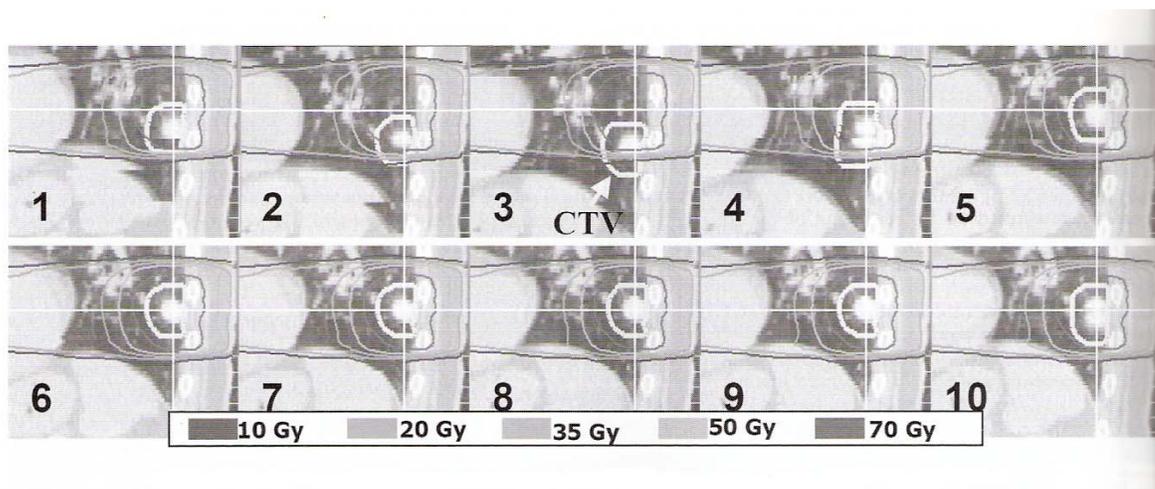


Figura 2.46: Imagem de tomografia mostrando um plano sagital reconstruído durante as dez fases da respiração. Nas fases de 1 a 10 o CTV não é coberto pela isodose de 70 Gy (das cinco linhas mostradas a de 70 Gy é a mais interna) nas fases de 1 a 4 (KHAN 1998).

2.8 O CÓDIGO MCNP – MÉTODO MONTE CARLO

O MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) (BRIESMEISTER 1997) é um código de propósito geral que simula o transporte de partículas, como nêutrons, fótons e elétrons, individualmente ou em conjunto, através da matéria. Para fótons e elétrons o transporte é realizado na faixa de energia de 1 KeV até 1000 MeV. Este código é baseado no método Monte Carlo (MC) (BRIESMEISTER 1997) e é utilizado em várias aplicações como, por exemplo, projetos de reatores nucleares, blindagem, radioterapia, radiodiagnóstico, projetos de detectores e aceleradores. O código permite modelar, de forma geral, qualquer sistema geométrico tridimensional e em termos de cálculos, utiliza uma biblioteca de seções de choque na forma pontual (energia contínua), discreta ou multigrupo e possui diversas técnicas de redução de variância. O MCNP possui um arquivo de entrada que permite ao usuário especificar o tipo de fonte, de detector, a configuração geométrica e as condições gerais do sistema desejado sem ter que modificar o código fonte do programa.

O método MC consiste na solução de problemas numéricos utilizando um gerador de números aleatórios para gerar dados artificiais e uma distribuição de frequências da variável de interesse. Os processos de transportes são muito bem descritos por este método, uma vez

que os eventos de interação são usualmente descritos em termos de características estatísticas, ou seja, seção de choque. Isto é feito através do desenvolvimento de técnicas de descrição estatística computacional de história da vida de uma partícula, usando métodos de amostragem aleatória. Então se simularmos um grande número de histórias, os resultados podem ser mediados, de forma a obtermos uma estimativa do valor esperado da população de partículas.

O traço de uma partícula é o caminho percorrido por ela entre dois eventos consecutivos (espalhamento, absorção e etc), enquanto que sua história é o conjunto de traços da partícula desde o seu surgimento (“nascimento” na fonte) até seu posterior desaparecimento (“morte”) por absorção ou fuga do sistema. A partícula pode sofrer diversos eventos de interação e, conseqüentemente, gerar vários traços no decorrer de sua história.

O peso, no mais fundamental nível, é um multiplicador da resposta dada para uma grandeza de interesse após a execução da simulação. No MCNP o peso é definido de uma maneira que a modificação do seu valor esta relacionado com a modificação da intensidade de partículas utilizadas na simulação.

2.8.1 INTERAÇÃO DOS FÓTONS

O MCNP tem dois modelos para fazer o transporte de fótons: o simples e o detalhado. O modelo simples ignora espalhamento coerente (Thomson) e fóton fluorescência da absorção fotoelétrica. Este modelo é indicado para transporte de fótons de alta energia ou problemas onde os elétrons podem ser considerados livres e é também importante para estimativa de eventos próximos tais como detetores pontuais (BRIESMEISTER, 1997). No tratamento detalhado tanto o espalhamento coerente quanto a fluorescência estão presentes.

Os elétrons ejetados pela interação do fóton com o meio são tratados de três maneiras. 1) se o programa estiver no modo de transporte fótons e elétrons, então todas as interações dos fótons podem dar origem a um elétron exceto o espalhamento coerente. Este elétron será posteriormente transportado pelo módulo de transporte de elétrons do MCNP. 2) Se a simulação não estiver no modo de transporte de elétrons então é assumido que o elétron perde energia por *bremstrahlung*, sendo que os fótons produzidos nesta interação são

transportados posteriormente. 3) O terceiro modelo não considera os elétrons induzidos e considera toda a energia depositada no local da interação do fóton.

O espalhamento incoerente (Compton) determina o ângulo θ com relação a direção do fóton incidente, o valor da energia espalhada do fóton e do elétron. O elétron é tratado de acordo com as três maneiras descritas no parágrafo anterior. A seção de choque diferencial para o processo é dada pela fórmula:

$\sigma_1(Z, \alpha, \mu)d\mu = I(Z, \nu)K(\alpha, \mu)d\mu$ onde $I(Z, \nu)$ é um apropriado fator de espalhamento modificando a seção de choque diferencial de Klein-Nishina:

$$K(\alpha, \mu)d\mu = \pi r_0^2 \left(\frac{\alpha'}{\alpha} \right)^2 \left[\frac{\alpha'}{\alpha} + \frac{\alpha}{\alpha'} + \mu^2 - 1 \right] d\mu \quad (2.43)$$

onde r_0 é o raio clássico do elétron $2,817938 \times 10^{-13}$ cm, α e α' são a energia do fóton incidente e espalhada respectivamente em unidades de 0,511 MeV [$\alpha = E / (mc^2)$ onde “m” é a massa do e “c” é a velocidade da luz], e $\alpha' = \alpha / [1 + \alpha(1-\mu)]$ onde μ é o coseno do ângulo entre a direção do fóton incidente e a direção do fóton espalhado. O $I(Z, \nu)$ tem como efeito decrescer a quantidade $K(\alpha, \mu)$ mais extremamente na direção do fóton incidente para baixas energias e meios com alto número atômico.

No espalhamento coerente não há perda de energia e também não há elétron para ser transportado. Somente o ângulo do espalhamento é computado e o transporte de fótons continua. A seção de choque diferencial é dado por $\sigma_2(Z, \alpha, \mu)d\mu = C^2(Z, \nu)T(\mu)d\mu$, onde $C(Z, \nu)$ é um fator de modificação da seção de choque diferencial independente de energia de Thomsom $T(\mu) = \pi r_0^2 = (1 + \mu^2)d\mu$. O efeito geral deste fator de modificação é decrescer a seção de choque diferencial de Thomsom principalmente para o retro espalhamento.

O efeito fotoelétrico consiste na absorção de um fóton de energia E, com a conseqüente emissão de vários fótons de fluorescência com ejeção de um elétron orbital com energia de ligação e $< E$. o elétron ejetado adquire energia cinética $E - e$. Zero, um ou dois fótons de fluorescência são emitidos e estes três casos são agora apresentados. 1) Nenhum fóton com energia superior a 1 KeV é emitido Neste evento uma cascata de

elétrons perde energia para ocupar a vacância deixada pela ejeção do elétron (efeito Auger). 2) um fóton de fluorescência é emitido com energia acima de 1 KeV. A energia do fóton E' é dado por $e - e'$ onde e' é a energia de excitação residual que, em última análise, é dissipada por novos processos Auger. Esta dissipação conduz para adicionais elétrons ou fótons com energias ainda mais baixas. 3) Dois fótons de fluorescência podem ocorrer se a excitação residual e' for maior que 1 KeV. Um elétron com energia de ligação e'' pode cair para a órbita de energia de ligação e' emitindo o segundo fóton de fluorescência $E'' = e' - e''$. Como antes a energia de excitação residual é dissipada através de processo Auger. Sempre lembrando que os elétrons emitidos serão posteriormente transportados pelo módulo de transporte de elétrons através das três maneiras descritas acima.

A produção de pares é considerada somente no campo do núcleo. O limiar de energia para este evento é em torno de 1,022 MeV. Neste caso o elétron e pósitron são criados e posteriormente transportados. O código considera que o fóton desaparece e que a energia cinética das partículas recém criadas é depositada como energia térmica no meio até o evento de aniquilação. A aniquilação é a interação do pósitron com o elétron. Quando estes dois se encontram, as duas partículas desaparecem e há a emissão de dois fótons em direções opostas com energia de 0,511 MeV. Esta energia corresponde à massa de repouso do elétron.

2.8.2 TRANSPORTE DE ELÉTRONS

O transporte de elétrons é realizado de maneira diferente de como é transportado o fóton. A interação do fóton é caracterizada por colisões infrequentes e isoladas. Em contraste a interação do elétron é dominada pela força coulombiana, resultando em um grande número de pequenas interações. Devido à complexidade da interação dos elétrons com a matéria, não é possível avaliar o transporte de elétrons por colisões individuais. Para seguir o elétron então é necessário dividir o seu caminho em vários passos. Estes passos são escolhidos longos o bastante para cobrir varias interações. Vários trabalhos teóricos têm sido feitos com intuito de desenvolver uma variedade de teoria de múltiplos espalhamentos analíticas ou semi-analíticas para o transporte de partículas carregadas. Estas teorias tentam usar a fundamental seção de choque e a natureza estatística dos processos de transporte para

predizer a distribuição de probabilidade para quantidades significativas tais como perda de energia e direção do espalhamento. As mais importantes destas teorias para o MCNP são a teoria de Goudsmit-Saunderson para a direção do espalhamento e a teoria de Landau para perda de energia (BRIESMEISTER, 1997). Estas teorias dependem de uma série de aproximações que restringem sua aplicabilidade. A principal aproximação assumida no algoritmo do MCNP é que a perda de energia é pequena comparada com a energia do elétron. Para seguir o elétron por uma significativa perda de energia, é necessário quebrar o caminho do elétron em vários passos. Estes passos são escolhidos para serem longos o bastante para abranger várias interações, mas curtos o bastante para que a energia média perdida seja pequena se comparada com a energia do elétron (de maneira que a teoria dos múltiplos espalhamentos seja válida). Esta acumulação de efeitos de várias colisões individuais em um simples passo, que são amostrados probabilisticamente, constitui o método Monte Carlo de história condensada.

O processo de caminho condensado randômico para elétrons pode ser considerado em termos de seqüência de passos como $(0, E_0, t_0, \mathbf{u}_0, \mathbf{r}_0)$, $(s_1, E_1, t_1, \mathbf{u}_1, \mathbf{r}_1)$, $(s_2, E_2, t_2, \mathbf{u}_2, \mathbf{r}_2)$, ... onde s_n , E_n , t_n , \mathbf{u}_n , and \mathbf{r}_n são o comprimento total, a energia, o tempo, a direção e a posição para o n -ésimo passo. Na média a perda de energia por unidade de caminho é relatado por:

$$E_{n-1} - E_n = - \int_{s_{n-1}}^{s_n} \frac{dE}{ds} ds \quad (2.44)$$

onde $\frac{dE}{ds}$ é o poder de frenamento em energia por unidade de caminho. Esta quantidade depende da energia e do material, no qual o elétron esteja se movendo. O comprimento do caminho é escolhido tal que:

$$\frac{E_n}{E_{n-1}} = k \quad (2.45)$$

para uma constante k . o valor mais usado é $2^{-1/8}$ no qual resulta em uma perda média de energia por passo de 8,3%.

2.8.3 RESULTADO DA SIMULAÇÃO COM MCNP

A resposta dos problemas de transporte simulados no MCNP tem sete tipos padrão de saídas. Elas estão listadas na Tabela 2 e estão relacionadas com a teoria de transporte. A opção de saída F1 tem como resultado o número de partículas atravessando uma superfície (DUDERSTADT 1979; BRIESMEISTER 1997). As variáveis \vec{r} , $\hat{\Omega}$, E , t , são respectivamente posição da partícula, vetor normalizado que dá a direção da partícula, energia da partícula e tempo. $\psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$ é o fluxo angular das partículas cujo o transporte está sendo avaliado em unidades de volume, ângulo sólido, energia e tempo. O comando F1 está disponível para elétrons, fótons e nêutrons. O resultado obtido no comando F2 é o fluxo médio atravessando uma superfície e também está disponível para as três partículas. O F4 é o fluxo médio avaliado dentro do volume da célula. Célula é uma região no espaço tridimensional delimitada geometricamente. O F5 é o fluxo avaliado em um ponto. Neste caso o MCNP considera um detector pontual e esta opção não está disponível para elétrons. A energia depositada no meio é avaliada no comando F6 e também não está disponível para elétrons. No caso de fótons, vai ser assumido que a energia vai ser depositada localmente. O F7 está relacionado com a energia depositada no meio por fissão nuclear. Este comando só é usado para transporte de nêutrons. O F8, uma vez selecionado, dá como resposta o pulso de energia criado dentro de uma célula e pode ser usado também para se obter deposição de energia em uma célula. Está disponível para elétrons, nêutrons e fótons.

Tabela 2: opções de resposta no MCNP. A escolha de uma delas implica em um resultado relacionado com a teoria de transporte.

Resposta do MCNP		
<u>Tally</u>		<u>Units</u>
F1	$J = \int dE \int dt \int dA \int d\Omega \Omega \cdot n \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	partículas
F2	$\bar{\phi}_S = \frac{1}{A} \int dE \int dt \int dA \int d\Omega \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	partículas/cm ²
F4	$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	partículas/cm ²
F5	$\phi_P = \int dE \int dt \int d\Omega \psi(\vec{r}_P, \hat{\Omega}, E, t)$	partículas/cm ²
F6	$H_t = \frac{\rho_a}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	MeV/g
F7	$H_f = \frac{\rho_a}{m} Q \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_f(E) \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$	MeV/g
F8	pulso	pulso

O fluxo de partículas é definido no MCNP como uma quantidade escalar

$$\phi(\vec{r}, E, t) = \int d\Omega \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \quad (2.46)$$

onde $\phi(\vec{r}, E, t) \cdot d\vec{r}dE$ é o fluxo escalar total em um elemento de volume $d\vec{r}$ e em um elemento de energia dE . As integrais da tabela 2 podem ser escritas agora como:

$$F2 = \frac{1}{A} \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \int dA \phi(\vec{r}, E, t) \quad (2.47)$$

$$F4 = \frac{1}{V} \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \int dV \phi(\vec{r}, E, t) \quad (2.48)$$

$$F5 = \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \phi(\vec{r}, E, t) \quad (2.49)$$

No caso de haver seleção de limite de energia em que a integral vai ser avaliada, as seções de choque também vão ser avaliadas no mesmo intervalo de energia selecionado. O fluxo médio de partículas em uma célula pode ser escrito como:

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \int dV \int d\Omega \psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t)$$

que pode ser escrito como

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \int dV \int dt \cdot v \cdot N(\vec{r}, E, t) \quad (2.50)$$

onde $N(\vec{r}, E, t)$ é densidade de partículas e $dt \cdot v$ é o elemento de caminho percorrido pela partícula ds (traço da partícula), produzindo a equação abaixo:

$$\bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int_{E_i} dE \int_{t_i} dt \int dV \int ds N(\vec{r}, E, t) \quad (2.51)$$

A quantidade $N(\vec{r}, E, t)ds$ deve ser entendido como a densidade de traços de partículas e assim o fluxo médio pode ser estimado pela soma desses comprimentos de traços de partículas. O MCNP faz a estimativa desta grandeza através da relação WT_1/V onde W é o peso da partícula, T_1 é o traço da partícula e V é o volume da célula. A energia pode ser dividida em vários intervalos e o traço da partícula será avaliado em cada intervalo.

2.8.5 APLICAÇÃO DO MÉTODO MC EM FÍSICA MÉDICA

Segundo o TG85 a técnica MC é uma ponte entre medidas e resultados analíticos baseados em cálculos numéricos. Na introdução foram apresentadas várias referências de publicações envolvendo aplicações do método MC em Física Médica. O cálculo MC provém um banco de dados para verificação de resultados de cálculos analíticos (TPS) para o caso onde há dificuldade técnica de se avaliar com medidas. A grande vantagem da utilização do MC na área de física médica é a obtenção de maneira fácil do espectro do feixe de Raio X utilizado para tratamento. Com o conhecimento do espectro é possível avaliar, por exemplo, a contribuição na dose de diferentes ordens de espalhamento dos fótons. Vários trabalhos descrevem o processo de simulação da geometria e materiais do cabeçote dos aceleradores lineares para obtenção do espectro (ROGERS *et al*, 2000, 1994; CHETTY *et al*, 1999; Mohan *et al*, 1999, 1995, 1985; BAHERI *et al* 2001; MALATARAS *et al* 1997; Lovelock *et al* 1995; CHANEY *et al* 1994; FIXE *et al* 2000; WITTENAU *et al* 1999).

A técnica MC tem sido largamente usada em Física Médica por causa da grande evolução dos computadores na última década, bem como o desenvolvimento dos códigos tais como BEAM, EGSnrc, PENELOPE e ETRAN/ITS/MCNP (TG 85). Pode-se esperar um aumento da importância da utilização da técnica MC no transporte de radiação para a próxima década. A curto prazo, a aplicação comercial de códigos tais como DPM, 250 MCDOSE, ou VMC++ deverá transformar o MC em uma técnica útil no planejamento do tratamento. O VMC++ desenvolvido por Kawrakow está fazendo uso de algumas técnicas de redução de variância inovadoras e pode fazer um cálculo com feixe de elétrons em 35 s com uma máquina de 500 MHz, e com feixe e fótons em cerca de 360 s com esta mesma máquina.

Há dois tipos de interface que são mais significativos em radioterapia; entre tecido mole e tecido com baixa densidade e entre tecido mole e osso. Menos comum, mas igualmente importante, é a presença da interface tecido mole e prótese que normalmente são compostas de materiais de alta densidade. A perturbação no valor da dose na interface é devido a vários fatores, tais como coeficiente de atenuação, coeficiente mássico de absorção de energia e poder de frenamento mássico que variam seu valor de forma abrupta

na interface. Para simulação MC o preciso transporte de partículas carregadas é importante devido à migração de partículas carregadas produzidas de um lado da interface e que vão depositar energia do outro lado da interface. O inadequado transporte destas partículas trará erro no cálculo da dose.

MACKIE *et al* utilizaram o EGS para estudar distribuição de dose de um feixe de 15 MV tanto dentro do pulmão quanto na interface em um fantoma heterogêneo criado por eles. Os autores observaram uma grande queda no valor da dose dentro da cortiça com a diminuição do tamanho do campo. Este fato se deve ao fenômeno de perda de equilíbrio eletrônico lateral. Eles concluíram que este fenômeno ocorre quando o livre caminho médio das partículas carregadas em um meio de baixa densidade é maior que o tamanho lateral do campo. Há um correspondente aumento de dose fora do campo de radiação. ALLEN Li *et al* estudaram perturbação da dose próximo a cavidades de ar planas e cilíndricas inseridas em água para feixes de megavoltagem. Suas simulações utilizando MC mostraram que a redução da dose próxima à cavidade é maior quando o campo de raio X é pequeno, energia do feixe é alta, a espessura da cavidade é grande e quando a espessura da água da superfície até onde a cavidade está situada é pequena. Este estudo demonstrou uma diminuição da dose na interface da cavidade de ar devido à perda de elétrons retro espalhados vindos de dentro da cavidade. Este resultado foi encontrado para campos de tamanho de 10 cm de diâmetro que é largo o bastante para fornecer equilíbrio eletrônico lateral no eixo central do feixe. Por este motivo os autores concluíram que esta redução não se deveu a perda de equilíbrio eletrônico lateral.

DE MARCO *et al* (1998) usaram fantoma de heterogeneidade de alta densidade consistindo de 3 cm x 3 cm x 10 cm de osso (densidade de 1,87 g/cm³) inserido em um meio de poliestireno. O campo utilizado na simulação e medidas foi de 10 x 10 cm² com SSD = 95 cm. A Figura 2.47 mostra comparação entre medidas com TLD e filme e simulação MCNP4A e TPS convencional para feixes de fótons de 10 MV. O TPS utilizou o algoritmo de correção de heterogeneidade ETAR. Há boa concordância entre os resultados medidos e simulados dentro do osso devido à normalização (5 cm de profundidade). Mas para profundidades maiores o TPS sobreestima a dose quando comparado com as medidas e simulação MC. Na profundidade de 10 cm a diferença foi de 8,9 %. O valor da discrepância pode ser maior se outro ponto de normalização for escolhido.

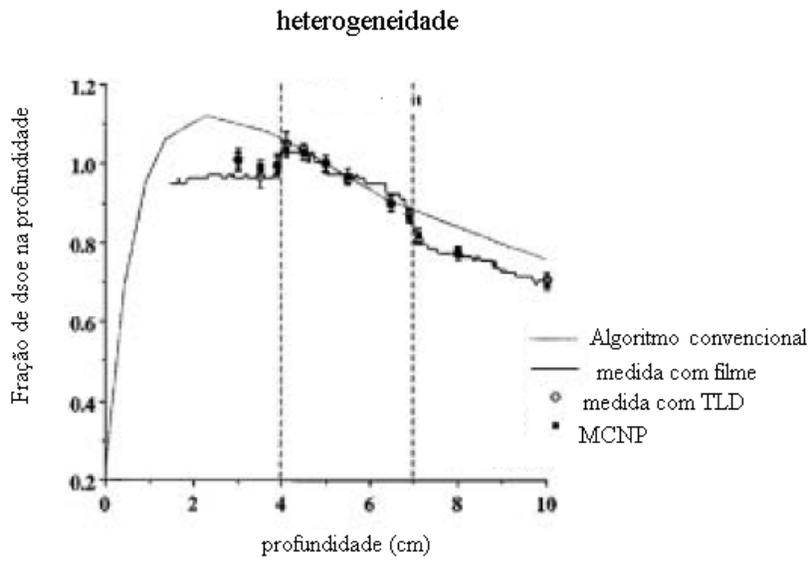


Figura 2.47: Distribuição de dose no eixo central do feixe em um fantoma de heterogeneidade de osso colocado dentro de poliestireno TG 85.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

A metodologia será dividida em cinco partes. O raio X produzido por *bremsstrahlung* no alvo e a interação do feixe com o FF foram simulados na metodologia I. O objetivo desta simulação foi obter os espectros do feixe de fótons após passar pelo FF. A validação desta simulação foi feita de duas maneiras; 1) através de comparação de PDP (campo estreito) e fator offaxis medido e simulado em um fantoma de água e de 2) comparações da energia médias dos espectros obtidos com a energia média dos espectros descritos na literatura.

Os espectros obtidos no raio central bem como fora do raio central do feixe obtidos na primeira parte foram utilizados na metodologia II. Um modelo inspirado no método de múltiplas fontes foi ajustado baseado na dosimetria física para simulação de feixes de fótons na dosimetria clínica. O objetivo desta parte foi obter os parâmetros utilizados na dosimetria clínica tais como PDP, TMR, fator output, perfil, fator espalhamento do fantoma (S_p) em simuladores homogêneos e heterogêneos. Estes fatores simulados foram comparados com os medidos com intuito de validá-los. O fator S_p simulado foi comparado com o obtido na literatura.

Um modelo para simulação de feixes de elétrons será mostrado na metodologia III. Nesta parte do trabalho foi realizada uma comparação entre PDP e perfil simulados para feixes de elétrons de 9 e 12 MeV para o cone $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Esta comparação teve como objetivo validar o método apresentado.

Fantomas com heterogeneidades foram construídos para que fossem realizadas simulações clínicas com as metodologias desenvolvidas. Não é viável utilizar câmara de ionização dentro dos fantomas para realizar medidas com o objetivo de validar as simulações, devido a pobre resolução espacial da câmara de ionização. A dosimetria com filme foi utilizada para comparar resultados de medida com simulação dentro dos fantomas

heterogêneos. O filme apresentou uma boa resolução espacial quando colocado entre as placas de água sólida ou cortiça no fantoma com heterogeneidade. Na metodologia IV foram realizadas comparações entre medidas de PDP com filme-água sólida com câmara de ionização-água. Os resultados destas comparações ajudaram a determinar o erro da dosimetria com filme.

Finalmente na metodologia V, serão apresentados os casos clínicos. Foram construídos dois fantasmas com heterogeneidade, um fantoma de tórax e o outro de parede torácica. Três planejamentos foram realizados com o CADPLAM e o MC; 1) tumor de pulmão com pequenas dimensões; 2) esôfago; 3) irradiação de parede torácica após mastectomia.

3.1 METODOLOGIA I – OBTENÇÃO DOS ESPECTROS APÓS O FF

A metodologia desenvolvida nesta parte do trabalho é baseada nos resultados dos autores que fizeram simulações do acelerador linear desde o *bremsstrahlung* no alvo até a distribuição de fótons no isocentro (ROGERS *et al*, 2000, 1994; CHETTY *et al*, 1999; MOHAN *et al*, 1999, 1995, 1985; BAHERI *et al* 2001; MALATARAS *et al* 1997; LOVELOCK *et al* 1995; CHANEY *et al* 1994). As informações para a simulação da geometria do cabeçote foram obtidas da Figura 3.1 para o acelerador linear Clinac 2100 (cedido por VMS). O *bremsstrahlung* foi realizado para feixes de elétrons de 6 e 15 MeV, sendo que os materiais e espessuras do alvo foram obtidos na literatura. Os resultados de espectros e distribuições angulares após o alvo foram utilizados para simular o FF. A fator offaxis e a medida de PDP do campo 4 x 4 cm² foram usados para determinação da espessura do FF bem como sua forma.

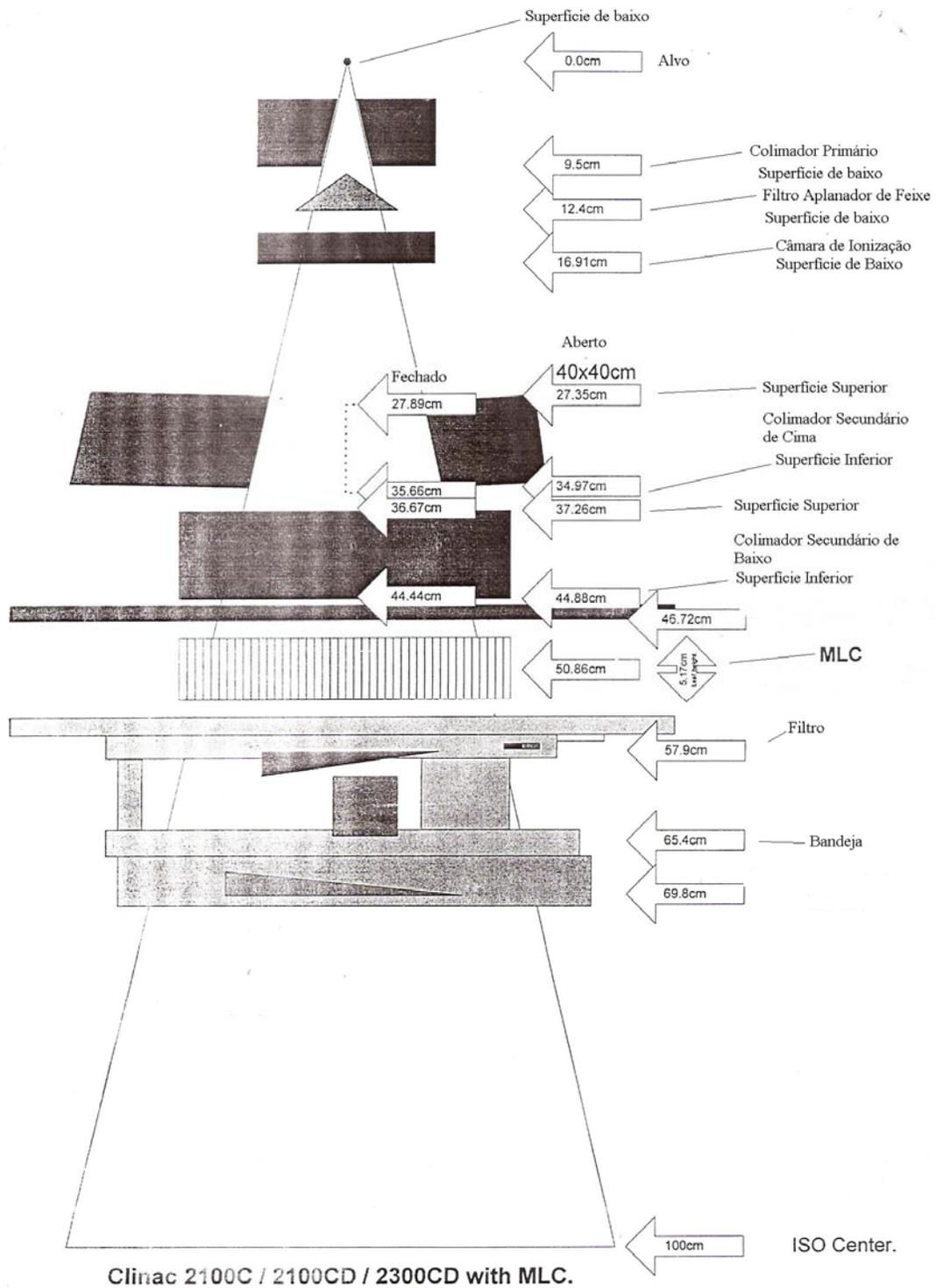


Figura 3.1: Esquema mostrando a posição dos componentes do cabeçote em relação ao alvo. Cedido por VMS.

O código utilizado é o MCNP5. A simulação começa com o feixe de elétrons incidindo no alvo. O número de histórias foi de 1.500.000 e a energia de corte de 0,7 e 0,04 MeV para elétrons e fótons respectivamente. Segundo WILLIAMS *et al* (2002) o alvo utilizado no Clinac 2100 C é composto por 3 mm de tungstênio e 15 mm de cobre para energia 15 MV e 1,5 cm de cobre para 6 MV (Figura 3.2). A geometria do alvo é cilíndrica com diâmetro igual ao do feixe de elétrons que é de 2 mm (CHANEY *et al* 1994). Foi obtido como resultado desta simulação inicial o espectro de fótons emitido pelo alvo bem como sua distribuição angular.

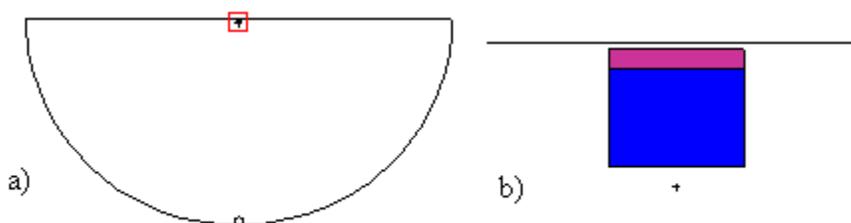


Figura 3.2 - geometria utilizada no MCNP para obter o espectro de emissão do alvo e também da sua distribuição angular. a) Os detectores de fótons foram localizados em um semi-círculo de raio de 100 cm e entre eles e o alvo não há nenhum material definido(vácuo). b) Ampliação do alvo de 3 mm de W e de 15 mm de Cu.

Não foram conseguidas informações sobre o FF, sua espessura e material foram ajustados a partir de comparações entre PDP para um campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, medidos e simulado. Estas medidas foram realizadas com câmara de ionização tipo dedal com volume de $0,13 \text{ cm}^3$ no acelerador Clinac 2100 (Liga Norterio-grandense Contra o Câncer) e sistema de varredura computadorizado Wellhoffer (SSD = 100 cm). O erro do resultado da simulação e da medida foi em torno de 1%.

A Figura 3.3 mostra a geometria utilizada na simulação da PDP, onde foram utilizadas 16.000.000 de histórias. O transporte de elétrons só foi realizado dentro do fantoma, sendo que fora dele, considerou-se apenas o transporte de fótons. A célula, onde foi registrada a fluência de elétrons, possui uma configuração cilíndrica com altura de 0,2 cm e diâmetro de 0,5 cm. Desta forma chegou-se ao espectro de fótons que a máquina emite após ajustar a espessura do FF no raio central do feixe.

Para ajustar a emissão angular da fonte de fótons usada, foi implementado um *INP* (arquivo de entrada do MCNP), que tem a mesma geometria da Figura 3.2. Foram utilizados os detectores de fótons definidos no MCNP na mesma posição que eles estavam na simulação do *bremsstrahlung*.

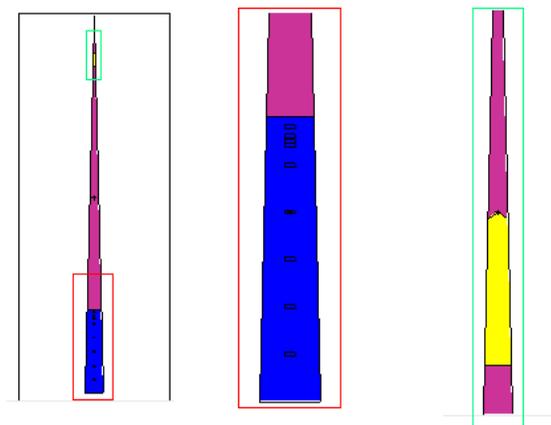


Figura 3.3 - Geometria utilizada no MCNP para determinação da espessura do FF e do espectro no raio central. A parte de cima e a de baixo foram ampliadas.

O MCNP dá a possibilidade de construção de uma fonte com distribuição angular discreta. A segunda coluna da Tabela 3 mostra os intervalos de emissão que foram definidos. Estes intervalos foram escolhidos de tal forma que os detetores ficassem no meio deles. A primeira simulação foi realizada com as intensidades para cada intervalo de emissão sendo 1, onde foi obtido como resultado a distribuição angular da coluna 4. Dividindo a distribuição da última coluna pela distribuição gerada com fatores de intensidade iguais a 1, obtêm-se os fatores de correção para intensidade. Após simular a distribuição da fonte de fótons com estes fatores, atingi-se o final do processo com uma distribuição angular muito próxima da distribuição obtida no *bremsstrahlung*.

Tabela 3: Planilha utilizada no ajuste da distribuição angular da fonte de fótons

Posição dos detetores ($\cos\theta$)	Intervalos de emissão ($\cos\theta$)	Fatores iniciais	Distribuição angular com fatores 1	Fatores de correção	Distribuição angular da fonte de fótons normalizada	Distribuição angular gerada no <i>bremsstrahlung</i> normalizada 15 MV
1	1	1	1	1	1,000	1,000
0,99989	0,9999	1	0,99355	0,96336	0,973	0,957
0,99904	0,9998	1	0,05535	14,21682	0,790	0,787
0,99732	0,998	1	0,04981	12,9433	0,647	0,645
0,99476	0,996	1	0,0249	22,04855	0,551	0,549
0,99134	0,992	1	0,04981	9,67304	0,484	0,482
0,98707	0,99	1	0,01994	20,77	0,415	0,414
0,98462	0,985	1	0,01991	20,34011	0,407	0,405
0,97908	0,98	1	0,01426	25,8836	0,370	0,369
0,97271	0,973	1	0,03323	10,10118	0,337	0,336
-	0,97	-	-	-	-	-

Foi implementado um software no MATLAB (MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts), que, através de um cálculo inverso, nos deu a forma do FF para ser usada inicialmente no MCNP. Este cálculo foi realizado ajustando por iteração sua espessura fora do raio central de acordo com as medidas do fator offaxis. Levou-se em conta neste software apenas a contribuição dos fótons diretos da fonte. A fórmula utilizada se encontra abaixo:

$$D_{\theta} = \frac{\int_0^{E_{\max}} \text{espec}(E) \cdot \left(e^{\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^W (E) \cdot \text{esp}(\theta) - 19,3} + e^{\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^a (E) \cdot a(\theta)} \right) dE}{\int_0^{E_{\max}} \text{espec}(E) \cdot \left(e^{\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^W (E) \cdot \text{esp} - 19,3} + e^{\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^a (E) \cdot a} \right) dE} \quad (3.1)$$

onde “D_θ” é a dose em ponto localizado na profundidade de buildup e a reta que liga este ponto à fonte faz um ângulo θ com eixo z e “D_r” é a dose no raio central. A expressão $\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^W (E)$ é coeficiente de atenuação pela densidade para o tungstênio, $\left(\frac{\Sigma}{\rho}\right)^a (E)$ é o mesmo coeficiente para água e “E” é a variável energia.

Os coeficientes tabelados em função da energia foram encontrados no site <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>. O termo “espec(E)” é o espectro do alvo obtido no MC para o raio central, sendo que foi desconsiderado a variação do espectro com o ângulo θ. O “esp(θ)” e “a(θ)” são respectivamente a espessura do FF na direção de θ e a espessura da água no fantoma na direção de θ e quando θ=0 (raio central), teremos “esp(θ)=esp” e “a(θ)=a”.

O algoritmo funciona da seguinte maneira, quando D_θ/D_r é maior que o fator offaxis medido, então a espessura “esp(θ)” é diminuída, caso contrário “esp(θ)” é aumentado. Este procedimento é feito por iteração até que haja convergência de D_θ/D_r para o fator offaxis medido. O resultado deste software se encontra na Figura 3.4.

O fator offaxis foi simulado no MCNP de acordo com a geometria mostrada na Figura 3.5. A forma do FF obtida na Figura 3.4 foi então implementada utilizando 4 funções parabólicas. A partir daí foram realizadas uma série de pequenos ajustes na espessura do FF fora do eixo central até o resultado de fator offaxis simulado fosse igual ao medido. O critério utilizado neste ajuste foi que a diferença entre fator offaxis medido e simulado fosse menor que 2%. A Tabela 4 mostra os passos deste procedimento. Cada par de colunas espe(θ)/fator offaxis representa uma simulação no MCNP. A célula utilizada para avaliar a fluência de elétrons tem a geometria cilíndrica com 2 cm de altura e 0,8 cm de diâmetro. Foi realizado o transporte de elétrons apenas próximo às células, nunca a uma distância inferior à espessura de buildup.

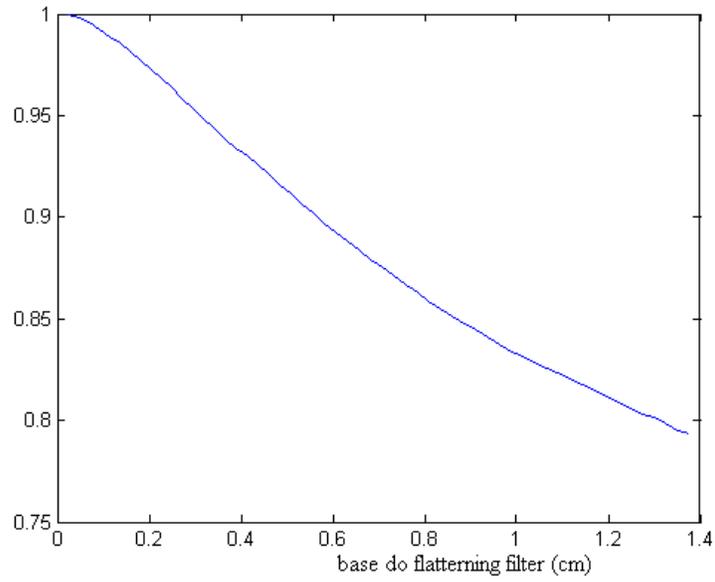


Figura 3.4 - Forma inicial do *flattening filter* obtida por simulação no MATLAB utilizando a expressão (36). O eixo vertical representa a altura do *flattening filter* normalizada para seu valor máximo.

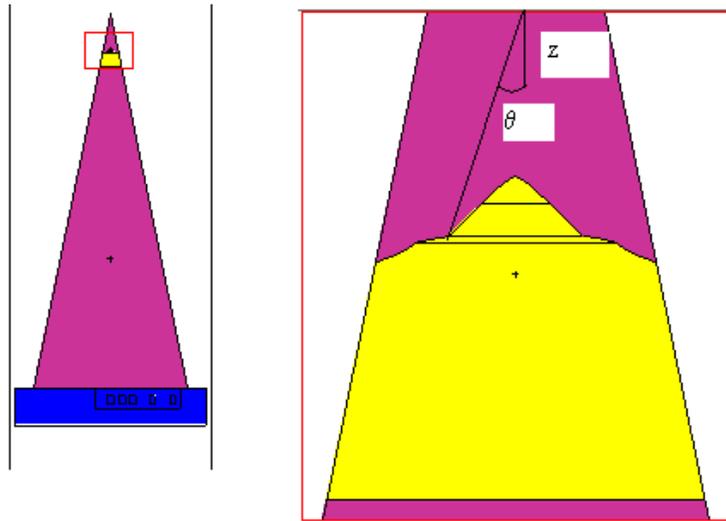


Figura 3.5 - Geometria utilizada pelo MC para ajustar a forma do filtro aplanador de feixe e a ampliação do resultado final.

Tabela 4: Ajuste final da espessura em cinco pontos do *flattening filter* utilizando o fator offaxis

Cós	esp(θ)	Fator offaxis						
1	5	1	5	1	5	1,0000	5	1
0,99958	4,88205	0,97069	4,85203	1,01937	4,85203	1,0004	4,84202	1,016
0,99843	4,60725	1,0569	4,63735	1,03345	4,62732	1,0011	4,58719	1,034
0,99441	4,12314	1,07931	4,13324	1,05458	4,12314	1,0566	4,10293	1,086
0,98781	3,53916	1,55517	3,74309	1,26232	4,04955	0,8967	4,0291	0,984

O objetivo desta seção foi fornecer espectros que foram utilizados nas simulações de casos clínicos. Os espectros obtidos por intervalo de ângulo de emissão após o FF foram validados através de comparação com resultados de espectros obtidos na literatura e também da comparação do Fator offaxis medido com o simulado.

As simulações nas seções seguintes foram realizadas a partir dos resultados desta seção. A vantagem deste método é que não foi necessário simular o FF novamente diminuindo assim o tempo de execução do MCNP5 nos casos clínicos.

3.2.1 METODOLOGIA II - FONTE DE FÓTONS SIMULADA POR PARTES (FONTE FOCAL)

Nesta fase do trabalho a geometria utilizada no MCNP5 se encontra na Figura 3.6. Uma fonte de fótons foi definida, localizada com SSD = 100,0 cm do fantoma de água mostrado em azul e na parte de cima os colimadores secundários, mostrados em amarelo (Figura 3.6). Cada colimador secundário (dois colimadores superiores e dois inferiores) foi definido como células independentes e sem importância para transporte de fótons ($IMP:P=0$), sendo que as suas posições em relação à fonte foram obtidas da Figura 3.1. Uma ampliação do fantoma é ilustrada na Figura 3.7, sendo que as células, onde serão coletados os elétrons, são esféricas de raio 0,15 cm. A fonte de fótons foi executada em

partes separadamente, sendo que cada parte tinha uma distribuição angular e um espectro diferente. Os espectros foram obtidos na seção 3.1. Os fluxos de elétrons (equação 2.51) nas células resultantes da simulação de cada parte da fonte foram somados.

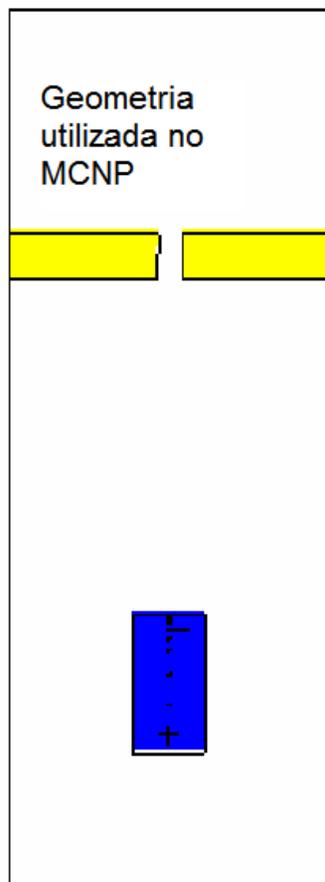


Figura 3.6: Geometria utilizada na simulação para ajustar a o peso, e a distribuição angular na fonte de fótons.

Para simular o feixe de 6 MV de fótons do Clinac 2100, dividiu-se a simulação em três partes. A primeira parte foi executada com uma fonte de fótons com espectro obtido na seção 3.1 e distribuição angular que emitiu fótons em um intervalo de ângulo desde “0” até “x1”. Esta parte é responsável pela emissão de fótons que incidem diretamente nas células que estão localizadas no eixo central do feixe (Figura 3.7). A distribuição angular da parte 2 foi definida de tal maneira que os fótons foram emitidos dentro de um intervalo de ângulos “x1” e “x2” com espectro obtido na seção 3.1, com energia média menor que o espectro emitido na parte 1. O mesmo procedimento foi realizado para parte 3. O peso das fontes 1, 2 e 3 e os intervalos de emissão “x1”, “x2” e “x3” foram deixados para serem ajustados de uma maneira que a PDP e o perfil simulados para os campos 4, 10 e 20 cm² concordassem

com os medidos com câmara de ionização, para os mesmos campos, com uma incerteza máxima de $\pm 3\%$. A PDP simulada é definida como o fluxo de elétrons na célula localizada em uma determinada profundidade dividido pelo fluxo de elétrons na célula localizada na profundidade de buildup. O perfil simulado é definido como o fluxo de elétrons em uma célula localizada a uma distância horizontal normalizado usando como referência o fluxo de elétrons no eixo central.

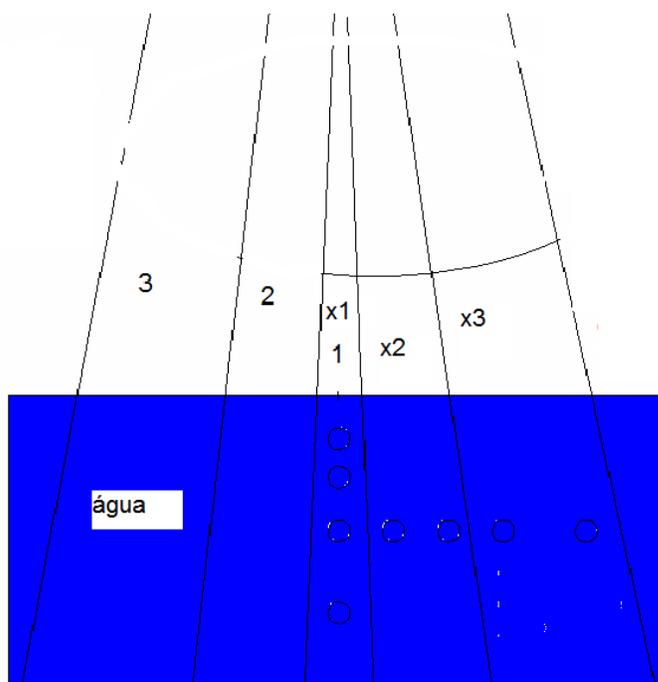


Figura 3.7: Modelagem do simulador mostrando a posição das células dentro dele.

Várias simulações foram realizadas com diversos valores para “x1”, “x2” e “x3” e os resultados de fluxo nas células foram armazenados em forma de tabela. O fluxo de elétrons nas células foi somado após a execução de todas as partes em que a fonte de fótons foi dividida. Um software foi desenvolvido no MATLAB com intuito de testar as combinações possíveis para os valores de intervalos de ângulos de emissão e pesos para o qual a PDP e o perfil fossem ajustados conforme os medidos. A Figura 3.8 ilustra como funciona o algoritmo do programa que foi utilizado no MATLAB. As contribuições 4 e 5 mostradas na Figura 3.8 são devido a Fonte Extra-Focal que será explicado na próxima seção.

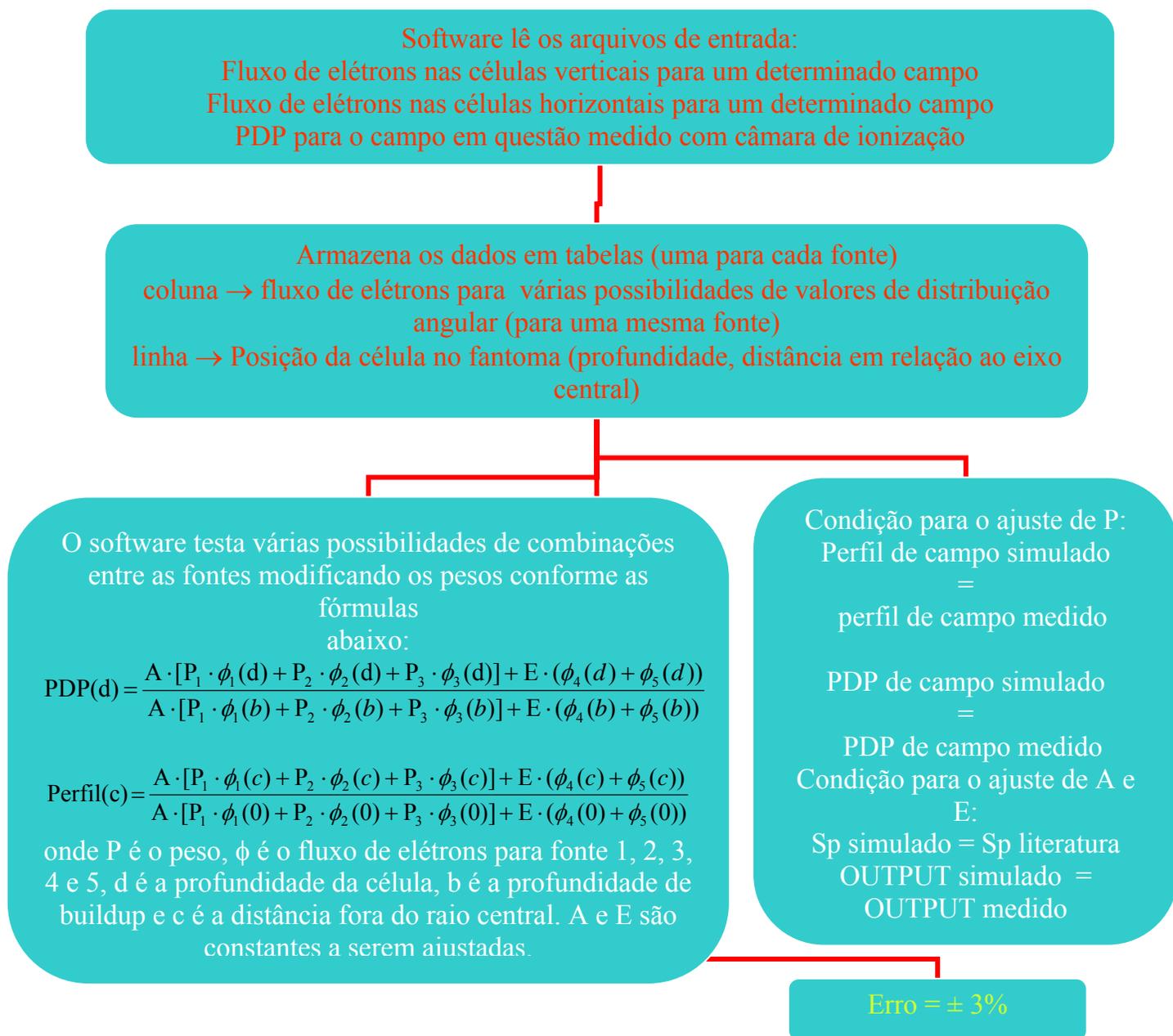


Figura 3.8: Algoritmo utilizado no MATLAB com intuito de processar os resultados de fluência de elétrons obtidos nas células. O Resultado da execução deste software é PDP e perfil calculados pelo MCNP.

Para o feixe de 15 MV, basicamente, a mesma metodologia foi utilizada. Houve apenas algumas diferenças, que ficaram por conta da célula utilizada na normalização da PDP, a profundidade em que foi avaliado o perfil e o número de partes em que a fonte foi dividida a Fonte Focal. Para este feixe, a profundidade de normalização da PDP foi de 2,5

cm, uma vez que esta é a profundidade de dose máxima para o feixe de 15 MV (profundidade de buildup). O perfil foi avaliado também na profundidade de 2,5 cm ao contrário do que foi feito para o feixe de 6 MV, que foi a 10,0 cm. A fonte de fótons foi dividida em quatro partes. A variação da energia média do espectro do feixe de fótons com a distância radial é mais intensa para o feixe de 15 MV do que para o 6 MV, resultado este obtido na seção 3.1, este fato justifica utilizar um maior número de divisões da fonte focal.

A Tabela 5 mostra um resumo dos parâmetros utilizados nas simulações. Os parâmetros são números de histórias (vermelho), energia de corte para o transporte de fótons (azul) e elétrons e a incerteza (preto).

A dose em uma determinada profundidade é dada pela equação 2.5 do item 2.3.1. A aproximação de que a forma do espectro de elétrons, obtido dentro da célula devido à um feixe de fótons, varia pouco com a profundidade foi assumida. Sendo assim não foi necessário avaliar a integral da equação 2.5 e a PDP pode ser calculada diretamente do fluxo de elétrons das células.

Se for assumido que o fluxo de elétrons obtido nas células é o resultado de uma multiplicação de duas funções como mostrado abaixo:

$$\phi(d, E) = I(d) \cdot P(E) \quad (3.2)$$

sendo que $I(d)$ é uma função intensidade que depende da profundidade “d” (não depende da energia) por uma função probabilidade ($P(E)$) que é o espectro de elétrons normalizado dentro da célula (depende da energia E), a integral de $P(E)$ multiplicado pelo “S” da equação 2.5 vai se cancelar no cálculo da PDP.

Tabela5: Resumo dos parâmetros utilizados na simulação

Número de histórias	6 MV	15 MV
Energia de corte (MeV)		
Fótons		
Elétrons 0,5		
incerteza		
Fonte 1 (focal)	400000000 0,1 ±0,08%	350000000 0,2 ±0,08%
Fonte 2 (focal)	700000000 0,1 ±1%	300000000 0,2 ±2%
Fonte 3 (focal)	1000000000 0,1 ±3%	1000000000 0,2 ±3%

Esta aproximação é válida quando a forma do espectro de elétrons não varia significativamente com a profundidade em comparação com a variação da intensidade do fluxo de elétrons. Deste modo a PDP pode ser escrita como:

$$PDP(d) = \frac{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(d) + P_2 \cdot \phi_2(d) + P_3 \cdot \phi_3(d)] + E \cdot (\phi_4(d) + \phi_5(d))}{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(b) + P_2 \cdot \phi_2(b) + P_3 \cdot \phi_3(b)] + E \cdot (\phi_4(b) + \phi_5(b))} \quad (3.3)$$

onde “d” é uma profundidade qualquer e “b” é profundidade de buildup. Os símbolos ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3 representam o fluxo de elétrons na célula devido as partes 1, 2 e 3 da fonte focal. As duas partes da fonte extra-focal dão origem ao fluxo de elétrons ϕ_4 e ϕ_5 . As constantes P_1 ,

P_2 e P_3 foram ajustados de acordo com a comparação de PDP e perfil simulado com PDP e perfil medido.

A Figura 3.9 mostra a variação do “S” com a energia (na faixa de energia de interesse desta tese – 0,5 até 15 MeV) para pulmão (ICRU), tecido (ICRU) e água (National Institute of Standards and Technology – NIST). Não foi possível obter “S” nem para a cortiça e nem para água sólida. A diferença entre “S” do pulmão e da água é em torno de 1% e esta diferença fundamenta a utilização da equação (3.3) mesmo quando as células estavam em meios diferentes dentro do simulador de tórax uma vez que o desvio máximo aceito na simulação é de $\pm 3\%$ (IAEA). O ganho na utilização da aproximação da equação (3.3) está na simplificação da metodologia sendo que sua utilização implica no acréscimo de $\pm 1\%$ de imprecisão.

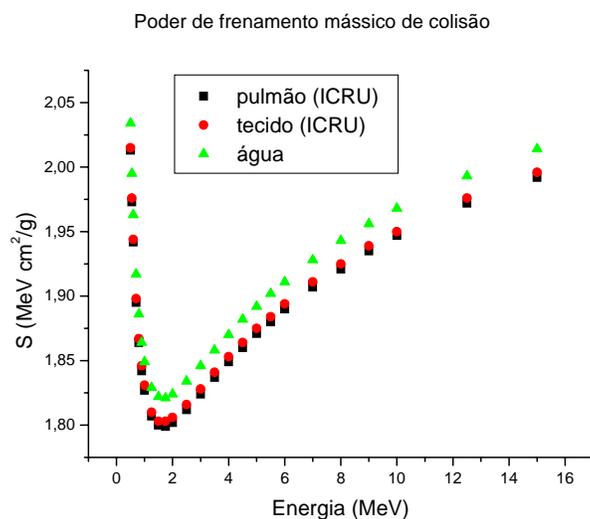


Figura 3.9: Variação do “S” com a energia para pulmão (ICRU), tecido (ICRU) e água.

3.2.2 FONTE EXTRA-FOCAL

Os fótons espalhados do colimador primário e do FF foram considerados como uma fonte extra-focal (JAFFRAY *et al* 1993; KIM *et al* 1997). A Figura 3.1 mostra um esquema do cabeçote do acelerador com as posições dos seus componentes. A posição da Fonte Extra-Focal foi considerada a mesma do FF na Figura 3.1. Esta fonte foi dividida em duas partes com espectro diferentes. Na primeira parte a distribuição angular foi de -1 a -0,9,

para uma fonte circular de raio 1,5 cm. A segunda tinha forma de um anel de raio de 1,5 cm até 3,1 cm e distribuição angular de -1 a -0,85. Os espectros dos fótons oriundos do colimador primário e do filtro aplanador de feixe, utilizados nesta parte do trabalho, foram conseguidos em BAGHERI *et al* (2002) e WITTENAU *et al* (1999).

A geometria e disposição das células foram às mesmas utilizadas na fonte focal. As execuções das duas partes foram realizadas em separados e depois os resultados de fluxo de elétrons nas células foram somados com o fluxo obtido na seção 3.2.1. O resumo dos parâmetros utilizados nesta simulação se encontra na Tabela 6. Os pesos destas fontes foram ajustados de acordo com o S_p e o fator *output*. O fator *output* foi medido com câmara de ionização e o S_p foi obtido no *British Journal of Radiology* (1996). O fluxo de elétrons encontrado nas células devido à execução da Fonte Extra-Focal, também foi utilizado como dado de entrada do software desenvolvido no MATLAB. A constante “A” mostrado na Figura 3.8, é ajustada até que o S_p (seção 2.4) simulado no MCNP5 fosse igual ao S_p obtido na literatura (*British Journal of Radiology* 1996). A constante “B” é responsável pela igualdade entre *output* medido e simulado, bem como o ajuste da intensidade da Fonte Extra-Focal. A multiplicação da constante “B” pelo fluxo de elétrons resultante na célula está relacionada com a contribuição S_c (seção 2.4).

Ao final desta seção, uma metodologia foi obtida para que se possa utilizar o MCNP em aplicações clínicas em radioterapia para tratamentos que utilizam feixes de fótons.

Tabela 6: Resumo dos parâmetros utilizados na simulação da fonte extra-focal no MCNP

Número de histórias incerteza	6 MV	15 MV
Fonte 5 (extra-focal)	1000000000 ±7%	1000000000 ±7%
Fonte 6 (extra-focal)	1000000000 ±12%	1000000000 ±12%

A incerteza total do cálculo utilizando o método apresentado foi encontrada somando a incerteza de cada fonte (mostrada nas tabelas 5 e 6) após elas serem multiplicadas pelas constantes calculadas nesta seção. A incerteza total da metodologia foi considerada como sendo a incerteza total do cálculo mais a incerteza de 1% que está relacionada com o cálculo da PDP diretamente do fluxo de elétrons como mostrado na equação (3.3).

3.2.3 METODOLOGIA PARA UTILIZAÇÃO DO MCNP5 PARA PLANEJAMENTO EM RADIOTERAPIA.

Na seção 2.4 foi mostrado como o TPS calcula a UM que deve ser colocada na máquina de tratamento para que seja liberada a dose prescrita pelo médico na profundidade de prescrição. Nesta seção será mostrado um método para fazer este cálculo utilizando o MCNP numa técnica isocêntrica. Supondo que o isocentro esteja posicionado em um fantoma heterogêneo a UM pode ser calculada pela expressão abaixo:

$$UM = \frac{D_p \cdot P_1}{P_T \cdot TMR(a, d, het) \cdot output(X, Y, het) \cdot [(SSD + b) / SAD]^2} \quad (3.4)$$

onde P_1 e P_T são respectivamente o peso do campo 1 e o peso total (soma dos pesos de todos os campos utilizados no planejamento). O peso está relacionado com a intensidade de radiação fornecida por um determinado campo em planejamento com vários campos. O $TMR(a, d, het)$ é o fator TMR calculado pelo MCNP5 simulando a fonte focal e extra-focal duas vezes. Uma com o isocentro na profundidade “d” e outra com o isocentro na profundidade de buildup como mostrado a Figura 2.24 e na expressão abaixo:

$$TMR(d) = \frac{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(d) + P_2 \cdot \phi_2(d) + P_3 \cdot \phi_3(d)] + E \cdot (\phi_4(d) + \phi_5(d))}{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(b) + P_2 \cdot \phi_2(b) + P_3 \cdot \phi_3(b)] + E \cdot (\phi_4(b) + \phi_5(b))} \quad (3.5)$$

O $output(X, Y, het)$ é calculado utilizando o método descrito nas seções 2.4. Também duas simulações com a fonte focal e extra-focal são realizadas. Uma com o tamanho do campo utilizado no planejamento (X, Y) no fantoma heterogêneo e outra com o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. O fluxo na célula localizado na profundidade de buildup (b), para o campo X e Y no fantoma heterogêneo é dividido pelo fluxo na célula que se encontra na mesma profundidade, para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na água. O mesmo SSD = 100 cm é utilizado para simular os dois campos.

$$output(X, Y) = \frac{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(X, Y) + P_2 \cdot \phi_2(X, Y) + P_3 \cdot \phi_3(X, Y)] + E \cdot (\phi_4(X, Y) + \phi_5(X, Y))}{A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(10) + P_2 \cdot \phi_2(10) + P_3 \cdot \phi_3(10)] + E \cdot (\phi_4(10) + \phi_5(10))} \quad (3.6)$$

Este fator calcula o quanto à calibração realizada na água para um campo quadrado de 10 cm, SSD = 100 cm e profundidade “b” tem que ser corrigida quando o campo é modificado e o fantoma é heterogêneo. Um exemplo desta técnica de planejamento no eixo central do feixe será mostrado na seção 3.5.1 mais adiante.

Resumindo, o TMR e o output são calculados no MCNP5 levando em conta um simulador heterogêneo e depois a equação (3.4) é utilizada para calcular as UM para a execução do planejamento no acelerador linear liberar uma dose de 180 cGy no isocentro.

O cálculo do fluxo de elétrons nas células localizadas no eixo central foram realizados conforme a metodologia da seção 3.2.1 e 3.2.2:

$$\phi(d) = A \cdot [P_1 \cdot \phi_1(d) + P_2 \cdot \phi_2(d) + P_3 \cdot \phi_3(d)] + E \cdot (\phi_4(d) + \phi_5(d)) \quad (3.7)$$

A expressão abaixo:

$$\phi_{ant} + c \cdot \phi_{post} = \phi \quad (3.8)$$

é utilizada para calcular a dose nas células. O termo ϕ_{ant} é o fluxo de elétrons em uma célula localizada a uma profundidade devido ao campo anterior, já levando em conta a fonte focal e extra-focal e o termo ϕ_{post} é a contribuição no fluxo de elétrons desta mesma célula só que do campo posterior e ϕ é fluxo total. A constante “c” se relaciona com o peso dos campos de acordo com a relação abaixo:

$$c = \frac{\phi_{ant(iso)}}{\phi_{pos(iso)}} \left(\frac{P_T}{P_1} - 1 \right) \quad (3.9)$$

sendo que os termos $\phi_{ant(iso)}$ e $\phi_{pos(iso)}$ são o fluxo de elétrons devido ao campo anterior e posterior respectivamente, para a célula localizada no isocentro. Deste modo a equação abaixo calcula a dose nas outras células :

$$Dose = \left(\frac{\phi}{\phi_{ant(iso)} + c \cdot \phi_{pos(iso)}} \right) \cdot 180 \text{ cGy} \quad (3.10)$$

a equação (3.10) diz que a dose em uma célula é dada pelo fluxo encontrado pela equação (3.8) normalizado pelo fluxo no isocentro e multiplicado pela dose prescrita no isocentro.

3.3 METODOLOGIA III - ELÉTRONS

A metodologia desenvolvida na simulação dos elétrons foi semelhante com a de fótons. O plano localizado no final do cone aplicador de elétrons foi dividido em cinco círculos concêntricos (Figura 3.10). Cada anel foi considerado uma fonte de elétrons com espectros, distribuição angular e pesos deixados para serem ajustados. Este ajuste, tal como foi feito na simulação dos fótons, foi realizado para que a PDP e perfil simulado concordassem com a PDP e o perfil medido com câmara de ionização dentro de uma

variação máxima de $\pm 3\%$. Cada parte da fonte foi simulada individualmente e a geometria utilizada nas simulações se encontra na Figura 3.11. Somente transporte de elétrons foi utilizado no MCNP e o número de histórias foi de 8.400.000, com energia de corte para elétrons de 0,5 MeV e imprecisão de $\pm 1\%$. As células utilizadas para o MCNP calcular o fluxo de elétrons tinham a forma esférica com 3 mm de diâmetro.

Chegou-se ao espectro inicial emitido pela fonte de elétrons a 5 cm da superfície do fantoma através do estudo de sua forma na bibliografia (MA *et al* 1997; YORIYAZ *et al* 2005; KHAN 1994; DYK 1999). Este espectro foi posteriormente modificado para ajustar melhor o resultado de PDP e perfil, lembrando que os ajustes realizados têm como objetivo fornecer valores simulados próximos aos valores medidos. A energia média e mais provável dos espectros resultantes de simulação dentro do fantoma em uma determinada profundidade foram comparadas com as obtidas na seção 2.5.

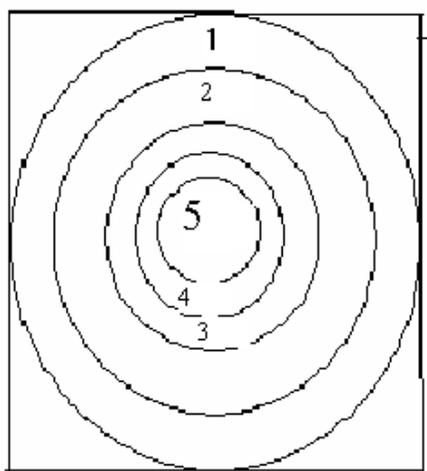


Figura 3.10: Determinação da fonte de elétrons para simulações no MCNP5.

O programa descrito na Figura 3.8 foi novamente utilizado. Uma pequena modificação foi realizada no algoritmo do programa, uma vez que o fluxo de elétrons obtido nas células foi multiplicado pelo S^w , onde este último é o poder de frenamento mássico para o meio “w”. No caso de feixes de elétrons não é possível desprezar a variação do espectro de elétrons na célula com a profundidade. O motivo desta correção é explicado no item 2.5. A integral da equação 2.5 foi avaliada por uma técnica chamada multigrupo. Nesta técnica a variável energia foi dividida em intervalos de energia e S^w foi considerado constante dentro deste intervalo.

$$D(z) = 1,602 \times 10^{-10} \cdot \sum_{g=1}^M \Phi_z^g \cdot S_w^g \quad (3.11)$$

Na fórmula (3.11) D_z é a dose em uma profundidade z , g é o índice do grupo, M é o número total de grupos utilizados, Φ_z^g é o fluxo de elétrons na profundidade z e no grupo g e S_w^g é o poder de frenamento mássico no grupo g conseguido no *National Institute of Standards and Technology* (<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>) para o meio “w”. Deste modo, o fluxo de elétrons em cada grupo g em uma célula obtido nas simulações com o MCNP5 é armazenado em tabelas que serão utilizados como dados de entrada para software do MATLAB, que fará a correção descrita na equação (3.11). A simulação foi realizada para o cone $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e feixe de energias 9 e 12 MeV (Figura 3.11).

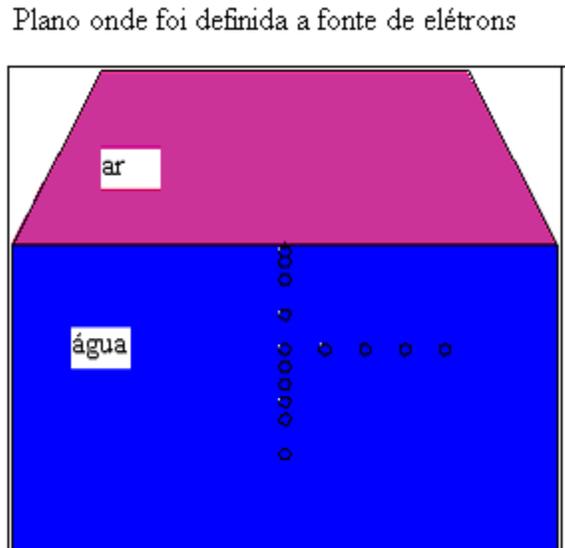


Figura 3.11: Geometria utilizada na simulação de feixe de elétrons.

A PDP e o perfil foram calculados utilizando as seguintes fórmulas:

$$PDP(z) = \frac{\sum_{g=1}^M [\Phi_1^g(z) + \Phi_2^g(z) + \Phi_3^g(z) + \Phi_4^g(z) + \Phi_5^g(z) + \Phi_6^g(z)] \cdot S_g^w}{\sum_{g=1}^M [\Phi_1^g(d_{\max}) + \Phi_2^g(d_{\max}) + \Phi_3^g(d_{\max}) + \Phi_4^g(d_{\max}) + \Phi_5^g(d_{\max}) + \Phi_6^g(d_{\max})] \cdot S_g^w} \quad (3.12)$$

$$\text{perfil}(c) = \frac{\sum_{g=1}^M [\Phi_1^g(c) + \Phi_2^g(c) + \Phi_3^g(c) + \Phi_4^g(c) + \Phi_5^g(c) + \Phi_6^g(c)] \cdot S_g^w}{\sum_{g=1}^M [\Phi_1^g(0) + \Phi_2^g(0) + \Phi_3^g(0) + \Phi_4^g(0) + \Phi_5^g(0) + \Phi_6^g(0)] \cdot S_g^w} \quad (3.13)$$

onde d_{\max} é a profundidade de dose máxima do feixe de elétrons e os índices 1, 2, 3, 4 e 5 são referentes as cinco fontes de elétrons definidas anteriormente. O sexto termo será explicado posteriormente.

A contaminação de fótons existente no feixe de elétrons foi também simulada. Inicialmente foi simulado o *bremsstrahlung* realizado por um feixe de elétrons na folha espalhadora de elétrons. Considerou-se 1 mm de chumbo para esta folha (Khan, 1994). O resultado desta simulação foi o espectro de fótons para ser utilizado na simulação da contaminação de fótons.

A contaminação de fótons foi simulada com número de histórias 1.000.000.000, distribuição angular -1 a -0,99 ($\cos \theta$), fonte circular de 0,2 cm de raio, geometria utilizada sendo a mesma da Figura 3.11, com energia de corte de 0,1 e 0,5 MeV para fótons e elétrons respectivamente e imprecisão de $\pm 0,2$ %. Sendo assim o programa descrito na Figura 3.8 somou a contribuição de cada parte da fonte e calculou a PDP e o perfil conforme as equações (3.12) e (3.13). O Φ_6^g é o fluxo de elétrons obtido na célula quando executado a fonte de fótons que se refere contaminação descrita neste parágrafo. Com a utilização deste algoritmo foi possível chegar ao peso, a distribuição angular e ao espectro de cada uma das fontes de elétrons. Chegou-se também ao valor da distribuição angular e peso da fonte de fótons da contaminação.

3.4 METODOLOGIA IV - VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL

3.4.1 MEDIDAS COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A validação da metodologia utilizada na simulação foi feita basicamente por comparação com valores medidos. As medidas, para o feixe de fótons, de PDP, perfil, offaxis e output foram realizadas conforme foi descrito no item 2.3.2 utilizando o sistema

automático de leitura 3D *Blue Phantom* e câmara de ionização tipo dedal 0,13 cm³ ambos de marca *Scanditronix/Wellhofer*. No caso da leitura de PDP de elétrons a câmara utilizada foi a de placas paralelas tipo Markus e também de marca *Scanditronix/Wellhofer*. A precisão desta dosimetria realizada com o sistema *Blue Phantom* é em torno de 1%. É importante lembrar, que a máquina foi calibrada com câmara de ionização tipo farmer FG 065 Wellhofer ligada a um dosímetro Farmer 2570, conforme o protocolo 398 (seção 2.3.1).

Medidas de PDP foram feitas também utilizando filme e água sólida. Estas medidas foram comparadas com as medidas com câmara de ionização e água com intuito de validá-las. Sendo assim neste trabalho foi considerado que as medidas com câmara de ionização na água como referência para validar as simulações e outros sistemas de medidas utilizando outros detetores em outros meios que não fossem câmara de ionização com água.

3.4.2 MEDIDAS COM FILME

O filme utilizado na dosimetria foi *EC Film* do fabricante Kodak e o meio utilizado foi à água sólida. A película tem o tamanho de 30 cm x 40 cm fornecendo assim 12 pedaços de tamanho 10 cm x 10 cm. Uma curva de resposta do filme (DO) com a dose foi levantada (PAELINCK *et al* 2005; Yeo 2004; SUCHOWERSKA *et al* 1999; ZHU *et al* 2002; DOGAN *et al* 2002). A dosimetria com filme teve como objetivo medir PDP e dose absoluta, portanto foi verificada a linearidade da DO com a dose aplicada no filme. A DO foi lida pelo densitômetro da marca *X-Rite* modelo 331.

Para as medidas relativas, os filmes de uma mesma película foram posicionados em várias profundidades na água sólida perpendicularmente ao feixe de fótons ou de elétrons e foram irradiados com a mesma UM (150 UM) colocada na máquina de tratamento (Figura 3.12). A película tinha 30 x 40 cm² e foi cortada em 12 pedaços de 10 x 10 cm². Os envelopes foram confeccionados a mão com o material proveniente da caixa de filme. Variou-se a profundidade do filme com relação à superfície, através da utilização placas graduadas de água sólida. Todos os filmes eram revelados na mesma processadora *Kodak M35 X-omat Processor*. Um pedaço da película que não recebeu dose de radiação foi passado na reveladora no mesmo momento em que os filmes utilizados na dosimetria foram

revelados. Com este procedimento, dois importantes fontes de imprecisão foram minimizadas; 1) a utilização de películas diferentes; 2) influência da revelação na DO do filme. Com este método foi obtida PDP para feixes de elétrons de 6, 9 e 12 MeV para o cone $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e feixes de 6 e 15 MV de fótons para os campos $4,10, 13 \times 24 \text{ cm}^2$. A PDP medida com filme na água sólida foi comparada com a PDP medida com câmara de ionização na água. A medida com câmara de ionização foi realizada como descrito no item 3.4.1.

Existem outras fontes de imprecisão na dosimetria com filme, além das já citadas no parágrafo anterior. A utilização da água sólida ao invés de água, número de algarismos significativos no densitômetro e sobre-resposta do filme com relação à presença de fótons com energia abaixo de 400 KeV no espectro do feixe de fótons. Cada fonte de imprecisão citada deveria ser somada para que fosse calculada a imprecisão da dosimetria com filme, mas devido à dificuldade de se obter tal imprecisão calculada, optou-se por chegar a ela através de comparação entre PDP medido com filme e água sólida com PDP medido com câmara de ionização e água (Wellhofer). Considerou-se as maiores diferenças encontradas entre estas duas medidas como sendo a imprecisão da medida com filme.



Figura 3.12: Fantoma de água sólida. Os filmes foram colocados paralelo as placas de água sólida.

O objetivo da utilização da dosimetria com filme neste trabalho foi obter distribuição de dose dentro de fantasmas com heterogeneidades com intuito de verificar o planejamento feito pelo MCNP5 e pelo CADPLAN. Uma reta de calibração foi levantada com o filme localizado a 5 cm de profundidade, SSD = 100 cm, campo 10 x 10 cm² (esôfago) e 4 x 4 cm² (pulmão) e sendo liberado uma dose conhecida no mesmo. Deste modo, todos os filmes da simulação tiveram sua leitura de DO convertido em dose utilizando a reta de calibração. Os filmes usados na calibração foram irradiados junto com os filmes da dosimetria no fantoma e revelados ao mesmo tempo na mesma processadora, para minimizar a influência da revelação na leitura da dose. Um pedaço da película foi colocado em um envelope e passada na processadora sem que tivesse sido irradiada. A leitura de DO desta película foi descontada da leitura dos outros filmes. Em hipótese alguma uma dosimetria realizada com filme a DO foi convertida em dose utilizando dados de uma reta de calibração feita e revelada em dias diferentes do que o dia da dosimetria. Desta maneira foi minimizado a influência da processadora na resposta dos filmes. Nas dosimetrias com fantoma, mais de doze envelopes foram necessários, sendo necessária também duas películas. A diferença na DO, quando filmes de películas diferentes foram irradiados com a mesma dose, é em torno de 1%. Neste caso a calibração foi levantada utilizando a média das leituras das duas películas.

3.5 METODOLOGIA V – CASOS CLÍNICOS

As simulações com heterogeneidades foram divididas em experimental e computacional. A geometria e o material utilizado no fantoma, construído para parte experimental, foi à mesma do simulado numericamente. Este procedimento possibilitou a comparação entre simulações com MCNP5, CADPLAN e resultados experimentais.

Foram simulados 3 casos clínicos envolvendo heterogeneidades.

3.5.1 SIMULAÇÃO DA IRRADIAÇÃO DE TUMOR DE PULMÃO PEQUENO E SOLITÁRIO LOCALIZADO NO MEDIASTINO

Um simulador de tórax foi construído com 2,5 cm de água sólida, 8,5 cm de cortiça, 6 cm de água sólida, 8,5 cm de cortiça e mais 2,5 cm de água sólida (Figura 3.13). Inicialmente foi realizada a tomografia deste fantoma e suas imagens foram enviadas para o TPS. No CADPLAN foi obtida a densidade física da água sólida e da cortiça. Nas imagens da tomografia uma lesão pequena de 3 cm de diâmetro, simulando tumor pequeno e isolado de pulmão, foi desenhada na interface cortiça-água sólida.

O CADPLAN calculou as UM que devem ser colocados na máquina para cada campo para liberar uma dose total de 180 cGy no isocentro para o feixe de fótons de 6 e 15 MV, usando a correção de heterogeneidade Batho Modificado (equação 2.29 da seção 2.4.2). O isocentro foi colocado no centro da lesão a 1,0 cm da interface cortiça-água sólida (12 cm de profundidade). Foram utilizados dois campos par opostos com tamanho de 4 x 4 cm² no isocentro (Figura 3.14). O campo com o feixe incidindo com angulação 0° foi dado o nome de anterior e o campo com angulação 180° foi chamado de posterior. O peso do campo anterior foi maior do que o posterior. Isto se deve ao fato do isocentro estar menos profundo quando avaliado pelo campo anterior do que no caso do campo posterior. Os pesos de ambos os campos foram ajustados para que houvesse uma distribuição de dose uniforme na lesão, calculada pelo CADPLAN.

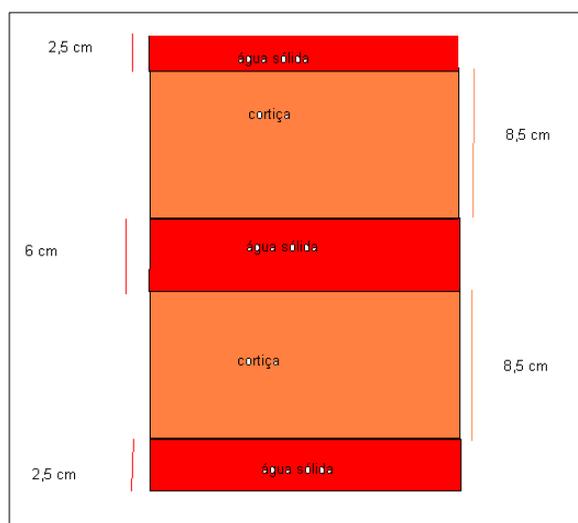


Figura 3.13: Simulador de tórax

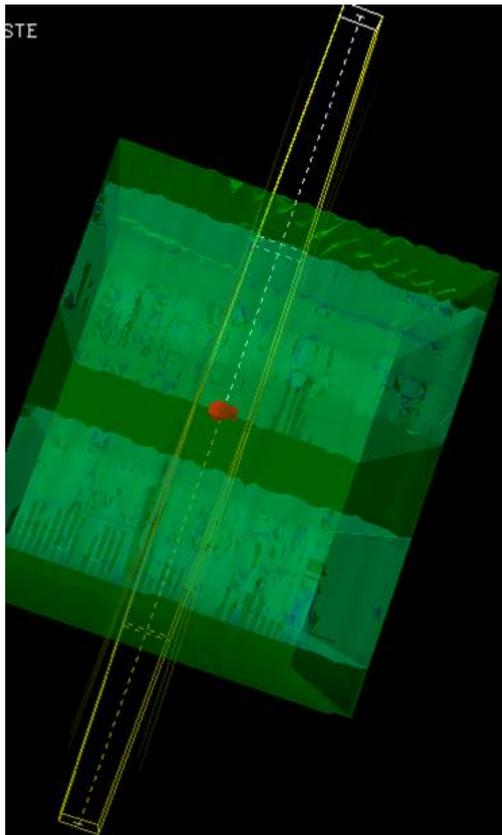


Figura 3.14: Construção em 3D realizada pelo CADPLAN do simulador de tórax mostrando a disposição dos campos utilizados na simulação.

O MCNP5 foi utilizado também para calcular as UM para liberar 180 cGy no isocentro, para o mesmo caso-exemplo apresentado anteriormente com a metodologia desenvolvida na seção 3.2.3. As Figuras 3.15 e 3.16 mostram como foi simulado no MCNP5 o cálculo do TMR e o output respectivamente utilizando o simulador de tórax. A composição química utilizada para a cortiça no MCNP5 foi 40% de oxigênio, 40% de hidrogênio e 20% de carbono e sua densidade foi de $0,3 \text{ g/cm}^3$ (obtido na tomografia). No lugar da água sólida foi modelado água.

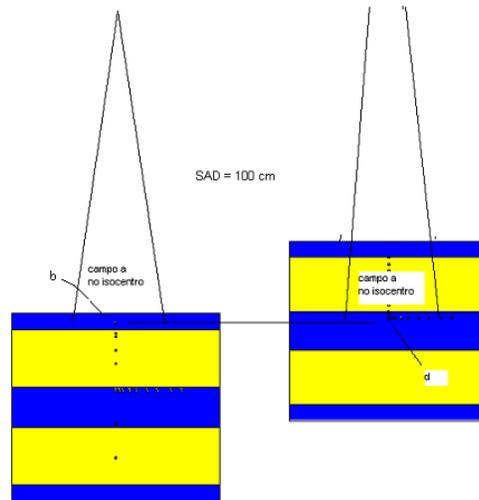


Figura 3.15: Cálculo do TMR utilizando MCNP5 para um meio heterogêneo. O campo “a” tinha 4 cm.

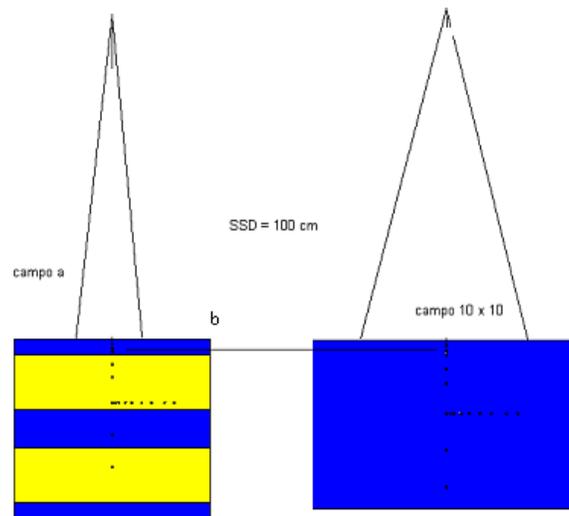


Figura 3.16: Output calculado pelo MCNP5. A cor amarela é utilizada para identificar a heterogeneidade (cortiça).

Os planejamentos foram verificados experimentalmente através da dosimetria com filme para o caso-exemplo simulado com CADPLAN e MCNP5. A metodologia utilizada nesta dosimetria foi explicada na seção 3.4.2. Os filmes foram irradiados um por vez sendo colocado perpendicular ao feixe, entre as placas de água sólida e de cortiça. A cada execução da aplicação dos dois campos um filme era trocado por outro que era colocado em uma posição diferente do anterior. Deste modo foi possível verificar a dose em várias

profundidades no simulador, inclusive no isocentro. Foram utilizadas de duas a três películas que forneceram 12 filmes, cada uma. Destes 12 de 3 a 4 filmes foram usados para calibração e o restante foi utilizado na dosimetria dentro do fantoma. Cada película teve sua reta de calibração.

3.5.2 SIMULAÇÃO DE UM TRATAMENTO DE ESÔFAGO

A irradiação de esôfago foi apresentada na seção 2.6.1. A Figura 3.17 mostra a comparação entre o simulador de tórax construído e o caso real o qual ele simula. Para a simulação de uma irradiação de esôfago, o mesmo simulador de tórax já apresentado na seção anterior foi usado. Os campos utilizados eram retangulares 13 x 24 cm tanto para os campos laterais quanto para os campos antero-posterior. A correção para heterogeneidade Lei da Potência Modificada de Batho, descrita no item 2.4.2, esteve presente no cálculo para um planejamento com campos par opostos e com quatro campos. A técnica utilizada nos planejamentos foi isocêntrica, com dose dia de 180 cGy no isocentro e os planejamentos foram feitos com feixe de 15 MV de fótons.

Os dados para irradiar o simulador, tais como posição do isocentro e UM para cada campo de tratamento para liberar a dose de 180 cGy no isocentro, foram obtidas no TPS. A Figura 3.18 mostra a posição do isocentro no simulador, que é indicado pelo ponto de encontro do laser que passa pelo plano sagital com o laser que passa pelo plano axial.

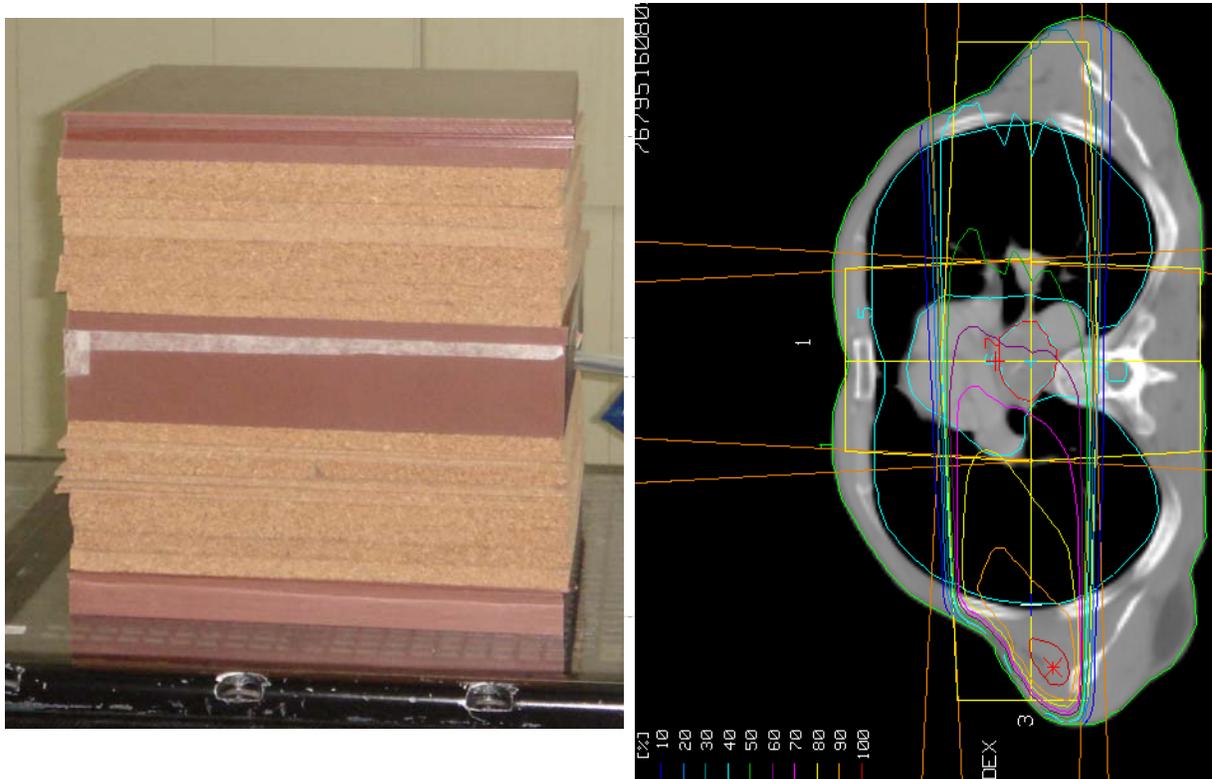


Figura 3.17: Comparação entre o simulador e o caso real.

Na parte experimental, filme foi colocado entre as placas de água sólida e cortiça. Para evitar uma maior influência da espessura do filme no simulador, foi colocado apenas um filme por vez em cada profundidade. Sendo assim, um filme era colocado em uma determinada profundidade, a aplicação conforme o planejamento era realizado, e depois outro filme era colocado em outra profundidade e novamente toda execução do planejamento era refeita. A metodologia para dosimetria com filme está explicada na seção 3.4.2.

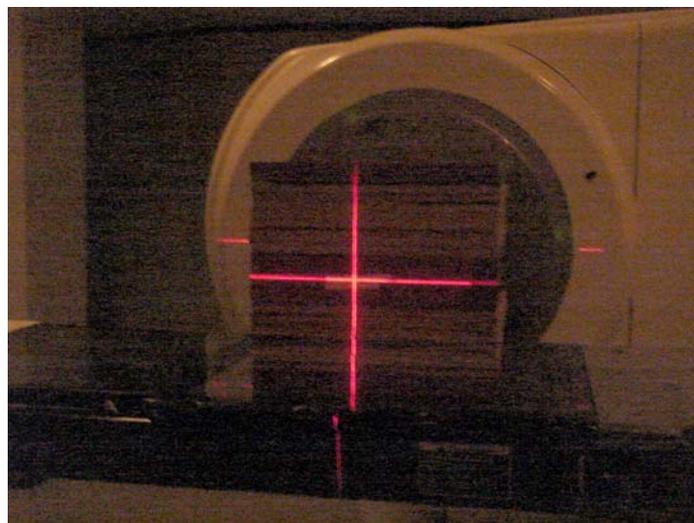


Figura 3.18: Posicionamento do fantoma na máquina de tratamento

Neste caso-exemplo, uma medida com câmara de ionização utilizado. Só foi possível obter medidas de dose absoluta com filme.

Para o caso do planejamento de esôfago com dois campos par opostos, a medida de dose foi realizada utilizando a câmara farmer FG 065 Wellhofer ligada a um dosímetro Farmer 2570. Este conjunto foi calibrado pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (laboratório de calibração secundário). Esta medida só foi possível dentro da água sólida. O bloco de água sólida que possui a cavidade para introdução da câmara tem 5 cm de espessura, sendo que o ela ficou posicionada a 3,5 cm da superfície anterior e 1,5 cm da superfície posterior. No simulador de tórax a câmara foi colocada em duas posições, sendo a posição 1 está a 15,5 cm de profundidade em relação a superfície de água sólida. A posição 2 está a 14,5 cm de profundidade. O planejamento de esôfago realizado no CADPLAN com dois campos par opostos foi então executado e as medidas de dose absoluta foram feitas nas duas posições, 1 e 2. A Figura 3.19 mostra a medida na posição 2.



Figura 3.19: Câmara localizada na posição 2.

Nestas posições, a leitura da câmara devido ao campo anterior foi somada a leitura da câmara devido à dose do campo posterior. Neste método o dosímetro teve sua leitura de carga zerada entre a execução do campo anterior e posterior. O outro método utilizado para fazer a medida foi integrar a carga devido aos dois campos sem zerar o dosímetro entre a execução de um campo e o outro.

Nesta dosimetria o fator de calibração da câmara não pode ser utilizado. Este fator foi obtido na água e não pode ser utilizado na água sólida. O procedimento correto é calibrar o feixe com a câmara calibrada em água e depois obter um fator de calibração para câmara em água sólida. O motivo para este procedimento é que a câmara ao ser colocada na água sólida não se encaixa perfeitamente na cavidade ficando pequenos espaços com ar. Quando a dosimetria é realizada na água isto não ocorre. Resumindo a câmara de ionização tem uma pequena diferença na resposta quando comparada com a dosimetria na água. Avaliou-se tal diferença executando o seguinte experimento; A câmara de ionização farmer (conjunto calibrado) foi colocada a 5 cm de profundidade, SSD = 100 cm e campo 10 x 10 cm² na água e depois, nas mesmas condições geometria e pressão e temperatura, as leituras foram realizadas na água sólida.

3.5.3 SIMULAÇÃO DE UM TRATAMENTO DE PAREDE TORÁCICA

Na seção 2.6.2 encontra-se descrito o tratamento da parede torácica após mastectomia. A Figura 3.20 mostra a comparação entre o simulador construído e o caso real a ser simulado. As dimensões do simulador eram 2,2 cm de água sólida, 8 cm de cortiça e 2,5 cm de água sólida. Tal qual no item posterior, as imagens de tomografia foram enviadas para o TPS. O planejamento foi realizado com feixe de elétrons de 9 e 12 MeV.

Os filmes novamente estiveram presentes na parte experimental onde foram usados para obtenção de PDP de elétrons no simulador, para as mesmas energias simuladas no CADPLAN. Foram colocadas 150 UM no acelerador linear, para cada posição do filme no fantoma. Deste modo realizamos medidas apenas relativas.

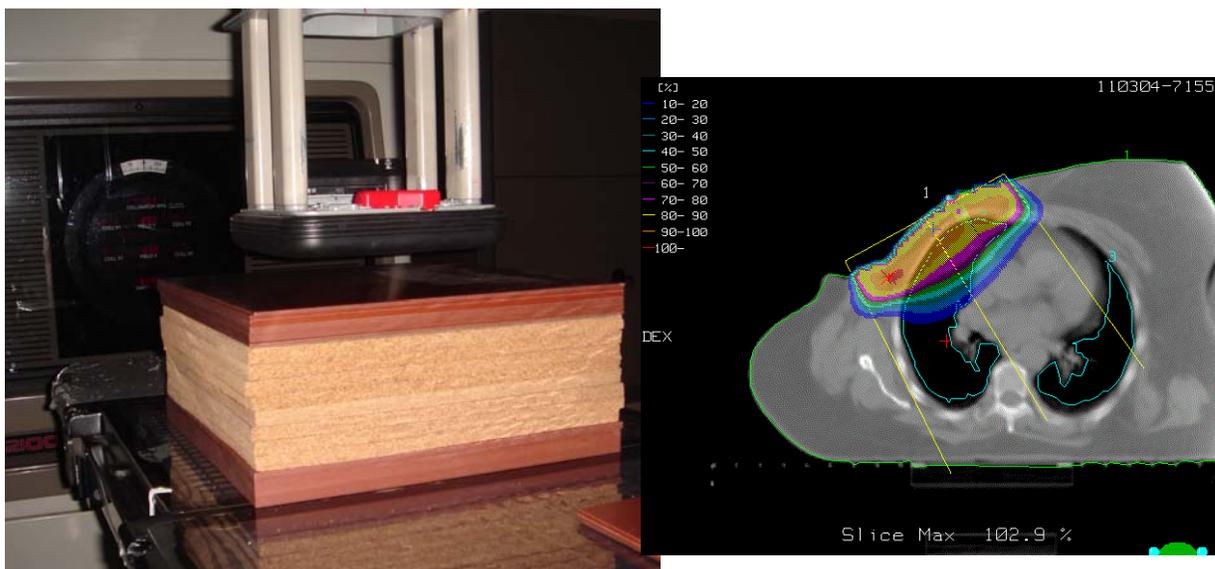


Figura 3.20: Comparação entre o simulador e o caso real que ele representa.

Foi simulado o problema também no MC. A metodologia empregada na simulação foi à mesma da seção 3.3 e os materiais foram definidos do mesmo modo que no item anterior.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1 SIMULACAO DOS ESPECTROS DE RAIOS X DO CLINAC 2100 UTILIZANDO MCNP5

De acordo com o método descrito no capítulo 3, o primeiro resultado obtido foi o espectro e a distribuição angular resultante da simulação do Bremsstrahlung no alvo. A Figura 4.1 mostra a distribuição angular mencionada anteriormente. O espectro do alvo e após o FF se encontram nas Figuras 4.2 e 4.3 para o 15 e o 6 MV respectivamente. A espessura no eixo central do feixe foi ajustada para 5,0 cm e 0,1 cm de W para os feixes de 15 MV e 6 MV respectivamente. A energia média calculada para o espectro obtido foi de 3,8 MeV. MOHAN *et al*, em 1985, simulou um feixe de 15 MV produzido por uma máquina da Varian Clinac 20 com alvo de tungstênio. A energia média encontrada pelo autor foi de 4,11 MeV. Em 1995, o mesmo pesquisador publicou um estudo sobre um feixe de 15 MV produzido por um acelerador do mesmo modelo simulado neste trabalho, Clinac 2100 C, encontrando uma energia média de 3,4 MeV. Já a energia média encontrada por BAGHERI *et al* (2001) foi de 3,75 MeV. Em um trabalho publicado em 1997, MALATARAS *et al*. (1997) simulam com o código EGS4 uma máquina modelo Varian com energia 15 MV, encontrando uma energia média de 3,679 MeV.

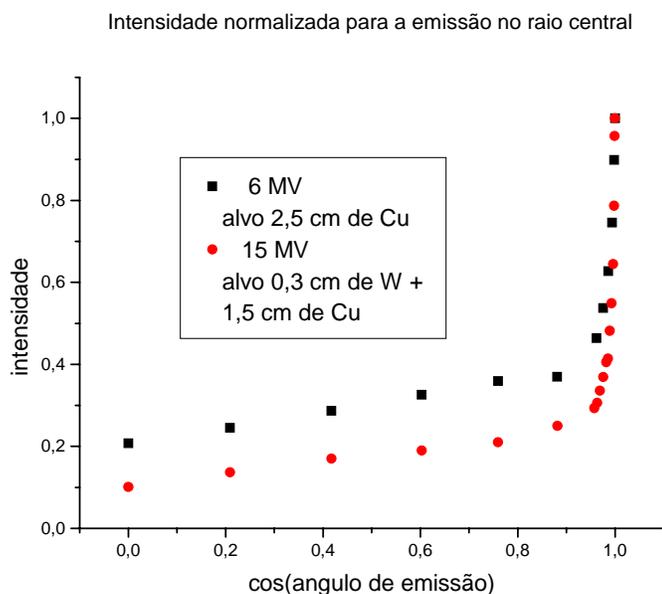


Figura 4.1 - Distribuição angular. Bremsstrahlung de um feixe de elétrons de 15 MeV com um alvo de 0,3 cm W e 1,5 cm de Cu e 6 MeV com alvo de 2,5 cm de Cu.

A PDP calculada na metodologia I pelo MCNP para o campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ foi obtida com erro de 1 %, portanto apresentando concordância com a PDP medidas para campos pequenos, entre a profundidade de 2,6 cm e 20 cm (Figuras 4.4 e 4.5). Para minimizar o tempo computacional, não executamos o código com a opção de transporte de elétrons na região fora do fantoma. Isto explica a diferença de 7 % entre o valor medido à 1 cm de profundidade em relação à superfície e o calculado pelo MCNP na mesma profundidade, uma vez que, nesta região, não foram contabilizados os elétrons provenientes dos componentes do cabeçote do acelerador. Houve uma excelente concordância entre os valores de PDP simulado com os valores medidos no intervalo de 2,5 cm à 20 cm, sendo as diferenças ficaram em torno de 1%. Se for considerado que o valor correto da energia média no artigo do MOHAN *et al* é de 4 MeV então foi obtido 5 % de diferença e 1% de diferença com BAGHERI, quando comparado com a energia média obtida no presente trabalho. A incerteza da medida com câmara de ionização como sistema de varredura foi de $\pm 1\%$.

Ambos os graficos foram plotados para a area abaixo da curva seja = 1

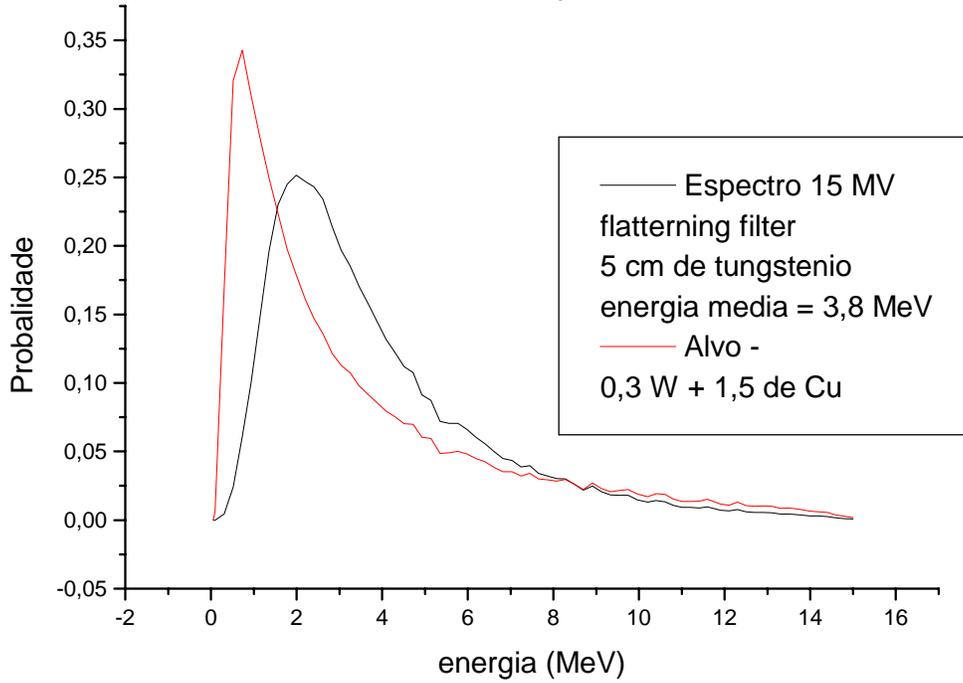


Figura 4.3 - Espectros do alvo e após o FF para o Clinac 2100 15 MV

Gráfico representado para que a área baixo da curva seja igual a 1

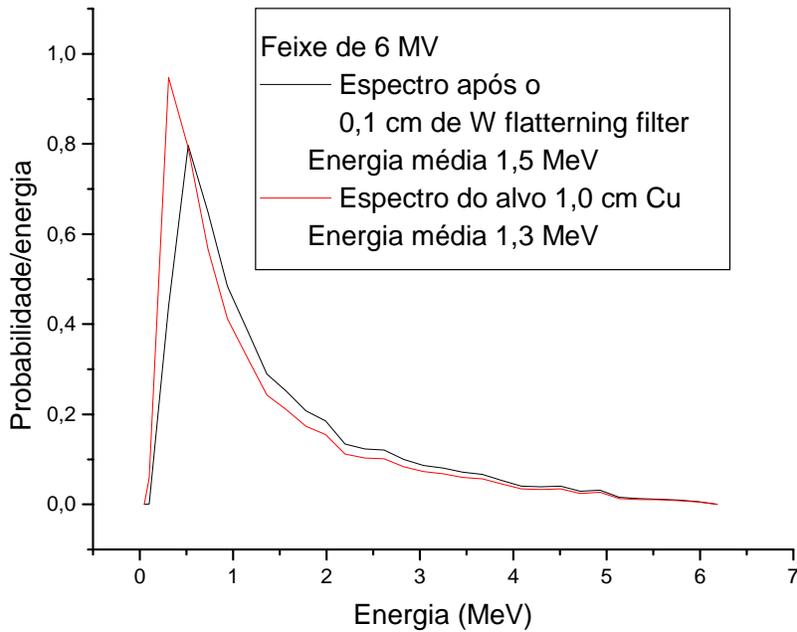


Figura 4.4 - Espectros do alvo e após o FF para o Clinac 2100 6 MV.

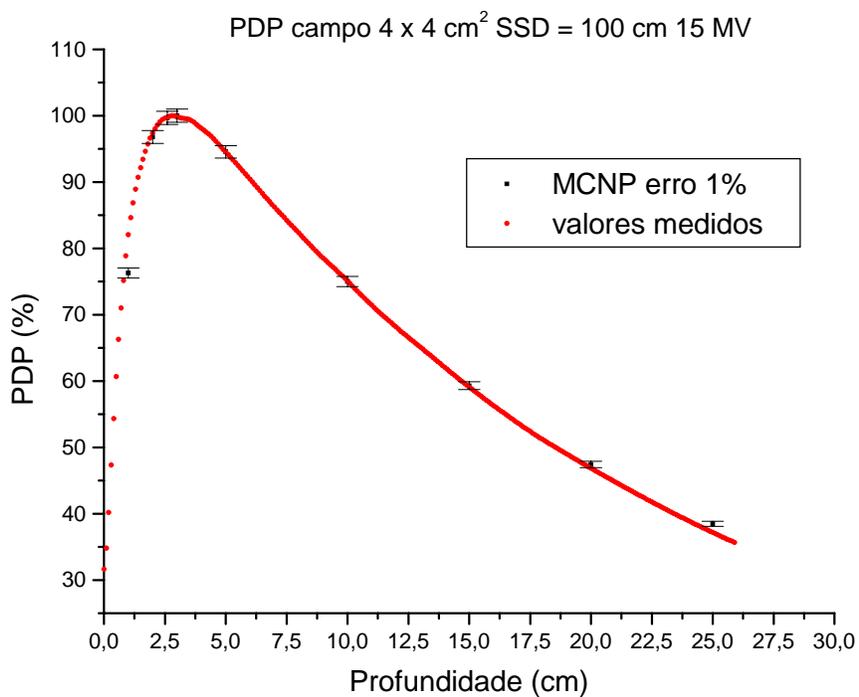


Figura 4.5 - Comparação entre a curva de PDP medida pelo sistema de varredura 3D e o resultado da simulação MC.

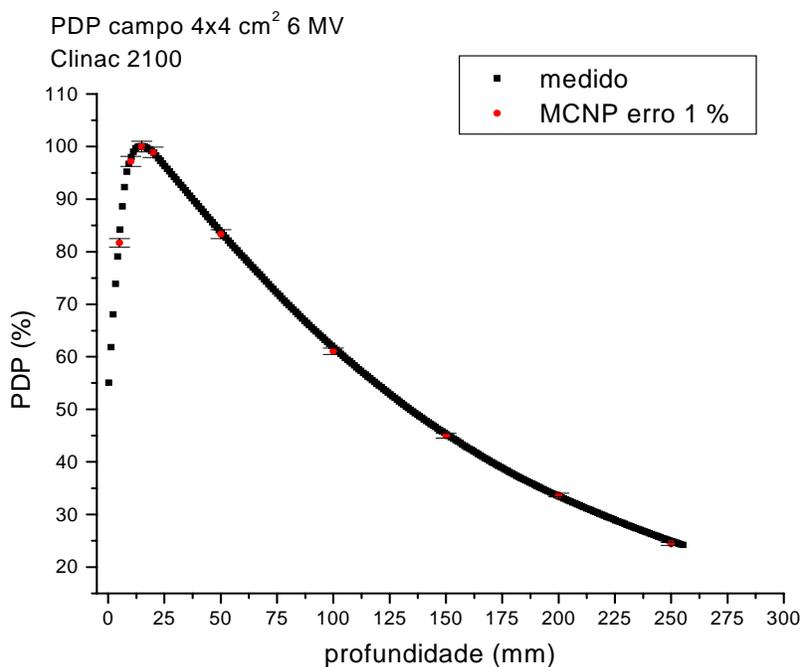


Figura 4.6 - Comparação entre a curva de PDP medida pelo sistema de varredura 3D e o resultado da simulação MC.

Para o feixe de 6 MV, MOHAN *et al* encontraram, para uma máquina Siemens KD2, uma energia média de 1,92 MeV. Para o Clinac 600 C, Mohan encontrou uma energia média de 1,71 MeV. CHANEY *et al* (1994), simularam no EGS4 uma máquina que ele denominou de *Varian Clinacs*”, encontrando uma energia média de 1,61 MeV. Já BAGHERI *et al* (2001), mencionam *Varian Clinac High-Energy* na tabela onde se encontra os resultados de 9 feixes simulados no seu trabalho. Nesta tabela a energia média para 6 MV é de 1,63 MeV. No presente trabalho foi encontrado uma energia média de 1,5 MeV, valor que está 7 % a menos que o menor valor encontrado na literatura. Para o espectro resultante do alvo obtivemos uma energia média de 1,3 MeV. CHANEY *et al* (1994) mencionaram que o valor para o seu feixe produzido somente no alvo foi de 1,57 MeV para uma máquina KD2 Siemens e LOVELOCK *et al* (1995) encontraram uma energia média levando em conta apenas o alvo (antes do *flattening filter*) é de 1,22 MeV para o Clinac 600C.

A Figura 4.7 apresenta os valores de *offaxis* medidos e calculados pelo MCNP com ± 2 % de incerteza. Ajustou-se a forma do FF até que os valores simulados concordassem com os medidos. Não há nenhum FF descrito na literatura, todos os trabalhos pesquisados os autores partiram da descrição detalhada pelo fabricante do acelerador linear para chegarem na distribuição de dose no interior do fantoma com água. Nenhum dos autores menciona a forma precisa e nem os materiais que compõem o FF.

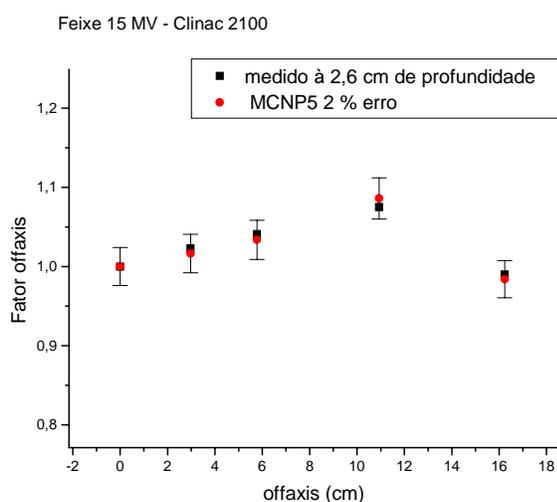


Figura 4.7 - Validação da distribuição angular da fonte utilizada no MC através da comparação entre fatores offaxis medidos e calculados pelo MC.

4.2 VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA UTILIZADA PARA SIMULAÇÃO DE FEIXES DE FÓTONS

4.2.1 FEIXE DE 6 MV

A tabela 5 mostra o resultado da aplicação da metodologia II. Nas Figuras 4.8 até 4.13 estão os resultados das comparações da PDP e Perfil medido com o calculado pelo MCNP5. As diferenças foram menores que 3%. A incerteza do cálculo do MCNP5 foi de $\pm 2\%$.

Tabela 5: Resultado do ajuste dos pesos de cada parte da fonte de fótons

	Campo 4 x 4 cm ²	Campo 10 x 10 cm ²	Campo 20 x 20 cm ²
P ₁	1	1	1
P ₂		110	670
P ₃			10150
A		0,102	0,0123
E		11,2	15
X1 (cosθ)	-1 a -0,9996	-1 a -0,99996	-1 a -0,999996
X2 (cosθ)		-0,99996 a -0,999	-0,999993 a -0,9993
X3 (cosθ)			-0,9995 a -0,99

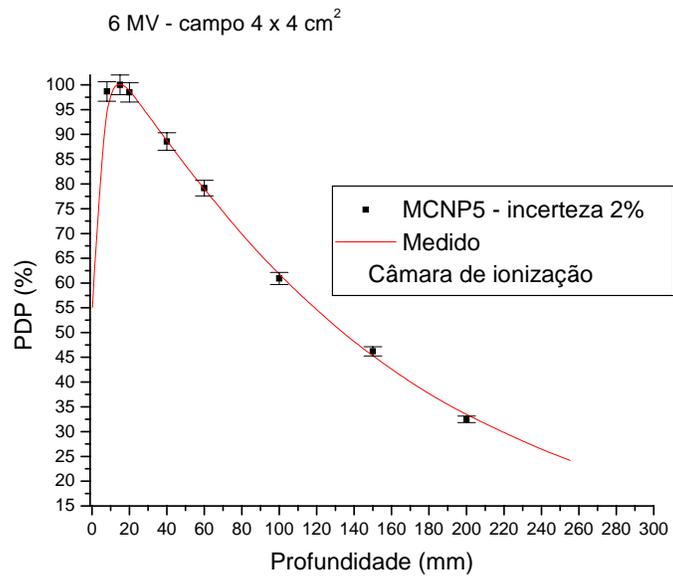


Figura 4.8: Comparação entre PDP medido e calculado pelo MCNP5 para um campo de 4 cm²

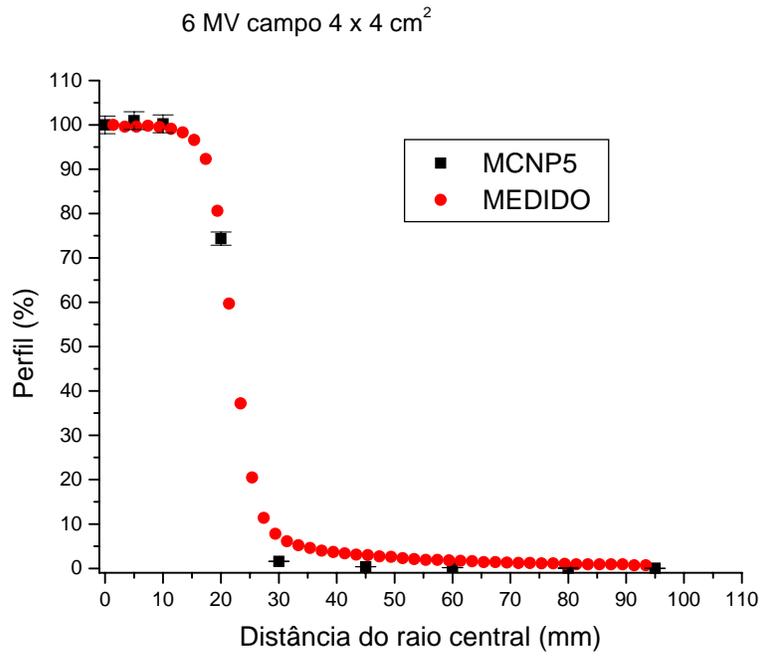


Figura 4.9: Comparação entre perfil medido e calculado para o campo quadrado de aresta de 4 cm.

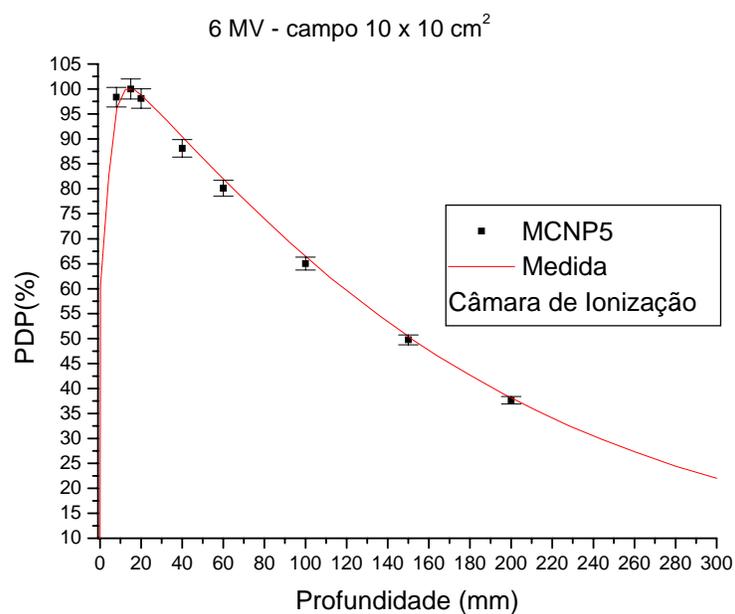


Figura 4.10: Comparação entre PDP medido e calculado pelo MCNP5 para um campo de 10 cm²

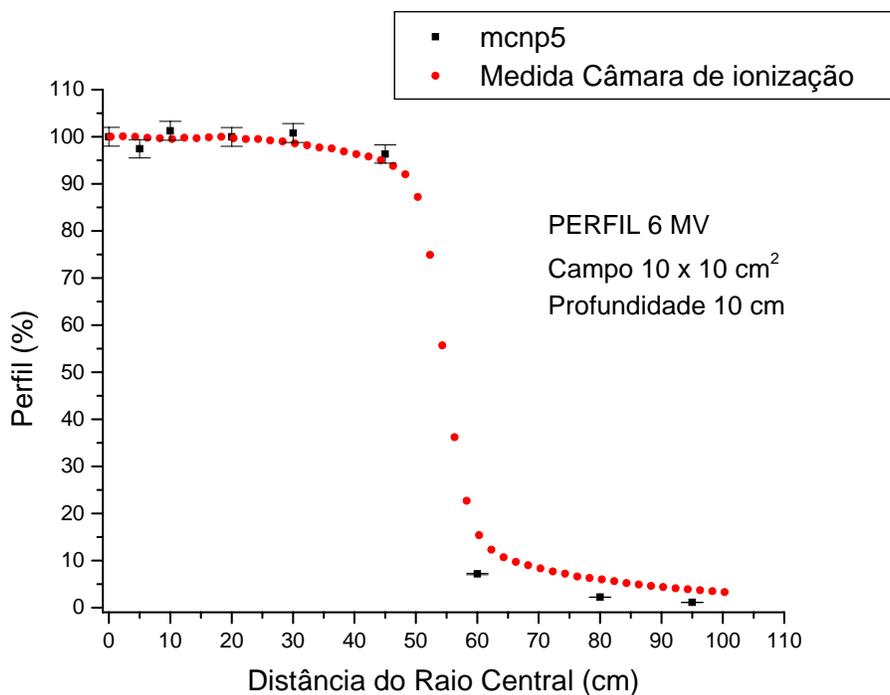


Figura 4.11: Comparação entre Perfil simulado e perfil medido para um campo quadrado de fótons de 6 MV de 10 cm de aresta

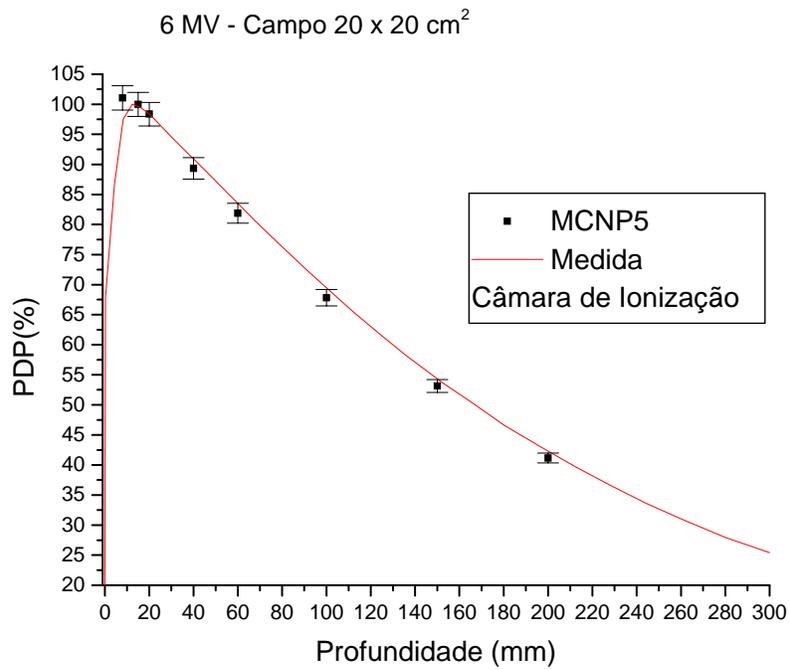


Figura 4.12: Comparação entre PDP medido e calculado pelo MCNP5 para um campo de 20 cm²

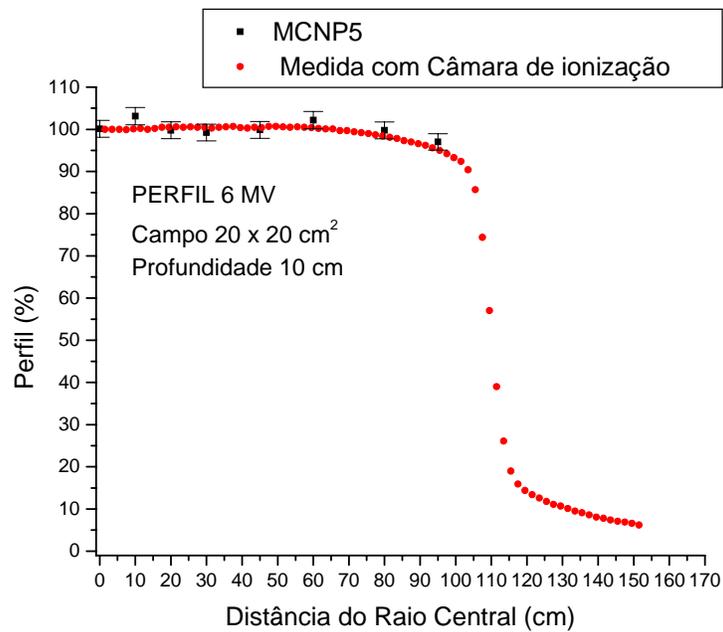


Figura 4.13: Comparação entre Perfil simulado e perfil medido para um campo quadrado de fótons de 6 MV de 10 cm de aresta

A Figura 4.14 mostra uma comparação entre o resultado do valor do fluxo de partículas dentro das células no raio central do feixe para os campos quadrados 4, 10 e 20 cm² de aresta. A tabela 6 mostra uma comparação entre os valores de output medido e calculado na simulação com MC. A diferença encontrada foi menor que 1%. O Sp simulado foi comparado com o obtido na literatura (*British Journal of Radiology* 1996) e a diferença também foi menor que 1%. Na tabela 6 o feixe de 6 MV do Clinac 2100, que foi simulado neste trabalho, tinha uma PDP na profundidade de 10 cm de 66,3% (D10) e uma profundidade de 6,3 cm (d80). Já o feixe da literatura utilizado na comparação do Sp tinha D10 = 67,5% e d80 = 6,7 cm.

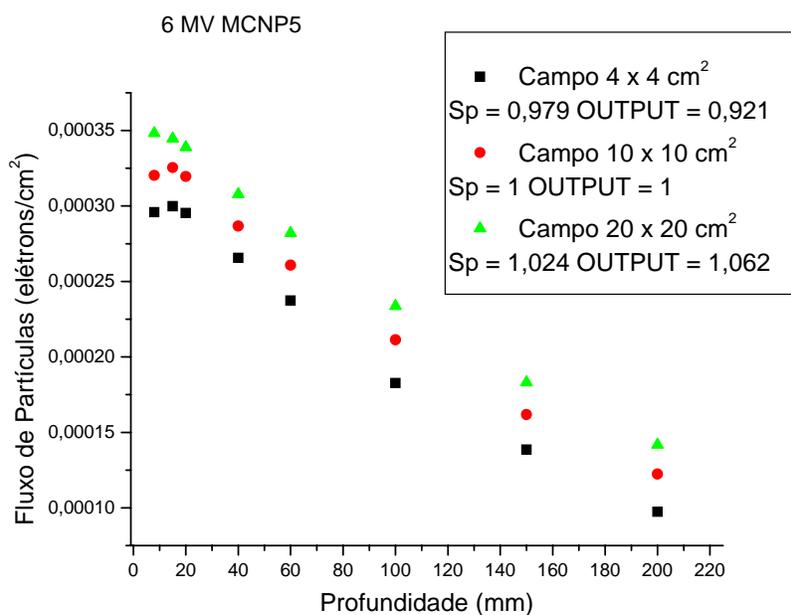


Figura 4.14: Fluxo de elétrons obtido nas células localizadas no raio central para os campos 4, 10 e 20 cm² – Feixe 6 MV

Tabela 6: Comparações entre output medido e simulado e o Sp simulado e obtido na literatura.

Campo - cm	Simulado	Literatura
	D10 = 66,3% d80 = 6,3 cm	D10 = 67,5% d80= 6,7 cm
Sp - 4	0,979	0,979
Sp - 20	1,024	1,023
	Simulado	Medido
Output - 4	0,921	0,919
Output - 20	1,062	1,058

4.2.2 FEIXE DE 15 MV

Os resultados para o feixe de 15 MV se encontram na tabela 7 e nas Figuras de 4.15 a 4.18. A PDP e o Perfil simulados concordam com o medido com uma diferença máxima de 3%. A incerteza na simulação do MCNP5 foi de $\pm 2\%$.

A Figura 4.19 mostra o valor do fluxo de elétrons obtido nas células que se encontravam no raio central para os campos 4 x 4 e 10 x 10 cm².

Tabela 7: resultado da metodologia descrita nos itens 3.2.1 e 3.2.2

	Campo 4 x 4 cm ²	Campo 10 x 10 cm ²
P ₁	1	1
P ₂	1500	120
P ₃		6100
A		1,8
E		7072,1
X1 (cos θ)	-1	-1 -0,9999995
X2 (cos θ)	-0,999999 -0,995	-0,999999 -0,999
X3 (cos θ)		-0,99997 -0,992

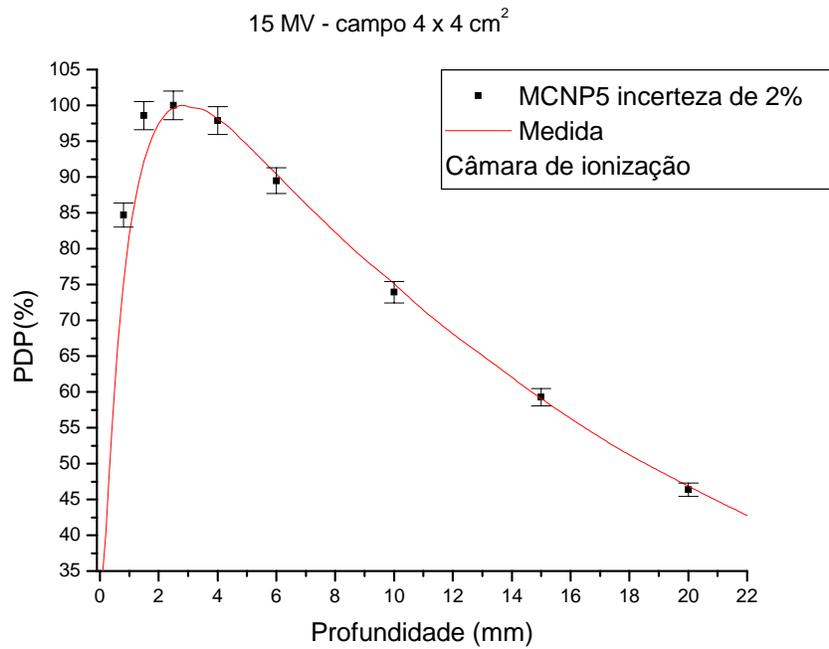


Figura 4.15: Comparação entre PDP medido e calculado pelo MCNP5 para um campo de 4 cm² – Feixe de 15 MV.

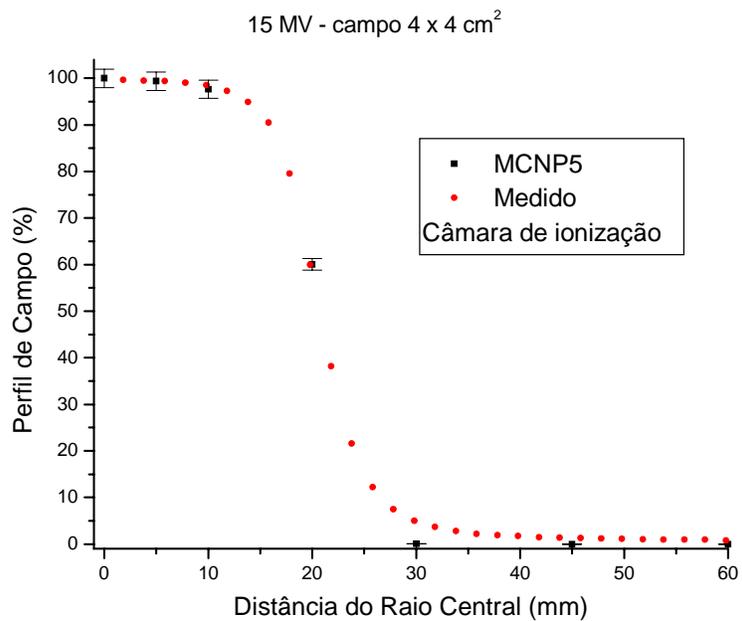


Figura 4.16: Comparação entre Perfil simulado e perfil medido para um campo quadrado de fótons de 15 MV de 4 cm de aresta

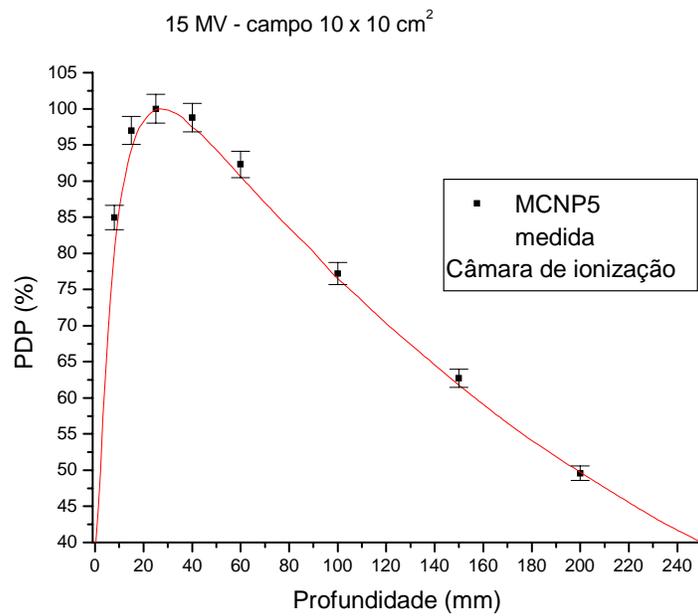


Figura 4.17: Comparação entre PDP medido e calculado pelo MCNP5 para um campo de 10 cm² – 15 MV

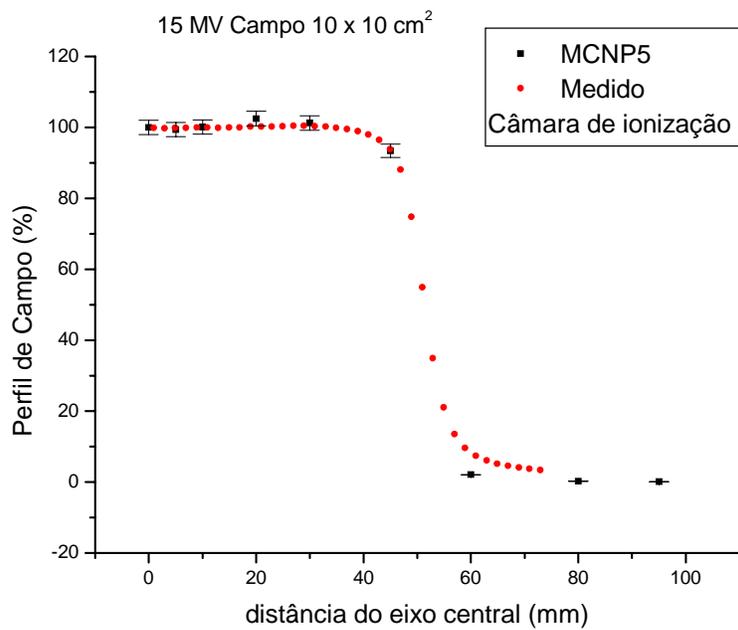


Figura 4.18: Comparação entre Perfil simulado e perfil medido para um campo quadrado de fótons de 15 MV de 10 cm de aresta

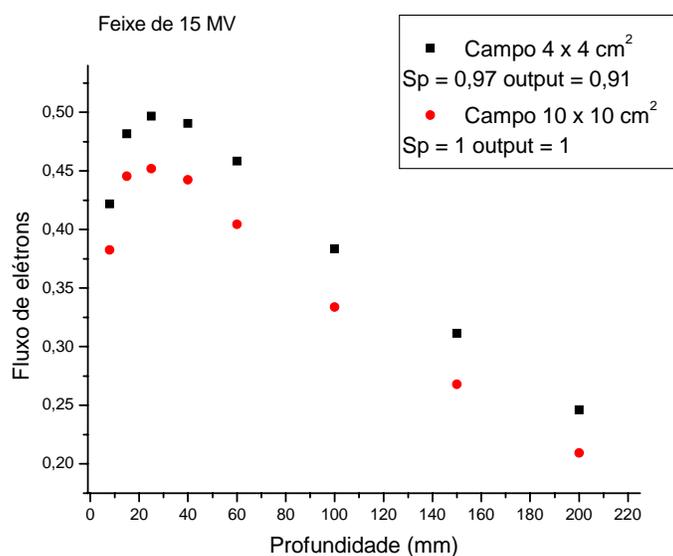


Figura 4.19: Fluxo de elétrons obtido nas células localizadas no raio central para os campos 4 e 10 cm² - Feixe de 15 MV.

A tabela 8 mostra uma comparação entre os valores de output medido e calculado na simulação com MC, tal qual foi feito para o feixe de 6 MV. A diferença encontrada também foi menor que 1%. O Sp simulado foi comparado com o obtido na literatura (*British Journal of Radiology* 1996) e a diferença também foi menor que 1%.

Tabela 8: Comparações entre output medido e simulado e o Sp simulado e obtido na literatura.- 15 MV

Campo em cm	Simulado	Literatura
	D10 = 76,8%	D10 = 77,0%
	d80 = 9,1 cm	d80 = 9,1 cm
Sp - 4	0,975	0,979
	Simulado	Medido
Output - 4	0,915	0,913

A variação do espectro dos elétrons, emitidos em uma célula com a profundidade, é mostrado nas Figuras 4.20 e 4.21. A Figura 4.20 mostra a contribuição da fonte 1 para o espectro de elétrons nas células localizadas na profundidades de 0,8 e 20 cm. A Figura 4.21 mostra a contribuição para fonte 2.

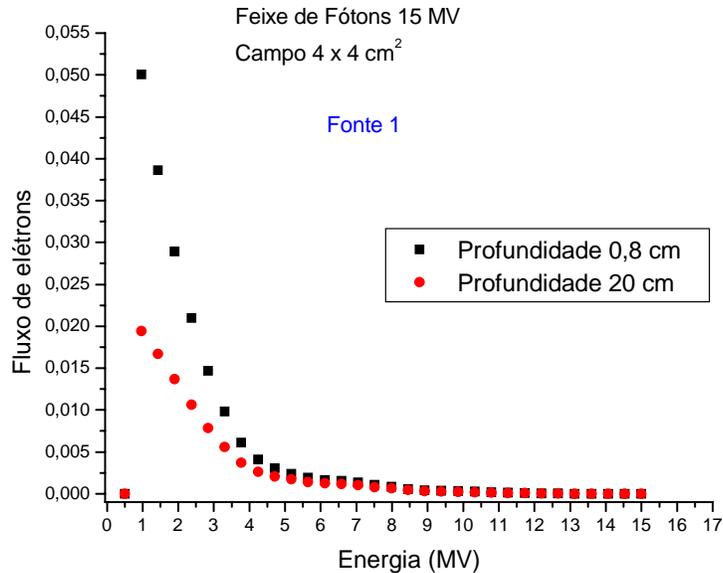


Figura 4.20: Distribuição energética dos elétrons emitidos nas células localizadas nas profundidades de 0,8 e 20 cm. Contribuição da parte da fonte localizada no raio central do feixe.

Não há variação significativa na forma do espectro de elétrons emitido em uma célula com a profundidade. Há variação mais importante é da intensidade, como pode ser observado nas Figuras 4.20 e 4.21. Este resultado dá embasamento para a aproximação utilizada na equação (3.3) onde a PDP foi calculada diretamente do fluxo de elétrons sem a utilização do poder de frenamento.

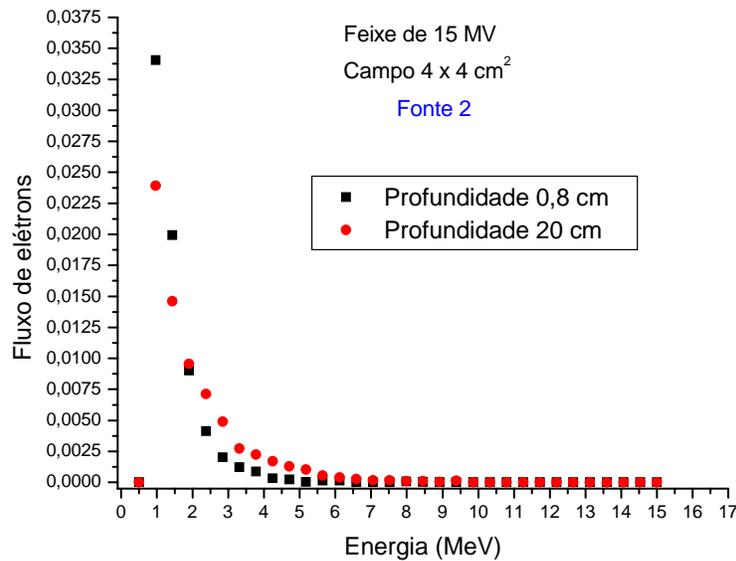


Figura 4.21: Distribuição energética dos elétrons emitidos nas células localizadas nas profundidades de 0,8 e 20 cm. Contribuição da parte da fonte que emite fótons fora do raio central.

4.3 VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA UTILIZADA PARA SIMULAÇÃO DE FEIXE DE ELÉTRONS

A Tabela 9 mostra o resultado final da distribuição angular, os pesos e a energia média do espectro da fonte definida a 5 cm da superfície do fantoma para o feixe de 12 MeV. Cada fonte de elétrons contribui com a dose no eixo central do feixe de uma maneira mostrada nas Figuras 4.22, 4.23 e 4.24. Os elétrons emitidos no centro do plano da fonte são responsáveis pela maior parte da dose superficial. Os elétrons provenientes dos anéis mais externos são responsáveis pela dose em profundidades maiores. Na Figura 4.24 é possível ver com mais clareza a contribuição da contaminação de fótons na dose no raio central. Esta mesma Figura mostra que a dose no eixo central do feixe é muito pouco influenciada pelos elétrons emitidos no último anel. Os elétrons provenientes do último anel são importantes na dose em regiões mais afastadas do centro do campo, portanto o ajuste de seu peso foi essencial para obtenção de um perfil de dose homogêneo até a extremidade do campo. Como descrito no item 3.3 (metodologia III), as contribuições de cada parte da fonte foram somadas com os pesos mostrados na Tabela 7. A Figura 4.25 mostra uma comparação da PDP final calculada através desta soma e com a PDP medida

com câmara de ionização e sistema de varredura automatizado. O maior desvio encontrado foi em torno de 3% na profundidade de 5 cm. A Figura 4.26 mostra a comparação do perfil simulado para o cone de 10 x 10 cm de lado com o perfil medido para um cone de 20 cm². A maior diferença também foi de 3%.

Tabela 9 :Resultados da aplicação do modelo para o feixe de12 MeV

Fonte	Fonte 1	Fonte 2	Fonte 3	Fonte 4	Fonte 5
Distribuição angular Cos(θ)	de -1 até 0,995	de -1 até 0,992	de -1 até 0,996	de -1 até 0,9965	de -1 até 0,985
Peso	14	4	4	1	0,6
Energia média (MeV)	10,6	10,8	11,0	11,1	11,2
Raio (cm)	3.8 até 4.9	2.7 até 3.8	1.6 até 2.7	0.5 até 1.6	0.5

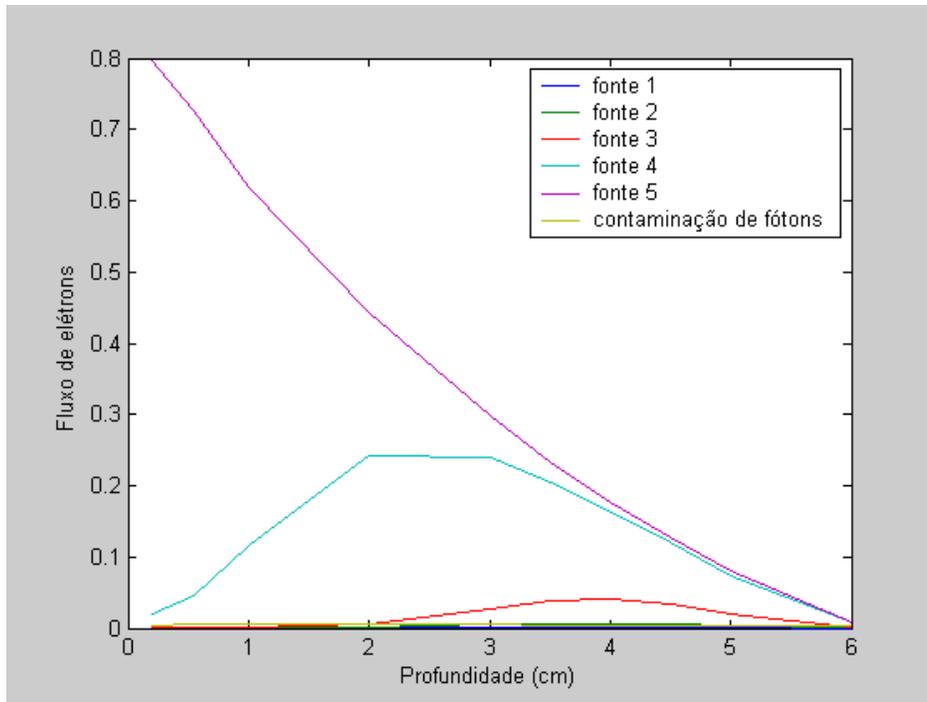


Figura 4.22: Contribuição de cada parte da fonte no fluxo de elétrons nas células no eixo central do feixe.

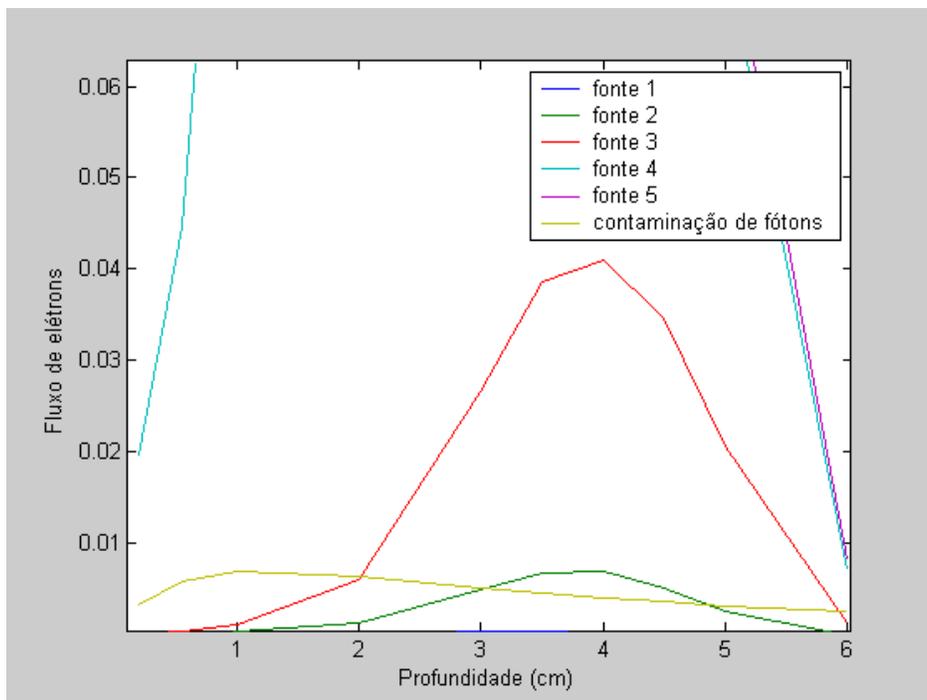


Figura 4.23: Ampliação da figura anterior dando destaque a fonte 3, 4 e a contaminação da fótons.

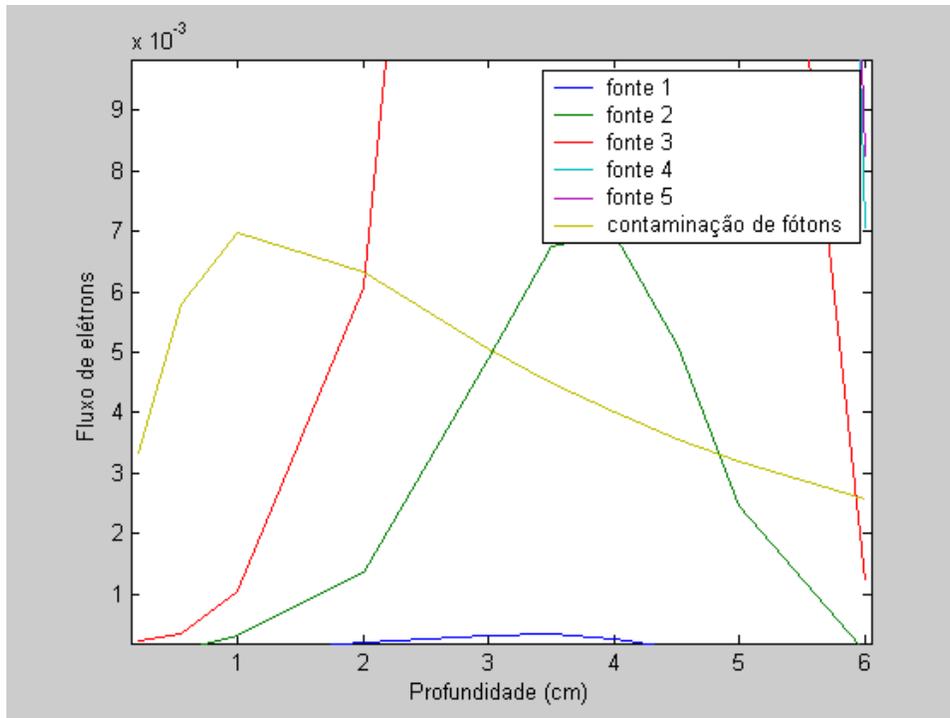


Figura 4.24: Ampliação da Figura anterior dando destaque a fonte 4, 5 e a contaminação de fótons.

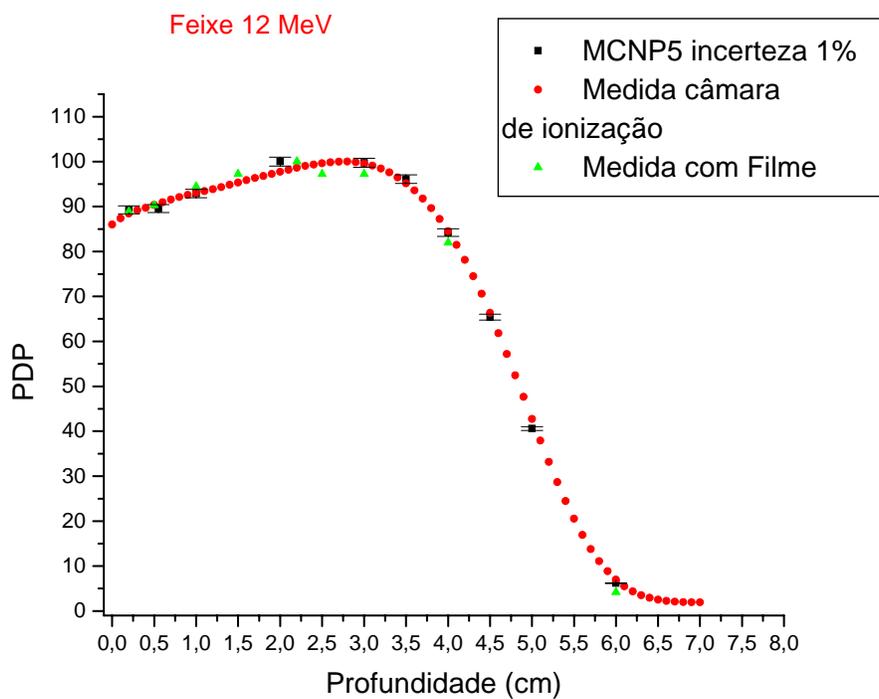


Figura 4.25: Comparação entre a PDP medida e calculada pelo MCNP5.

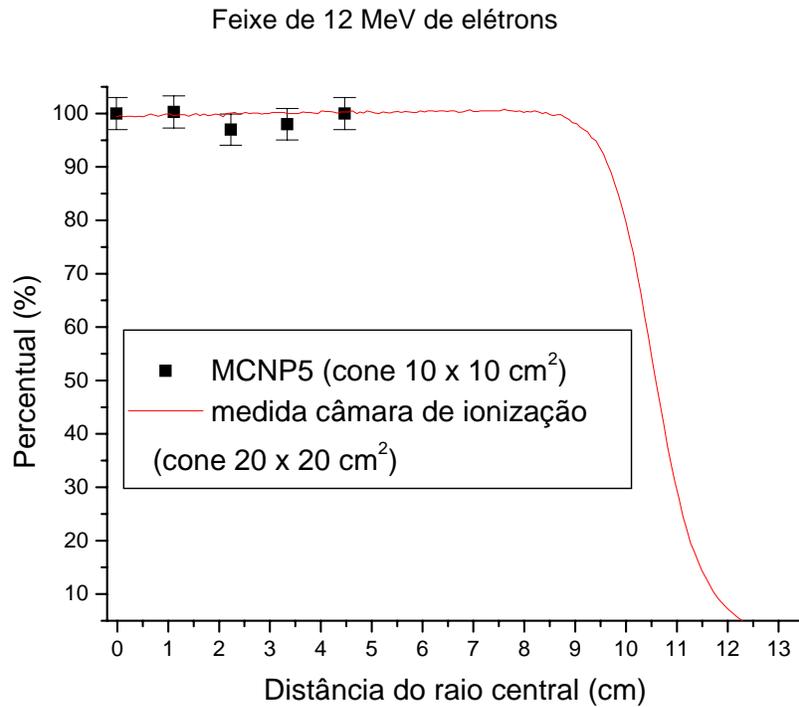


Figura 4.26: Comparação entre o Perfil medido e simulado no MCNP5. A medida foi realizada para o cone de 20 cm de lado e a simulação foi realizada para o cone de 10 cm de lado.

Na seção 2.5 as fórmulas (2.38) até (2.41) foram utilizadas para calcular a energia mais provável e a energia média dos espectros encontrados nas profundidades 0,2 cm e 3,5 cm. A Figura 4.27 mostra o espectro simulado em uma célula localizada na profundidade de 0,2 cm. Para o feixe de 12 MeV foi encontrado para o cálculo teórico $(E_p)_{0,2} = 11,6$ MeV e o valor obtido no espectro da Figura 4.27 foi de 11,7 MeV. A energia média calculada foi de 10,9 MeV contra 10,0 MeV obtida no espectro simulado.

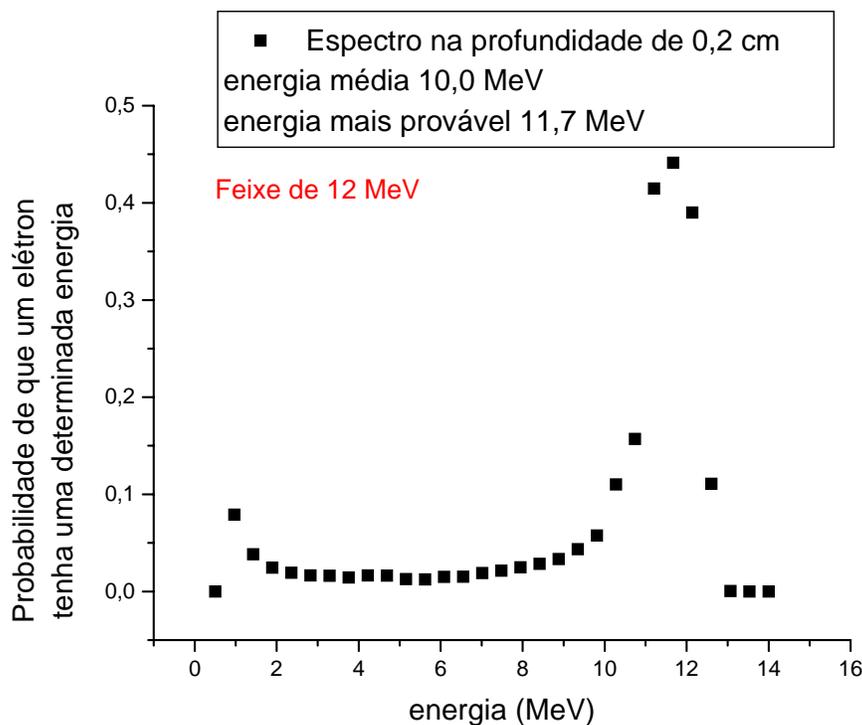


Figura 4.27: Espectro de elétrons na célula localizada na profundidade de 0,2 cm. O gráfico está plotado de uma maneira que a área abaixo do gráfico seja 1.

Um exemplo de como cada parte da fonte contribuiu para formar o espectro total de elétrons em uma célula é mostrado na Figura 4.28. A célula em questão se encontrava a 3,5 cm de profundidade e a Figura 4.28 mostra o espectro individual devido aos elétrons emitidos de cada anel. Na Figura 4.29 se encontra o espectro resultante da soma das contribuições de cada parte da fonte. A energia mais provável calculada para o elétron no espectro a 3,5 cm de profundidade para o feixe de 12 MeV é de 4,9 MeV, concordando assim com a obtida no espectro mostrado na Figura 4.29. A energia média calculada foi de 4,6 MeV contra 3,8 MeV obtida no espectro da Figura 4.29.

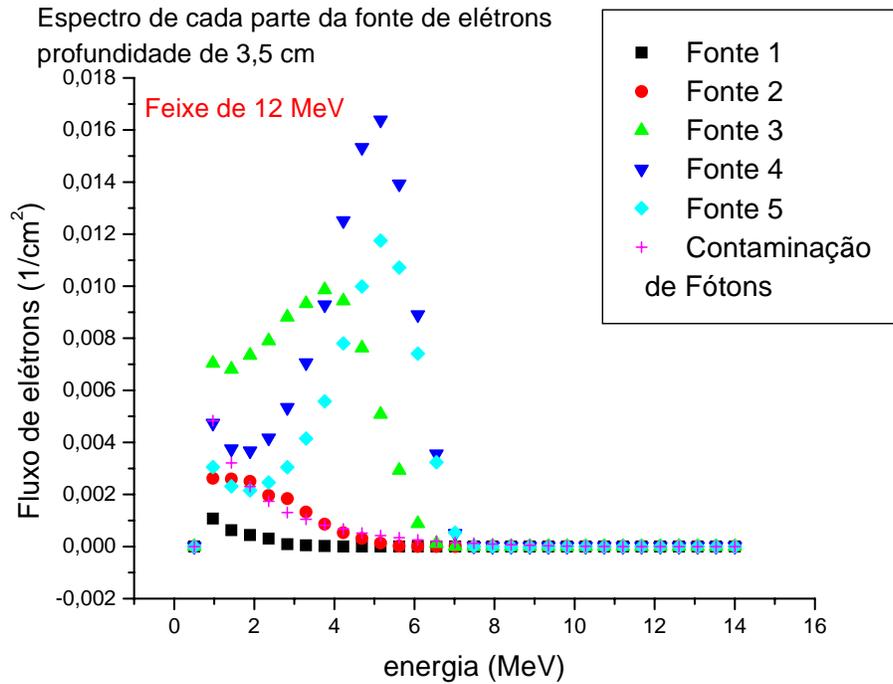


Figura 4.28: Espectro devido a cada parte da fonte em célula localizada a uma profundidade de 3,5 cm.

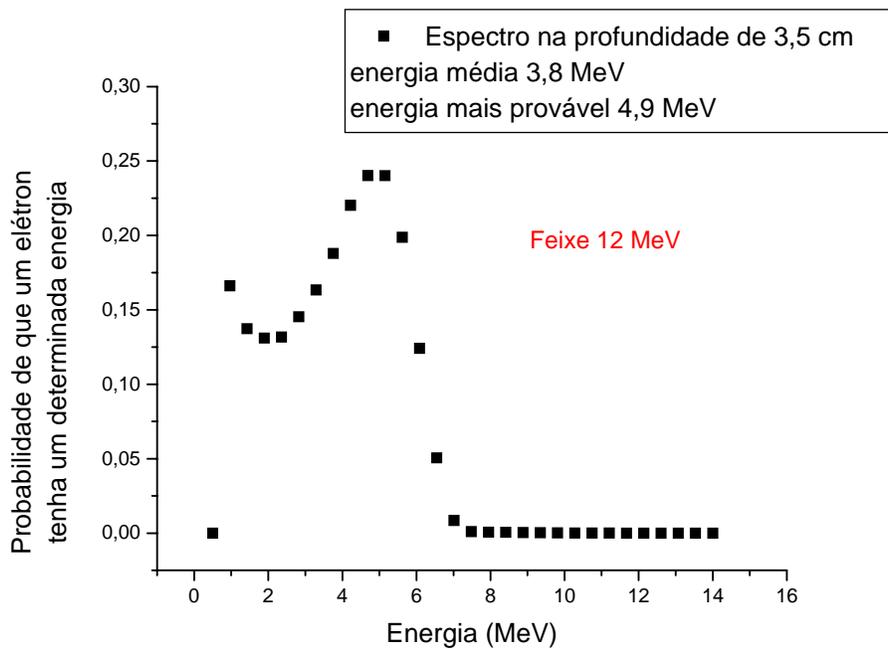


Figura 4.29: Espectro resultante na célula localizada a 3,5 cm de profundidade. O espectro foi normalizado para que a área abaixo da curva seja 1.

O mesmo procedimento também foi realizado para o feixe de 9 MeV. A Tabela 10 mostra os resultados obtidos para este feixe. A Figura 4.30 mostra uma comparação entre a PDP medida com filme e câmara de ionização com a PDP simulada pelo MCNP5 utilizando a metodologia apresentada neste trabalho.

Tabela 10: Resultados da aplicação do modelo para o feixe de 9 MeV

Distribuição angular Cos(θ)	de -1 até 0,995	de -1 até 0,985	de -1 até 0,985	de -1 até 0,990	de -1 até 0,970
Peso	11.3	7.9	3.8	1.8	0.35
Energia média (MeV)	8,28	8,44	8,59	8,73	8,86
Raio (cm)	3.8 até 4.9	2.7 até 3.8	1.6 até 2.7	0.5 até 1.6	0.5

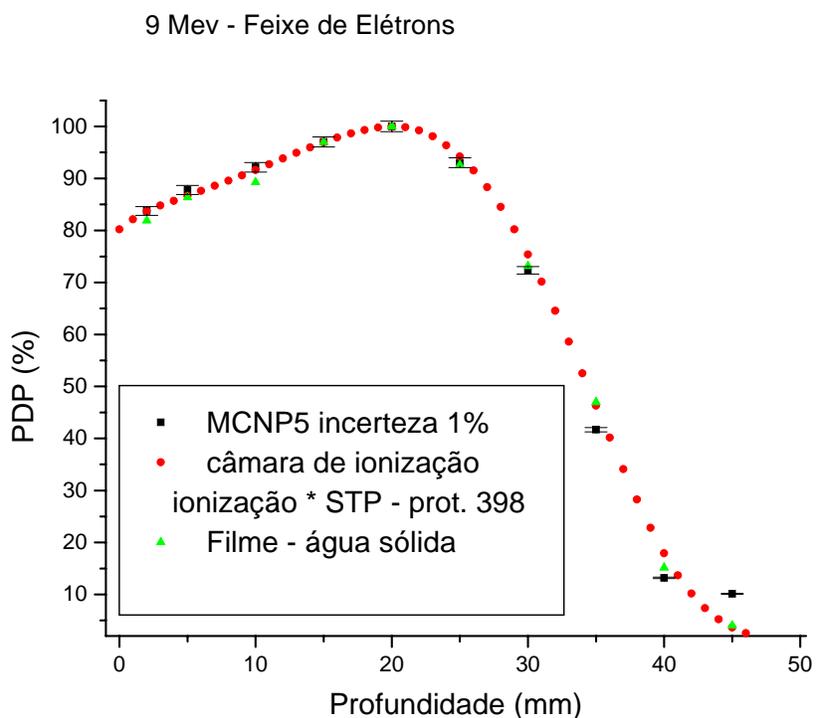


Figura 4.30: Comparação entre PDD medido e simulado.

As diferenças encontradas entre simulado com MCNP5 e medido com câmara de ionização foram menores que 3% para todas as profundidades simuladas menos uma que se encontrava a 4,5 cm de profundidade. A Figura 4.31 mostra uma comparação entre o perfil simulado e o perfil medido. Para todos os pontos fora do eixo central as diferenças ficaram abaixo de 3%. A incerteza na simulação com o MCNP5 foi de $\pm 1\%$.

A energia média encontrada na simulação por MC a 0,2 cm de profundidade foi de 7,7 MeV (Figura 4.32) contra 7,6 MeV calculada teoricamente. A energia mais provável foi 9,1 MeV contra 8,3 MeV calculado pelas equações da seção 2.5. Para a profundidade de 2,5 cm foi encontrado energia média de 3,5 MeV contra 3,3 MeV calculado e energia mais provável de 4,1 MeV contra 3,6 MeV calculado (Figura 4.33).

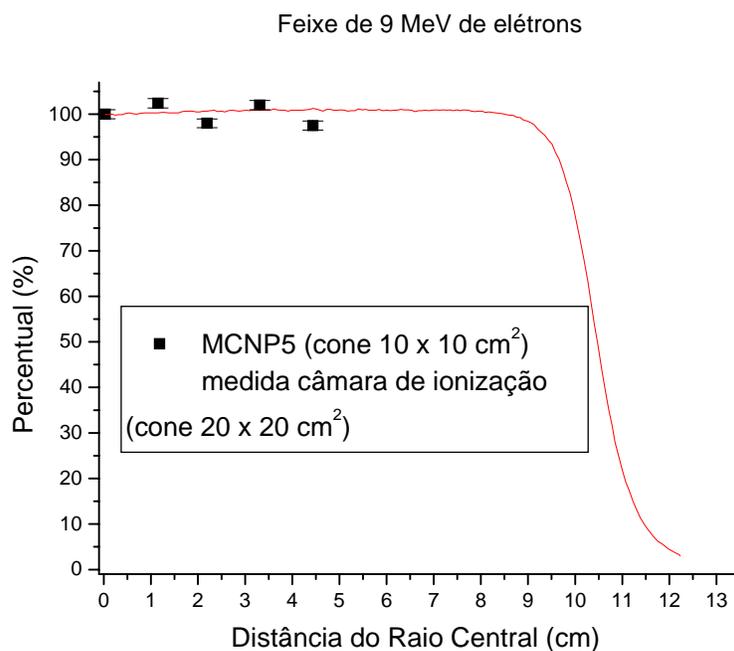


Figura 4.31: Comparação entre o perfil simulado e medido.

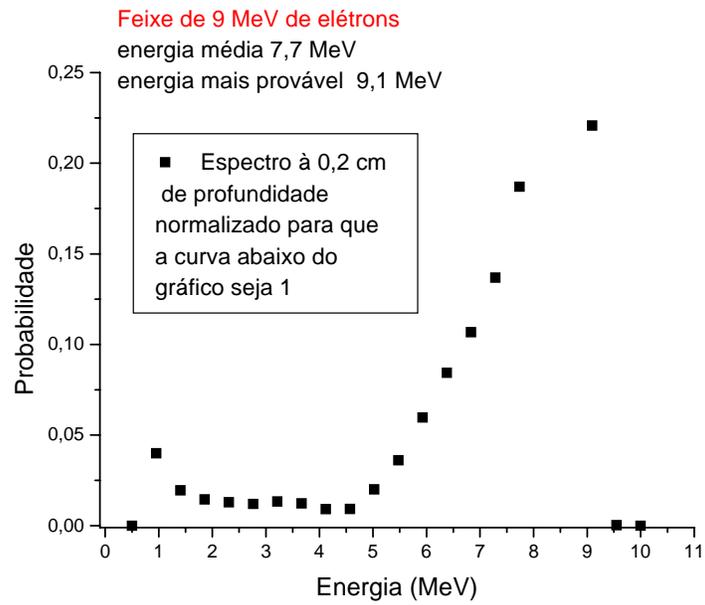


Figura 4.32: Espectro do fluxo de elétrons encontrado na célula a 0,2 cm de profundidade

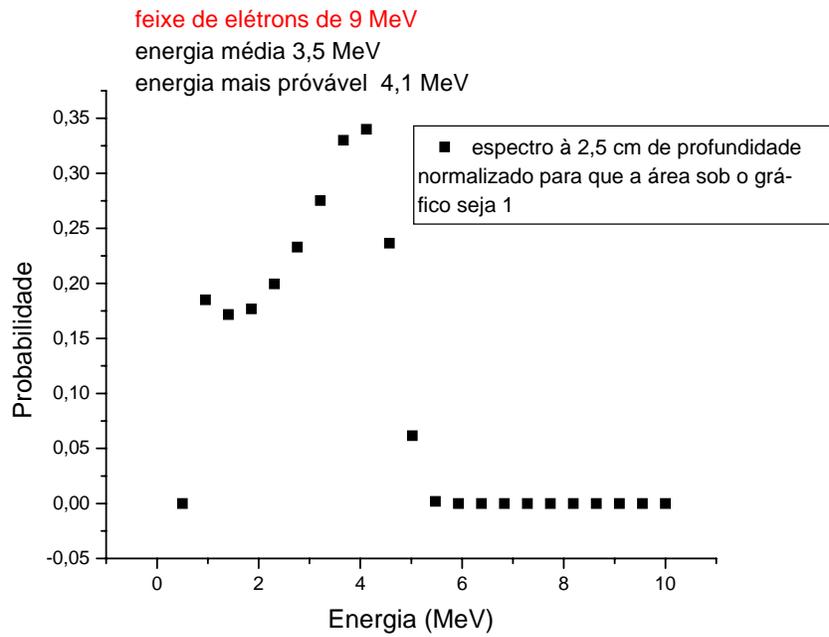


Figura 4.33: Espectro do fluxo de elétrons encontrado na célula a 2,5 cm de profundidade

4.4 VALIDAÇÃO DAS MEDIDAS COM FILME

As medidas com câmara de ionização foram consideradas referência, deste modo a Figura 4.30 mostra uma comparação entre os resultados de dois sistemas de medidas com intuito de validar a dosimetria com filme para feixe de elétrons de 9 MeV. A diferença máxima entre as duas medidas foi de 2%. Para o feixe de 12 MeV a maior diferença entre medida com filme a água sólida e medida com câmara de ionização foi 3%.

Para o feixe de 15 MV de fótons foram realizadas medidas de PDP para o campo 10 x 10 cm² e campo retangular 13 x 24 cm². A Figura 4.34 mostra a comparação entre PDP medido com filme e câmara de ionização para o campo quadrado com 10 cm de aresta. A maior diferença foi de 2,2%. Na comparação da PDP medido com câmara de ionização e filme para o campo de 13 x 24 cm² o maior erro encontrado foi em torno de 3% (Figura 4.35). Para este campo a comparação foi realizada com a PDP gerada pelo CADPLAN, uma vez que toda a dosimetria com câmara de ionização foi realizada para campos quadrados.

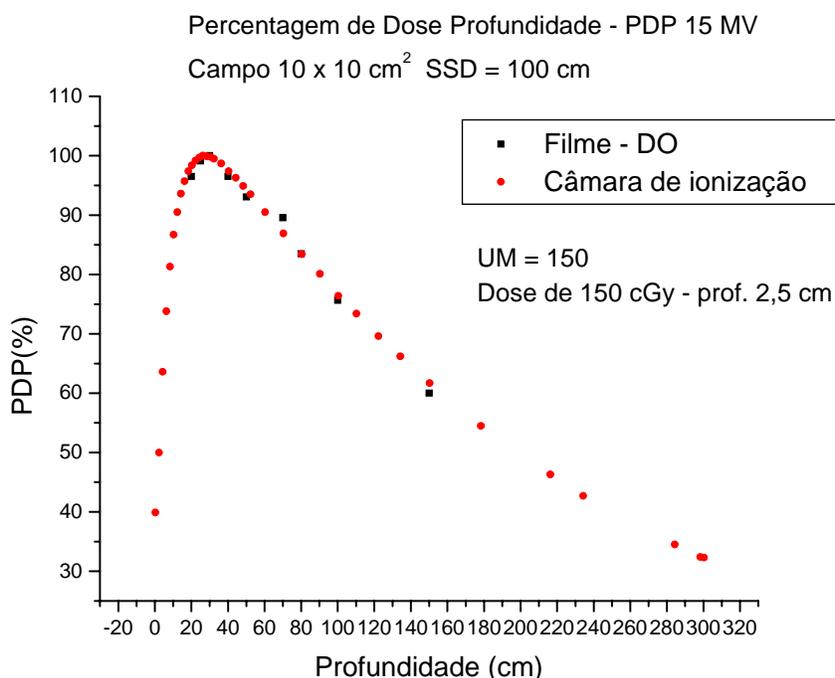


Figura 4.34: Comparação entre PDP medido com filme e câmara de ionização.

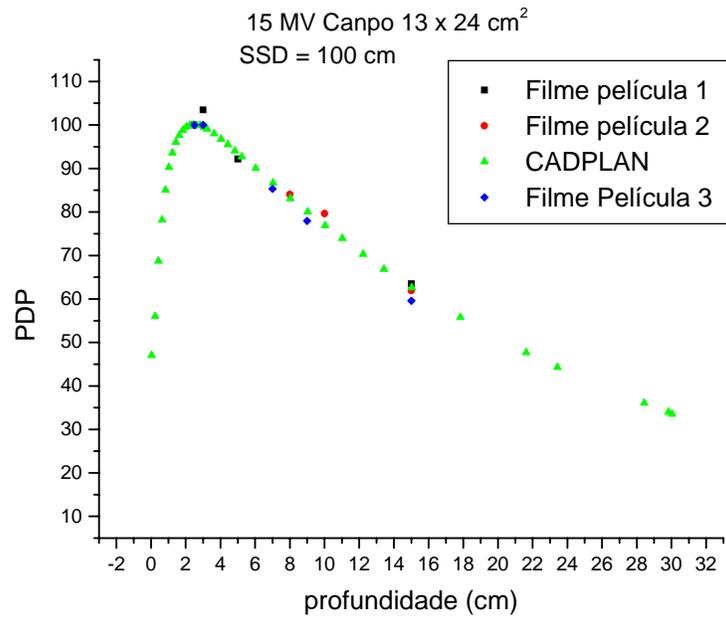


Figura 4.35: PDP medido com filme e câmara de ionização. As medidas foram realizadas três vezes utilizando película do mesmo fabricante.

Para o feixe de 6 MV, foi realizada uma comparação entre PDP medida com câmara de ionização e filme para o campo 4 x 4 cm². Tal comparação é mostrada na Figura 4.36. As diferenças foram menores que 3 % para as profundidades de 5 e 10 cm, sendo que a maior diferença foi de 6 % na profundidade de 15 cm. A Figura 4.37 mostra a mesma comparação das figuras anteriores só que para o feixe de elétrons de 6 MeV. As diferenças ficaram em torno de 3%.

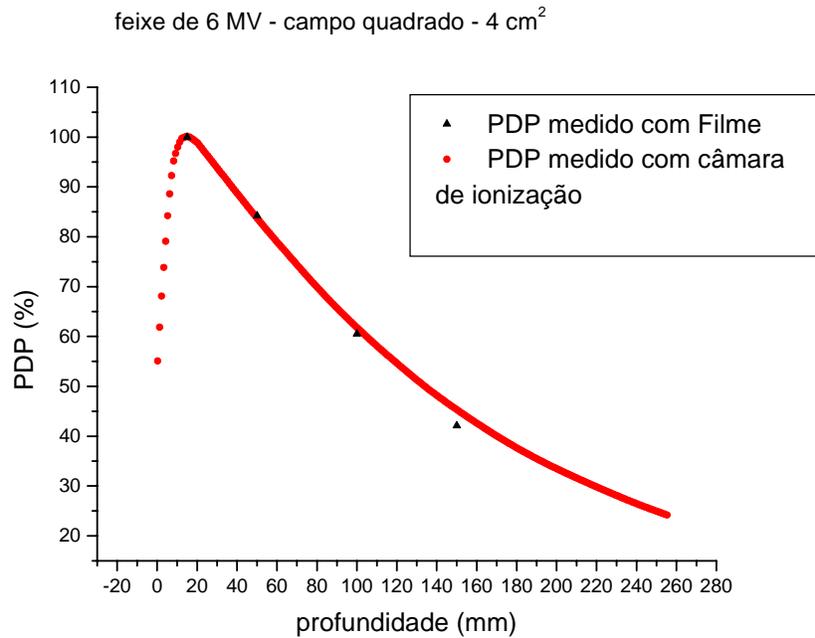


Figura 4.36: Comparação da PDP medida com filme e câmara de ionização

Em quase todas as comparações de medidas de PDP realizadas com câmara de ionização e água com medidas de PDP feitas com filme e água sólida, as diferenças ficaram próximas a 3%. Este valor foi considerado como incerteza nas dosimetrias com filme e água sólida que utilizaram fantasmas com heterogeneidade.

O feixe do Clinac 2100 utilizado neste trabalho é um feixe calibrado, portanto é possível associar DO com dose absorvida. Ele foi calibrado conforme protocolo de calibração 398 (IAEA 2000).

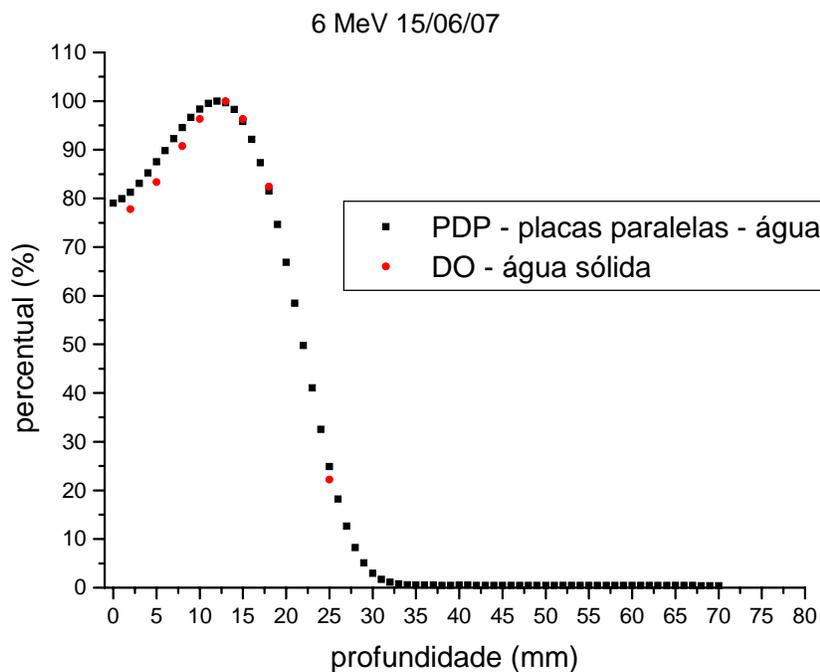


Figura 4.37: Comparação entre PDP de feixes de elétrons de 6 MeV.

Para converter DO em dose foi utilizado uma reta de calibração mostrado na Figura 4.38. Nesta calibração o filme foi posicionado a 5 cm de profundidade na água sólida sob um campo $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ e foi liberado nele uma dose conhecida. As Figuras 4.38 e 4.39 mostram a reta de calibração medida para os feixes de 6 e 15 MV respectivamente. A variação de 140 até 230 cGy é faixa de interesse na dosimetria com o simulador de tórax que será explicado mais adiante. Para cada dosimetria realizada a reta de calibração era levantada no mesmo momento da dosimetria e seus filmes foram revelados junto com os filmes da dosimetria, sempre utilizando a mesma película da dosimetria. A comparação da resposta do filme com a energia foi realizada e seu resultado se encontra na Figura 4.40. Para cada energia foi utilizada uma película diferente. Para cada dose dada a DO correspondente variou em $\pm 1\%$ quando seu valor para 6 MV foi comparado com o de 15 MV. Não há como afirmar se esta diferença se deve a utilização de duas películas ou se é devido á diferença de espectro.

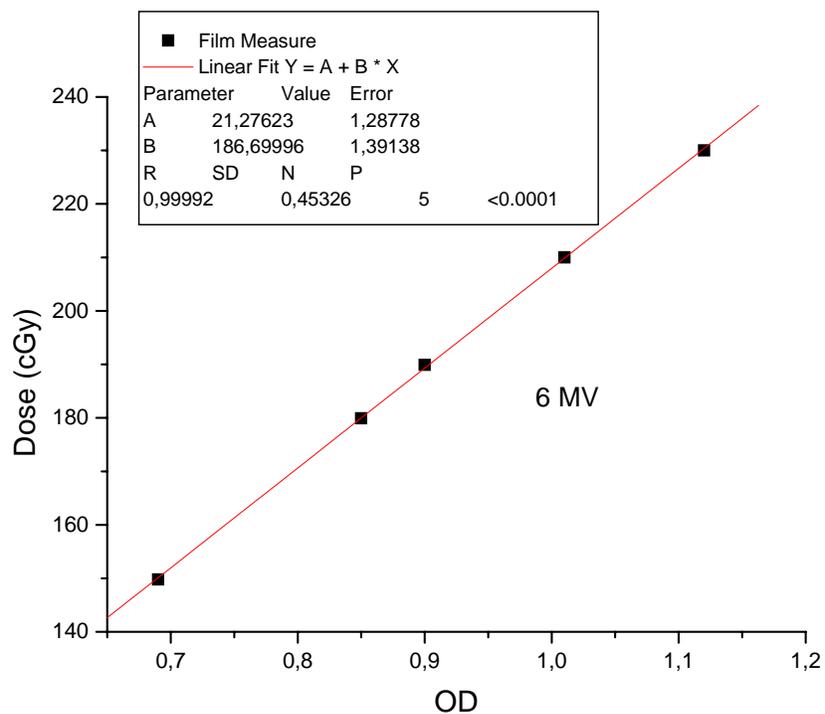


Figura 4.38: Retas de calibração utilizadas para converter DO em dose – Feixe de 6 MV

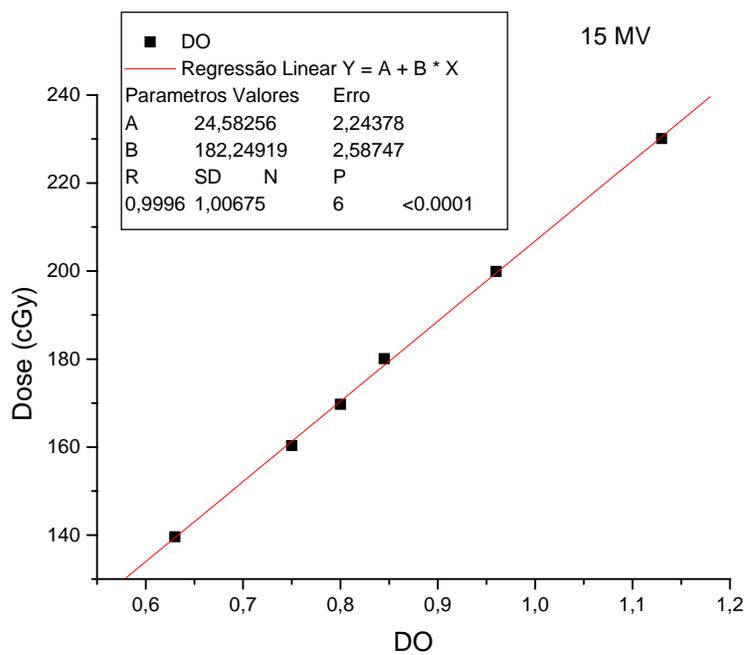


Figura 4.39: Retas de calibração utilizadas para converter DO em dose – Feixe de 15 MV

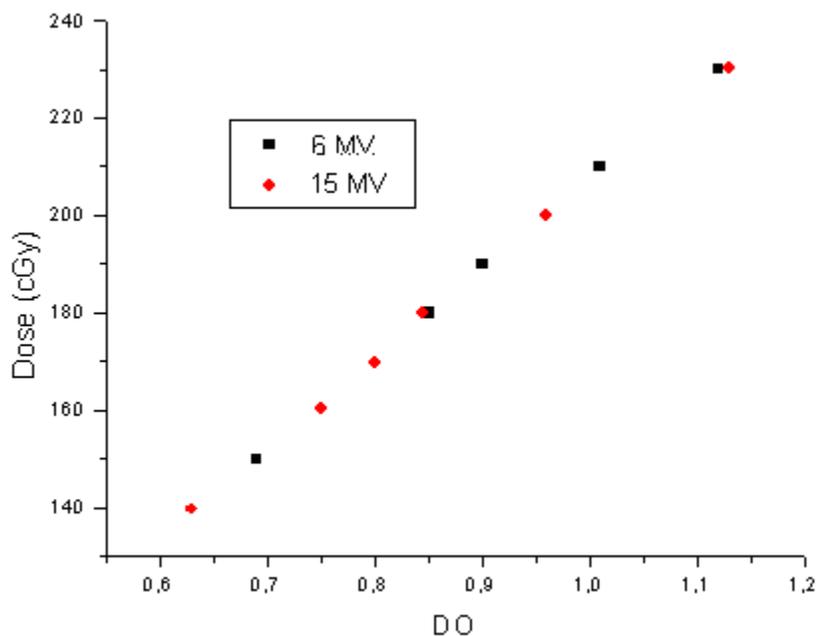


Figura 4.40: comparação da dependência da DO com a energia do feixe

4.5 COMPARAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS DO PLANEJAMENTO DO CADPLAN E MEDIDA PARA LESÃO DE PULMÃO PEQUENA E ISOLADA

A Figura 4.41 mostra a distribuição de dose obtida no CADPLAN devido a uma simulação de campos par opostos para tratamento uma lesão de pulmão localizada no mediastino com dose de 180 cGy. O isocentro ficou localizado no centro da lesão. Esta simulação foi realizada com feixes de 6 e 15 MV.

A Figura 4.42 mostra o resultado da comparação entre valor medido e calculado pelo CADPLAN para o feixe de 6 MV no eixo central do feixe. É importante lembrar que todos os cálculos do TPS foram realizados com correção de heterogeneidade Batho Modificado. As medidas foram realizadas com os filmes posicionados perpendicularmente ao feixe de radiação dentro da água sólida e da cortiça. Como mencionado na seção anterior, a barra de erro utilizada no gráfico para medida foi de $\pm 3\%$.

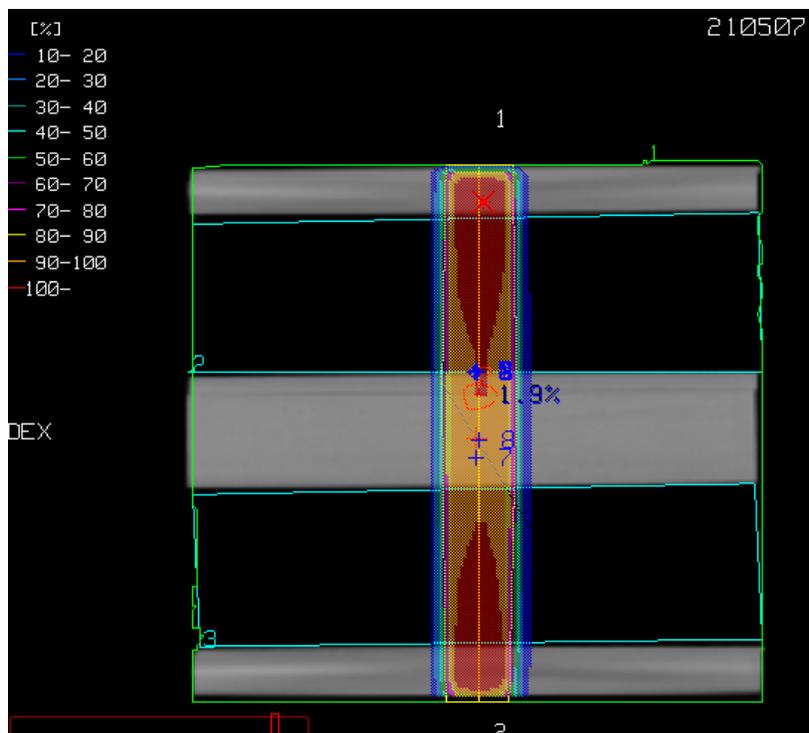


Figura 4.41: Distribuição de dose calculada pelo CADPLAN para dois campos par opostos. A imagem de TC mostra uma lesão desenhada em vermelho próximo a interface cortiça-água sólida. O isocentro se encontra no meio da lesão. – Feixe de 6 MV

A maior diferença foi 5% na profundidade de 10,0 cm. No isocentro a diferença foi menor que 1 %.

Na comparação entre a distribuição de dose no eixo central medido e calculado para o feixe de 15 MV, a maior diferença foi de 16% na profundidade de 6,7 cm, 6,1 % na interface e 3,4 % no isocentro (Figura 4.43).

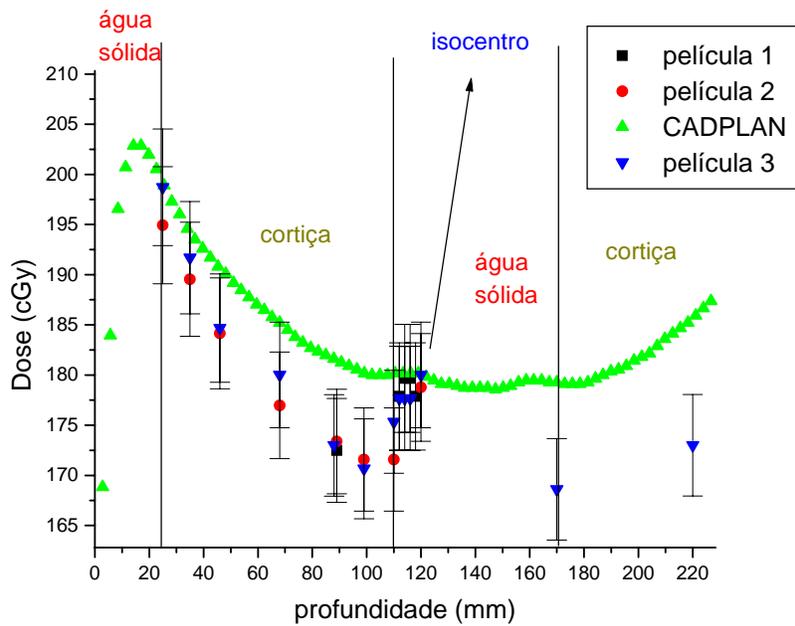


Figura 4.42: Comparação entre a distribuição de dose no raio central do campo calculada pelo CADPLAN e medido com filme - 6 MV

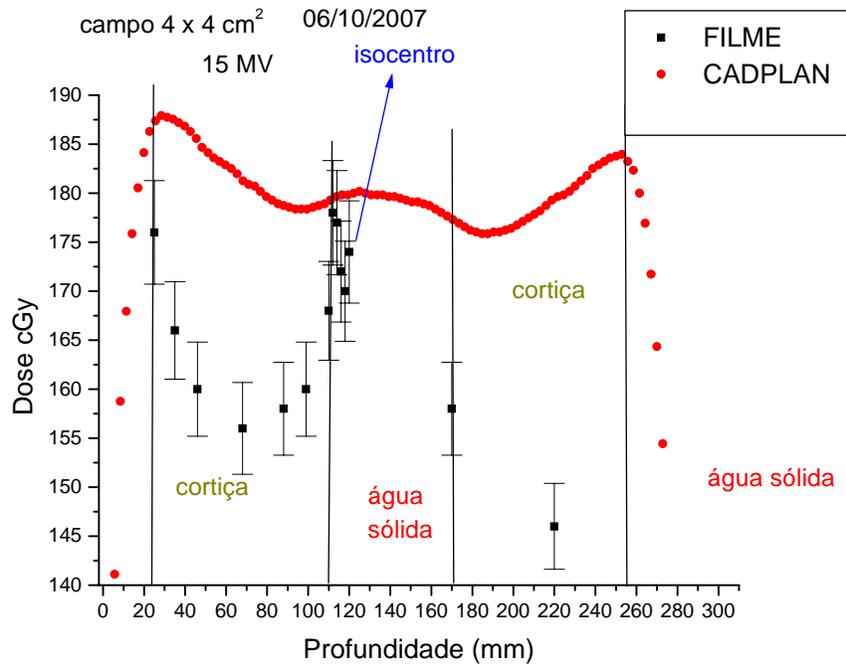


Figura 4.43: Comparação entre a distribuição de dose no raio central do campo calculada pelo CADPLAN e medido com filme.- 15 MV

4.6 COMPARAÇÃO ENTRE O RESULTADO DA SIMULAÇÃO COM MCNP5 E MEDIDA

Foi realizado o planejamento utilizando o MCNP5 como descrito no item 3.5.1 para caso de irradiação de uma pequena lesão no mediastino ilustrado na Figura 4.41. Este caso-exemplo é o mesmo planejado pelo CADPLAN na seção anterior. A Tabela 11 mostra os resultados dos parâmetros utilizados no cálculo das unidades monitoras.

Tabela 11: TMR e output calculados pelo MCNP5

Feixe de Fótons (MV)	$TMR(a, d, het)$ a = 4 cm		$output(a, het)$ a = 4 cm
	d = 12 cm	d = 16 cm	
6	0,842	0,716	0,92
15	0,906	0,824	0,92

As unidades monitoras foram calculadas pela fórmula (3.4). Para ambas as energias foi utilizado $P_T = 1,7$, $P_1 = 1$ e $P_2 = 0,7$. A dose tumor no isocentro foram 180 cGy. A expressão $[(SSD + b)/SAD]^2$ teve seu valor igual a 1,03 para o 6 MV e 1,05 para o 15 MV. A diferença se deve ao fato da profundidade de buildup (b) ser 1,5 cm para o 6 MV 2,5 cm para o 15 MV. As unidades monitoras calculadas pela metodologia apresentada e pelo CADPLAN, para o planejamento do mesmo caso-exemplo, se encontram na Tabela 12. No caso do planejamento realizado com o feixe de 6 MV a diferença entre a UM calculada pelo CADPLAN e MCNP5 foi de 1,5 %, não há diferença significativa entre os dois planejamentos. Para o feixe de 15 MV a diferença foi de 5% e é considerada significativa quando comparada com o desvio máximo recomendado pela IAEA ($\pm 3\%$).

Tabela 12: Comparação entre as UM calculadas pela CADPLAN e MCNP5

UM	CAMPO ANTERIOR	CAMPO POSTERIOR
CADPLAN		
6 MV	131	110
15 MV	115	90
MCNP5		
6 MV	133	109
15 MV	121(5%)	93

A distribuição de dose no eixo central do feixe se encontra na Figura 4.44. Foram realizadas duas medidas com filme. A barra de erro para os pontos plotados para o MCNP5 foi de $\pm 2\%$ e para o filme $\pm 3\%$. Considerando as incertezas da medida e da simulação pode-se afirmar que não há diferença entre os valores medidos e calculados. Dentro da água sólida a diferença entre medido e calculado pelo CADPLAN foi menor que 3%, inclusive no isocentro (Figura 4.45).

Para o feixe de 15 MV a diferença entre medido e calculado ficou abaixo de 2,5% para quase todos os pontos de medida. Somente em duas profundidades a diferença foi maior que 2,5%. No isocentro a dose medida foi (180 ± 5) cGy. A barra de erro utilizada foi de $\pm 3\%$ para a medida e $\pm 2\%$ para a simulação. Considerando a comparação dos resultados com a devida incerteza pode-se afirmar que não há diferença entre medido e calculado (Figuras 4.46 e 4.47).

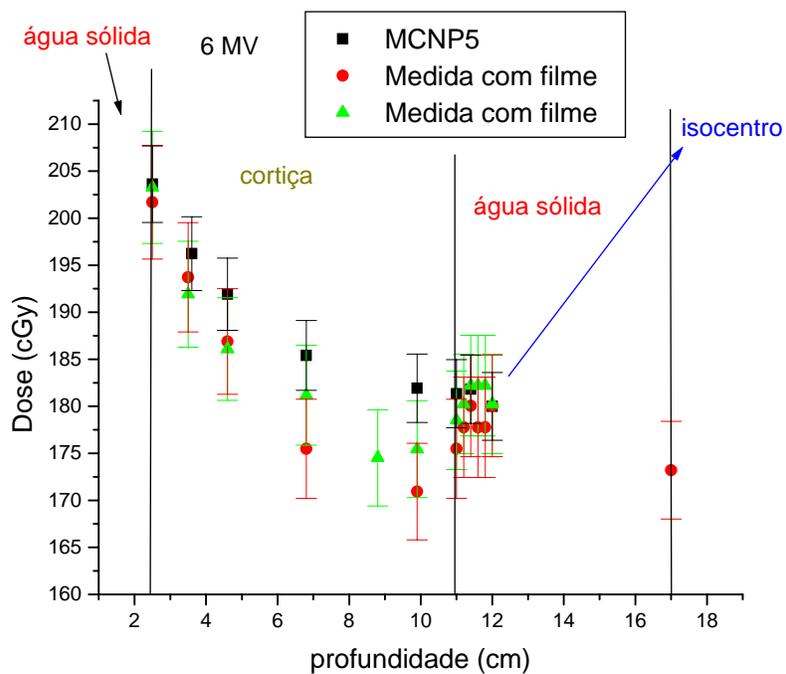


Figura 4.44: Comparação entre a distribuição de dose calculada utilizando a metodologia desenvolvida neste trabalho e medida com filme. – 6 MV

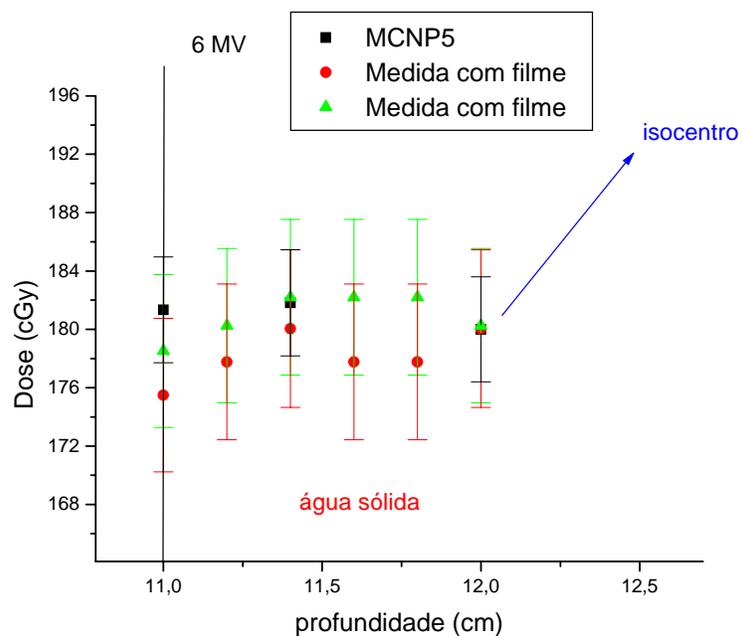


Figura 4.45: Ampliação da região próxima ao isocentro

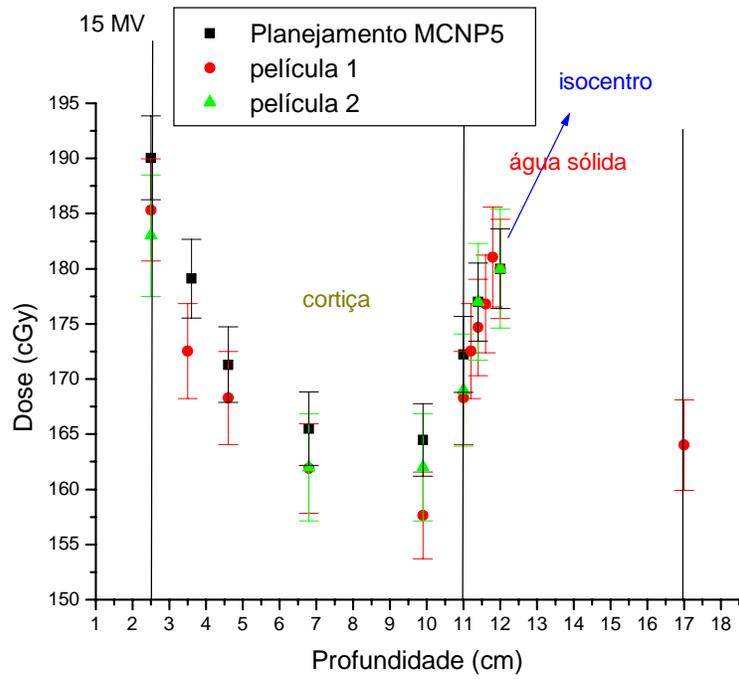


Figura 4.46: Comparação entre a distribuição de dose calculada utilizando a metodologia desenvolvida neste trabalho e medida com filme. – 15 MV

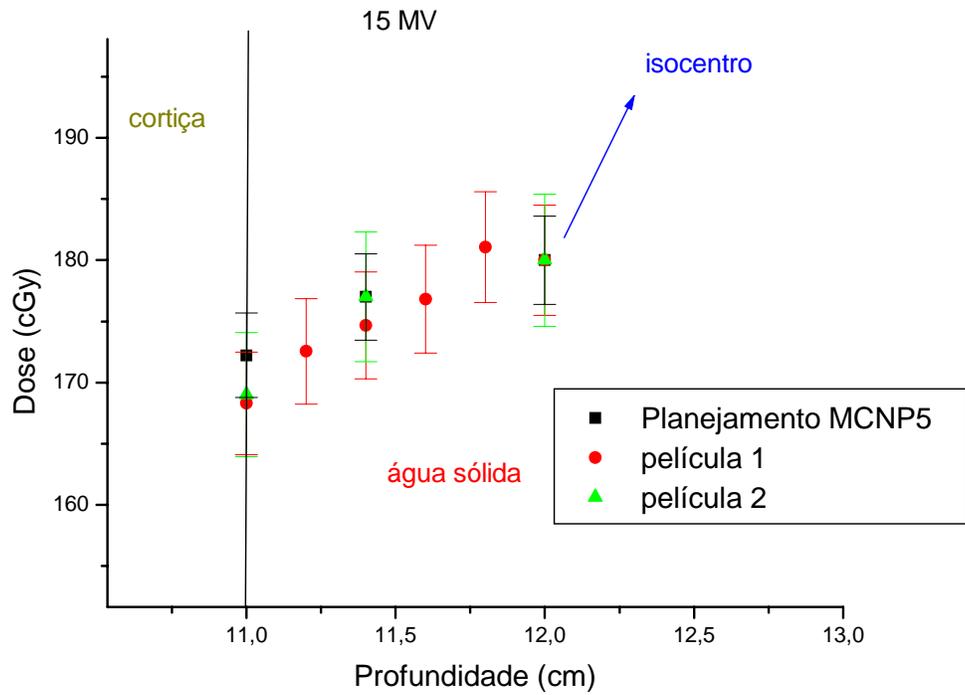


Figura 4.47: Ampliação da região próxima ao isocentro.

Uma questão importante a ser investigado é qual planejamento é mais eficiente para irradiar a lesão com a dose prescrita e poupando o máximo o pulmão sadio do paciente. Neste caso exemplo o pulmão sadio está representado pela cortiça. A Figura 4.48 mostra a comparação entre o planejamento com feixe de 6 e 15 MV. Nos dois casos o ponto quente se localiza fora do tumor, sendo 190 cGy para o feixe de 15 MV e 204 cGy para o feixe de 6 MV, localizados na mesma profundidade. Ponto quente fora da lesão é sempre indesejável e quanto mais baixo melhor. Ponto quente fora do isocentro é comum em planejamentos com campos par opostos. Lembrando que a lesão se localiza desde o isocentro até interface, o tumor é irradiado com a dose mais uniforme com o feixe de 6 MV, embora a distribuição de dose no tumor com o feixe de 15 MV obedece os critérios de homogeneidade de dose do ICRU 50 (-5% e +7%). Por último, o feixe de 15 MV irradia o tumor com a dose prescrita com menor dose no pulmão sadio. Neste estudo não foi realizada avaliação de cobertura da lesão em três dimensões, mas apenas no raio central.

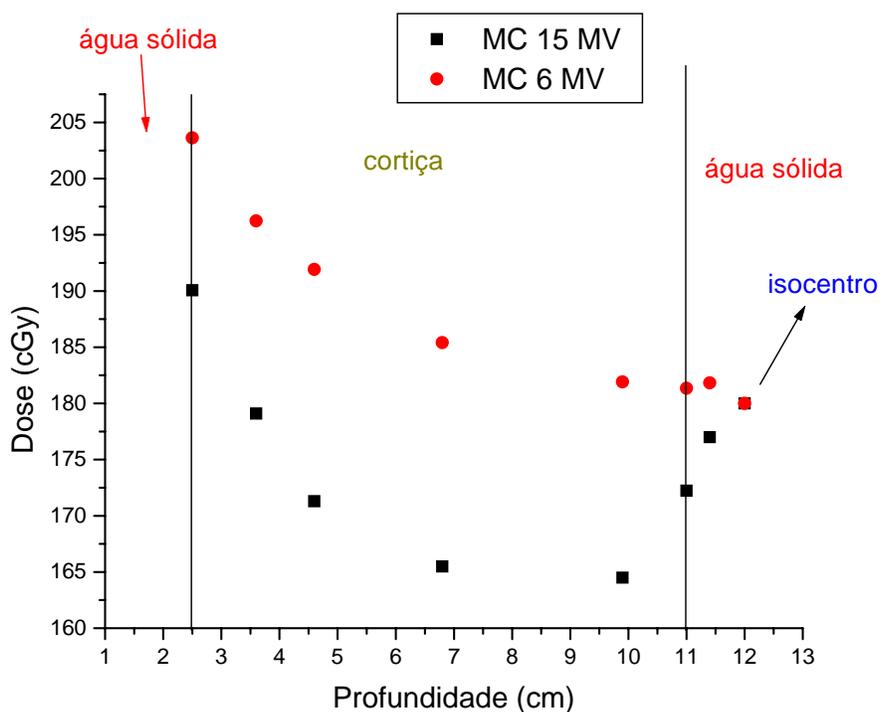


Figura 4.48: Comparação dos planejamentos de tratamento realizados com 6 e 15 MV.

4.7 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO DE ESÔFAGO

A Figura 4.49 mostra a irradiação do simulador no CADPLAN, com 4 campos perpendiculares. O campo 1 é anterior, o 2 lateral esquerdo, o 3 lateral direito e o 4 posterior. A distribuição de dose está indexada em percentuais de dose em relação ao isocentro, que é o ponto de encontro das quatro linhas que passam no centro dos campos. O CADPLAN dá a possibilidade de se obter a dose em uma linha arbitrária em um arquivo ASCII. Por este método foi possível obter a distribuição de dose no raio central do campo 1 mostrado na Figura 4.49.

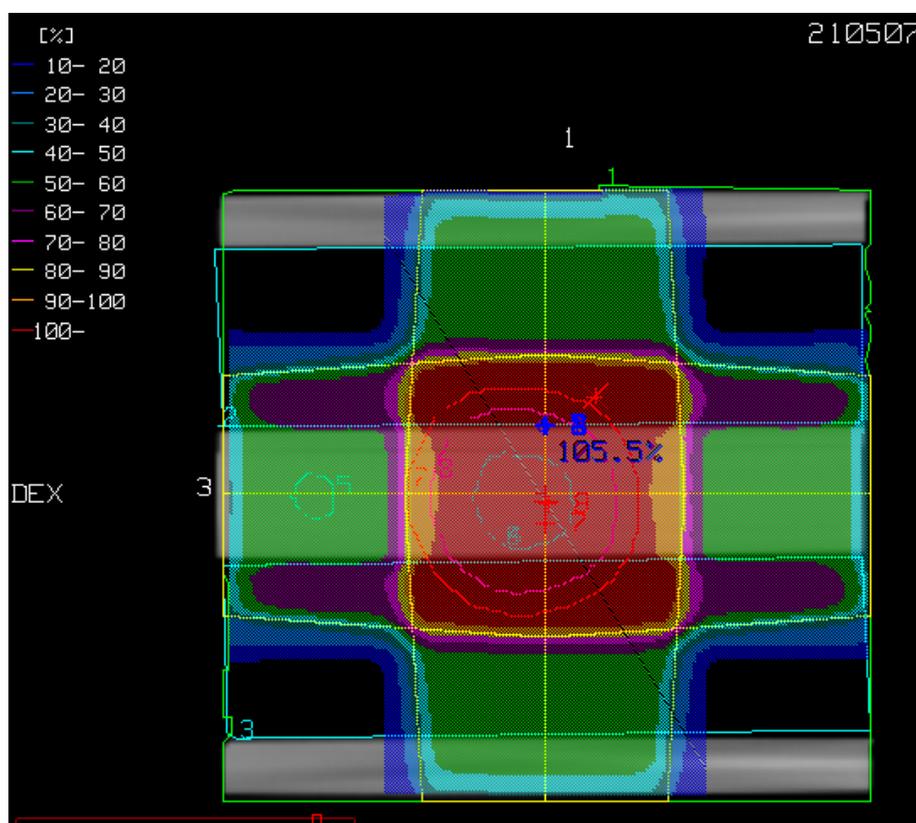


Figura 4.49: Distribuição de dose calculada pelo CADPLAN para técnica utilizada no tratamento de esôfago

A Figura 4.50 mostra o resultado da comparação da medida com filme e o cálculo do TPS para o planejamento mostrado na Figura 4.49. As diferenças foram menores que 3 % (valor da barra de erro).

Para o planejamento realizado com dois campos par opostos a dose liberada no isocentro foi a mesma que a dose liberada com o planejamento com 4 campos (180 cGy). A Figura 4.51 mostra a disposição dos campos no simulador bem como a distribuição de dose calculada pelo CADPLAN. A comparação da distribuição de dose no raio central com as medidas com filme dos dois campos também se encontra na Figura 4.52. A maior diferença encontrada foi de 2,2 % no isocentro. Não houve tempo para que fosse realizada simulação com MCNP5 deste caso-exemplo.

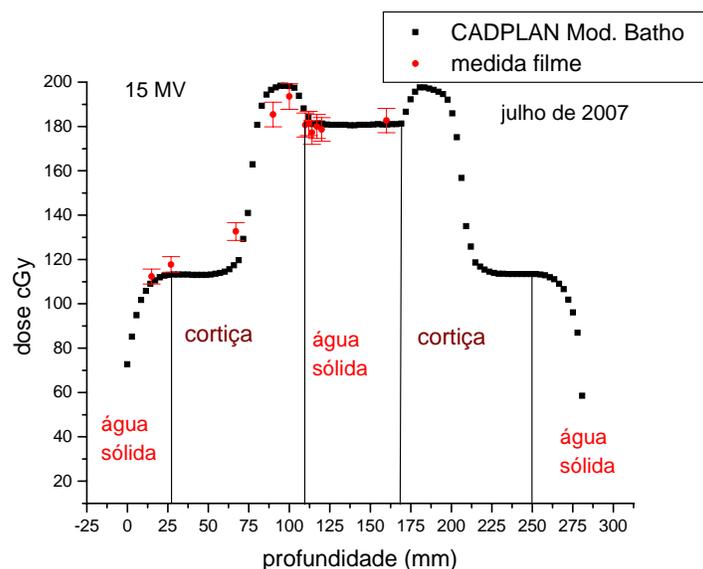


Figura 4.50: Comparação entre a dose medida com filme e calculada pelo CADPLAN

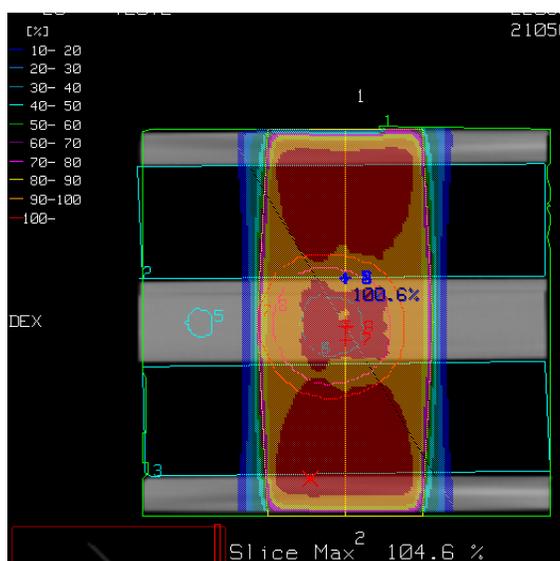


Figura 4.51: Imagem de TC do fantoma 2 com a distribuição de dose devido a dois campos par opostos

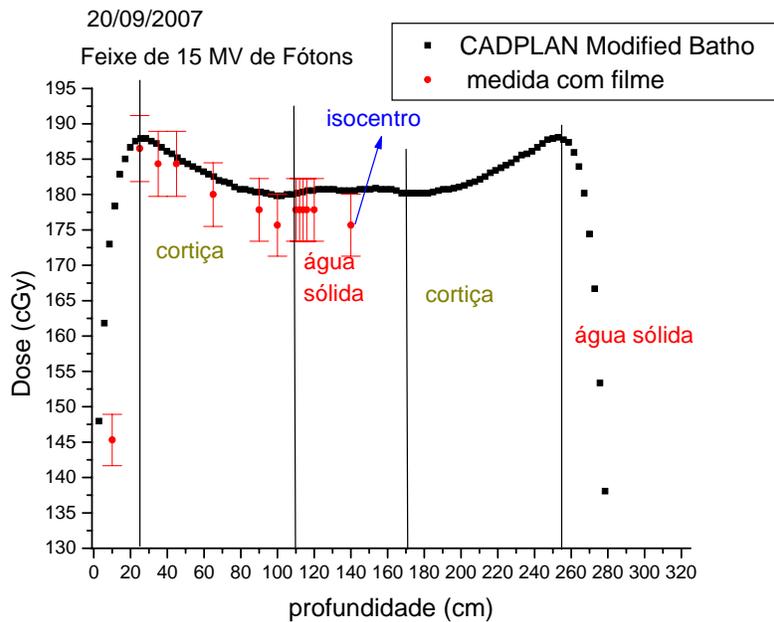


Figura 4.52: Comparação entre dose medida e calculada para o exemplo de irradiação do esôfago com campos par opostos – barra de erro = 2,5%.

4.7.1 RESULTADO DA MEDIDA DE DOSE ABSOLUTA COM CÂMARA CALIBRADA NO SIMULADOR DE TÓRAX

Após posicionar o fantoma com o isocentro localizado a 14 cm de profundidade (SSD = 86 cm) abrir campo de 13 x 24 cm² localizar a câmara na posição 1, foram colocadas as unidades monitoras de 89 em cada campo, conforme planejado no TPS. As leituras de carga no dosímetro durante a execução do campo anterior foram (17,51 ± 0,05) nC. Durante a execução do campo posterior a leitura foi (19,92 ± 0,05) nC. Somando as duas leituras (37,43 ± 0,05) nC. Deixando a carga acumular durante a execução dos dois campos foi obtido (37,40 ± 0,05) nC.

A câmara foi posicionada a 10 cm de profundidade na água sólida, campo 10 x 10 cm² e SSD = 100 cm. Nestas condições foram liberadas nela 180 cGy, calibrando a câmara na água sólida (sem cortiça). O feixe por sua vez foi calibrado utilizando a metodologia do protocolo de calibração TRS 398 (2000). Uma vez que, a carga lida foi de (37,67 ± 0,05) nC. Deste modo na posição 1 a dose encontrada foi de (178,8 ± 0,5) cGy.

Colocando a câmara na posição 2, o procedimento foi repetido e foi obtido $(179,8 \pm 0,5)$ cGy. A posição 2 é mais próxima ao isocentro (profundidade de 14,0 cm) cuja profundidade foi 14,5 cm. A leitura de dose no filme localizado no isocentro foi de (176 ± 5) cGy. Esta comparação entre dosimetria absoluta com filme e câmara de ionização confirma que a diferença entre estes dois sistemas é em torno de 3%. O resultado desta medida mostra também que o TPS calcula corretamente o dose no isocentro.

Uma comparação entre a leitura de uma câmara na água e sua leitura na água sólida nas mesmas condições de geometria (profundidade 5 cm, SSD = 100 cm e campo 10 x 10 cm²) foi realizada. Ambas as leituras nas mesmas condições de pressão e temperatura. A diferença foi menor que 1 % para as duas energias de fótons utilizadas nesta tese.

4.8 RESULTADO DA SIMULAÇÃO DO TRATAMENTO DE PAREDE TORÁCICA

Foi executada a irradiação do simulador de parede torácica conforme descrito em 3.5.3 (Figura 4.53). A Figura 4.54 mostra a comparação da DO medida com filme para água sólida e água sólida e cortiça. Há uma diferença de 3% na leitura da DO na interface água sólida e cortiça quando comparado com a leitura da DO na mesma profundidade só que na água sólida (Feixe de 12 MeV). Esta diferença foi também encontrada na simulação do fluxo de elétrons na interface do simulador de parede torácica em relação ao fluxo de elétrons na água (Tabela 13). Esta diferença se deve a perda de elétrons retroespalhados na interface água sólida-cortiça. O resultado da simulação do campo de elétrons de 12 MeV no CADPLAN para o caso – exemplo do fantoma de parede torácica se encontra na Figura 4.55 bem como a comparação com o valor medido com filme e MCNP5.

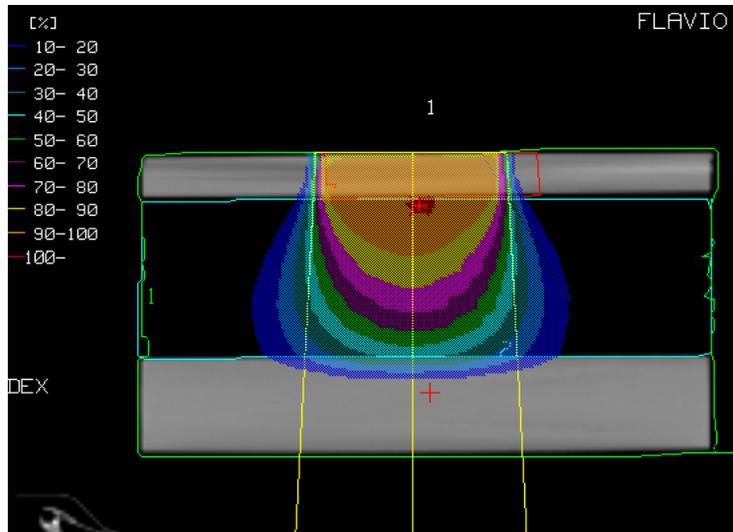


Figura 4.53: Distribuição de dose no simulador de parede torácica para o feixe de 12 MeV

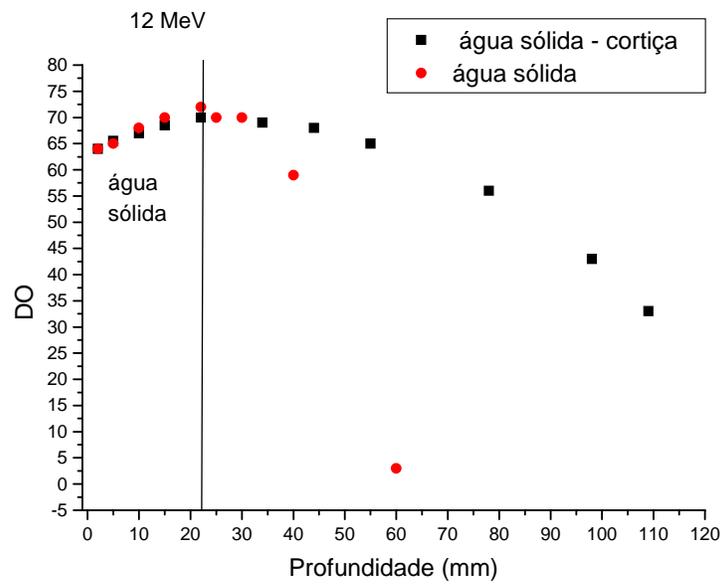


Figura 4.54: Comparação entre DO medida no simulador de parede torácica com a DO medida na água sólida.

Tabela 13: Razão do fluxo de elétrons na água sólida pelo fluxo de elétrons no fantoma calculado pelo MCNP5 na profundidade de 2,3 cm (interface)

Simulado	9 MeV	12 MeV
$\phi_{\text{água sólida}}/\phi_{\text{tórax}}$ profundidade 2,3 cm	1,01	1,02

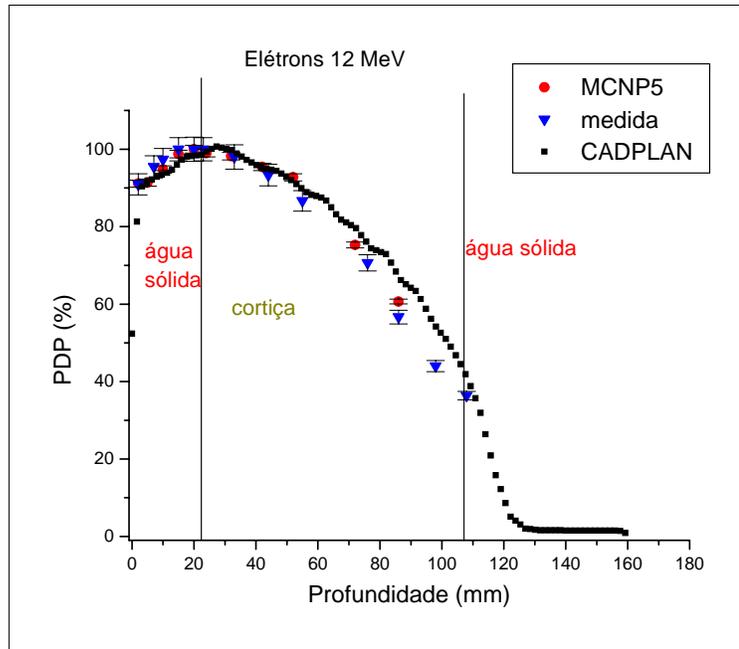


Figura 4.55: Comparação da PDP entre CADPLAN, MCNP5 e medida com filme no simulador de parede torácica. – 12 MeV

O resultado do MCNP5 foi obtido seguindo a metodologia descrita em 3.3. Para a profundidade de 8 cm a diferença entre PDP medido e simulado foi 7% para o MCNP5 e 17% para o CADPLAN. Considerando a incerteza da medida ($\pm 3\%$) não é possível afirmar que houve diferença entre medido e calculado dentro da água sólida.

A comparação entre os resultados para o feixe de 9 MeV encontram-se na Figura 4.56. A diferença entre medido e calculado pelo MCNP5 no simulador de parede torácica foi em torno de 2%, sendo que nas profundidades de 0,5 e 4 cm as diferenças foram 3% (Figura 4.56). Considerando que a incerteza do cálculo com o MCNP5 e da medida foram $\pm 1\%$ e $\pm 3\%$ respectivamente, pode-se afirmar que não houve diferença entre os dois valores. O resultado da simulação do CADPLAN, para o mesmo simulador, apresentou diferenças maiores com relação às medidas, sendo que a 6 cm esta diferença foi de 50% a mais do que o medido.

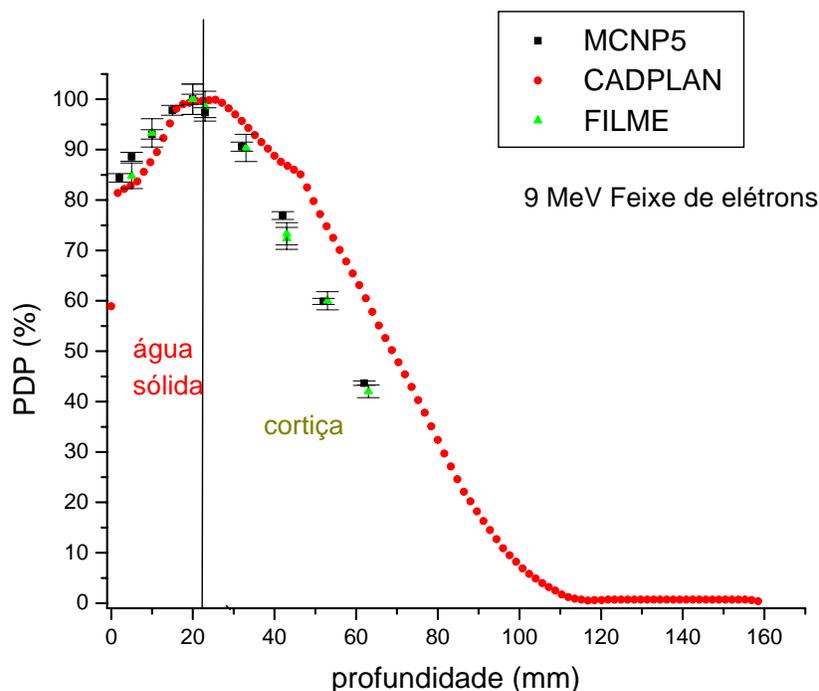


Figura 4.56: Comparação da PDP entre CADPLAN, MCNP5 e medida com filme no simulador de parede torácica. – 9 MeV

4.9 RESUMO DOS RESULTADOS.

Na introdução foram apresentadas questões levantadas por ROGERS *et al* (2000) que são importantes na avaliação da utilização clínica do MC:

- 1) A simulação é rápida o suficiente?
- 2) Qual nível de precisão é clinicamente relevante e sobre quais circunstâncias clínicas?
- 3) Como deve ser a prescrição de dose para o caso de planejamento com MC?
- 4) Como serão calculadas as unidades monitoras (UM) para um planejamento realizado com MC?

A tabela 14 faz um resumo dos resultados e auxilia nas respostas das questões levantadas.

Para o caso-exemplo de irradiação de lesão de pulmão pequena e isolada 1) o tempo utilizado pelo MCNP5 na simulação torna inviável a utilização da metodologia na prática clínica, 2) embora os resultados do planejamento com o feixe de 15 MV mostrem que existe relevância na utilização do MC. 3) O aumento de precisão no cálculo da dose para tumores de pulmão levando em conta correções para heterogeneidades trouxe uma

incerteza com relação à prescrição. Há anos de registro de dose para tratamento de tumores de pulmão onde os cálculos foram realizados para água, sem nenhum tipo de correção. O planejamento com feixe de 15 MV com correção para atenuação do pulmão e levando em conta a perda de equilíbrio eletrônico lateral, deixaria o médico sem referência com relação à dose que ele prescreveria. 4) Este trabalho apresentou e validou uma metodologia para cálculo das unidades monitoras com o MC.

No caso-exemplo de tratamento de esôfago, não houve tempo para a utilização do MC para o planejamento. 1) o tempo seria alto para esta simulação e 2) teria pouca relevância uma vez que o TPS realizou a simulação em poucos minutos e com precisão menor que 3%.

A execução do transporte de elétrons é mais rápida do que fótons e deste modo o tempo para a simulação da irradiação da parede torácica 1) foi menor do que a simulação do caso-exemplo do tratamento de pulmão. Mesmo assim o tempo ainda é alto para sua utilização clínica. 2) A melhora no cálculo no fantoma de parede torácica em profundidades maiores é relevante como mostra a tabela 14. 3) A dose de prescrição é a mesma para o cálculo com MCNP5 ou TPS. 4) Não há ganho com relação ao cálculo das unidades monitoras, porque quando comparado o cálculo do TPS com o MCNP5 nos primeiros centímetros do fantoma há concordância entre os dois.

Tabela 14: Resumo dos resultados obtidos e resposta das questões levantadas.

Questões levantadas na introdução	Pulmão	esôfago	Parede torácica
Tempo	2 dias	>2 dias	1 dia
Diferença Calculado x medido	15 MV TPS 16% het; 3,4%.iso MCNP 4% het. <3% iso	Não há ganho na utilização do MCNP TPS < 3%	Dose no pulmão e coração TPS 17%(12 MeV) 50% (9 MeV) MCNP 4%(12 MeV) 3% (9 MeV)
Prescrição	Todo o registro de dose prescrita para tumores de pulmão está baseado em cálculo na água (sem correção de heterogeneidade)	-	-
Cálculo das UM	Metodologia usando o MCNP validada	-	Não há diferença

CAPITULO 5

DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

5.1 VALIDAÇÃO DOS ESPECTROS

A validação da metodologia apresentada foi avaliada através da comparação dos espectros obtidos na simulação com os espectros obtidos na literatura e através de comparação das PDPs medidas e calculadas. Os espectros utilizados nas comparações são resultados de simulação por Monte Carlo. Foi obtida uma excelente concordância para energia média do espectro de 15 MV com o trabalho de alguns autores. A energia média do espectro de 6 MV do nosso trabalho está abaixo da encontrada pela literatura. Embora este espectro tenha fornecido excelentes resultados de PDP.

Como o objetivo do trabalho é apresentar uma metodologia para utilizar o MCNP5 para realizar planejamento clínico, então o resultado mais importante é a simulação da PDP e offaxis que obtiveram excelente concordância entre medido e simulado. Este resultado valida os espectros utilizados.

5.2 METODOLOGIA VALIDADA

A metodologia apresentada para simulação com feixe de fótons e elétrons foi validada. A simulação das medidas de PDP e perfil de campo apresentaram diferenças que ficaram abaixo de 3% que é o desvio máximo recomendado pela IAEA entre o valor calculado pelo TPS e medido.

As Figuras 4.20 e 4.21 mostraram que não há variação significativa na forma do espectro de elétrons dentro de células localizadas em profundidades diferentes. Este resultado corrobora a aproximação utilizada na seção 3.2.1 para feixes de fótons. Nesta aproximação a PDP e o perfil foram calculados diretamente do fluxo de elétrons dentro da célula.

Os resultados da seção 4.6 validaram a metodologia para utilização do MCNP5 para o planejamento com feixes de fótons. No planejamento com feixe de 6 MV os resultados de MCNP5, CADPLAN e medidas concordaram. No planejamento com feixe de 15 MV, os resultados do MCNP5 concordaram melhor com os resultados medidos, quando comparado com o planejamento realizado com CADPLAN.

Os resultados da simulação do feixe de elétrons na seção 4.8 também validaram a metodologia. Houve também uma melhor concordância entre os resultados utilizando o MC com os resultados medidos do que no planejamento do CADPLAN.

5.3 CONCLUSÕES FINAIS

Criou-se uma metodologia para utilização do código MCNP5 no planejamento no eixo central do feixe de radioterapia. Esta metodologia foi validada e utilizada na comparação de planejamento em casos exemplos de tratamentos. Demonstrou-se a superioridade do planejamento realizado pelo MCNP quando comparado com o planejamento realizado pelo CADPLAN, em alguns casos clínicos e quando não houve superioridade, houve concordância.

Esta metodologia é apenas um passo em direção à utilização do método MC para planejamento clínicos. Os computadores pessoais utilizados neste estudo não se mostraram capazes de fazer os cálculos em tempo hábil para utilização da metodologia na rotina clínica. A partir da discussão na seção 4.9 é possível concluir que só compensa investir no cálculo MC para alguns planejamentos de fótons, tais como os que usam campos pequenos com feixe de 15 MV na presença de heterogeneidades. Tal investimento também é promissor no caso de feixe de elétrons.

5.4 SUGESTÕES

Para a utilização na rotina clínica do método desenvolvido é necessário que:

- 1) Seja realizado um estudo em três dimensões, avaliando qual é o volume da lesão coberto pela dose de prescrição.

- 2) Estudar técnicas de redução de variância para diminuir o tempo de execução do MC.
- 3) Utilizar processamento em paralelo para melhorar o desempenho das máquinas que farão os cálculos na rotina clínica.
- 4) Utilizar software que faz a conexão do MCNP com as imagens de tomografia do paciente, para que seja levada em conta sua anatomia e heterogeneidades.

REFERÊNCIAS

- AAPM REPORT N°. 47; Julho 1994 “Code of Practice for Radiotherapy Accelerators”;
Reprinted from MEDICAL PHYSICS, Vol. 21, Issue 7,
- AAPM REPORT N°. 85; 2004 “Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams”; Publicado por *American Association of Physicists in Medicine by Medical Physics Publishing-*
- AHNESJÓ A 1989 “Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media”. *Med. Phys.* **16** 577–92
- ATTIX, F H; 1986 *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry,* JohnWiley e Sons, Inc
- BAGHERI D. S. e ROGERS, D. W. O.; Outubro, 2001 “ Monte Carlo Calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the beam code”; *Ionizing Radiation Standards, National Research Council of Canada; Revision Medical Physics,*
- BRIESMEISTER, J. F., Março (1997). “MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5”. Los Alamos, NM: *Los Alamos National Laboratory*; LA – 12625-M,
- CHANEY E. L. e CULLIP, T. J. ; Setembro 1994 “A Monte Carlo study of accelerator head scatter”; *Med. Phys.* 21 (9),
- CHETTY, I.; DEMARCO, J. J.; SOLBERG; T. D.; Janeiro 2000 “A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions” *Med. Phys.* 27 (1),
- COFFEY, C. W.; THOMPSON, D. J.; MENDIONDO, M.; Dezembro de 1980 “X-ray beam characteristics of the Varian Clinac 6-100 linear accelerator”. *Med. Phys.* 7(6),
- DOGAN, N.; LEYBOVICH, L. B.; SETHI, A; 2002 “Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy”. *Phys. Med. Biol.* **47** 4121–4130
- DYK, J V, 1999 *The Modern Technology of Radiation Oncology.* 3 ed. New York, Medical Physics Publishing
- EMAMI, B., LYMAN J., BROWN, A., COIA, L., GOTTEIN, M., 1991, “Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Irradiation”, *Radiation Oncology Biol. Phys.*
- FIX, M. K.; KELLER, H; e RUEGSEGGER, P.; Dezembro 2000 “Simple beam models for Monte Carlo photon beam dose calculations”, *Med. Phys.* 27 (12),

- GUNDERSON, L L; TEPPER, J E; 2007 *Clinical Radiation Oncology*, 2^a edição, Philadelphia, Churchill Livingstone
- GUIA DO USUÁRIO; CC13 Ionization Chamber; Wellhofer Dosimetrie GmbH
- GUIA DO USUÁRIO DO CADPLAN, “External Beam Modelling Physics”. *Varian Medical Systems*
- HALPERIN, E. C., PEREZ, C. A., BRADY, L. W. 2008, *Principles and Practice of Radiation Oncology*, edição 50, New York, Williams & Wilkins
- ICRU REPORT 50. 1993. “Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy”. Bethesda, Maryland. ICRU,
- JAFFRAY D. A.; e BATTISTA, J. J. Setembro 1993 “X-ray sources of medical linear accelerators Focal e extra-focal”, *Med. Phys.* 20 (5).
- JOHNS, H E, 1969 *The physics of radiology*, CHARLES C THOMAS,
- KHAN, F M, 1994 *The Physics of Radiation Therapy*; WILLIAMS & WILKINS
- KHAN F M, Potish R A, 1998. “Treatment Planning in Radiation Oncology”. WILLIAMS & WILKINS,
- KIM, S.; ZHU, T. C. e PALTA, J. R. Nov. 1997 “Equivalent square field formula for determining head scatter factors of rectangular fields”, *Med. Phys.* 24(11),
- LAUB, W U; NUSSLIN F; 2003 “Monte Carlo dose calculations in the treatment of a pelvis with implant and comparison with pencil-beam calculations” *Medical dosimetry*, vol 28 n°4 pp 229-233.
- LI, J. S.; PAWLICKI, T.; DENG, J. ; JIANG S. B.; MOK E.; MA, C. M; 2000 “Validation of a Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning” *Phys. Med. Biol.* **45** 2969–2985.
- LOVELOCK, D. M. J.; CHUI .; C. S. e MOHAN, R. Setembro 1995 “A Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy”, *Med. Phys.* **22(9)**
- LOEWENTHAL, E. e LOEWINGER, E. maio 1992 “Measurement of the source size a 6 and 18 MV radiotherapy linac”, *Med. Phys* 19 (3),
- MA, C. M.; FADDEGON B. A. ; ROGERS D. W. O.; MACKIE T. R.; Março 1997 “Accurate Characterization of Monte Carlo Calculated Electron Beams for Radiotherapy”, *Med. Phys.* 24(3)
- MA, C. M.; MOK, E.; KAPUR, A. Outubro 1999 “Clinical Implementation of a Monte Carlo treatment planning system” *Med. Phys.* 26(10),

- MA, C. M.; LI S. J.; PAWLICKI T.; JIANG S. B.; DENG J.; LEE M. C.; 2002 “A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning”, *Phys. Med. Biol.* **47** 1671–1689
- MACKIE, T. R.; EL-KHATIB, E.; BATTISTA, J. J.; SCRIMGER, J.; VAN DYK, J. e CUNNINGHAM, J. R 1985 “Lung dose corrections for 6 MV and 15 MV x-rays,” *Med. Phys.*12:327–332.
- MACKIE T R, BIELAJEW A F, ROGERS DWO and BATTISTA J J 1988 “Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code” *Phys. Med. Biol.* **33** 1–20
- MACKIE T R, SCRIMGER J W and BATTISTA J J 1985 “A convolution method of calculating dose for 15 MV x-rays” *Med.Phys.* **12** 188–96
- MALATARAS, G.; KAPPAS, C.; LOVELOCK, D.M.J.; MOHAN, R; 1997 “Simulation with EGS4 code of external beam of radiotherapy apparatus with workstation and PC gives similar results?” *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 52 45-51
- MIJNHEER B, BRIDIER A, GARIBALDI C; 2001 *Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams – Pratical Examples*, primeira edição, *ESTRO*
- MOHAN R. and CHUI, C.; Setembro 1985 “Energy and Angular distributions of photons from medical linear accelerators”, *Med. Phys.* **12(5)**,
- NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY – NIST “ Stopping Power and range table for electrons” <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>
- PAELINCK, L.; REYNAERT, N.; THIERENS, H.; DE NEVE, W.; DE WAGTER, C.; 2005 “Experimental verification of lung dose with radiochromic film: comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems” *Phys. Med. Biol.* **50** 2055–2069
- PAPANIKOLAOU N, BATTISTA J, BOYER A, KAPPAS C, KLEIN E, MACKIE T R, SHARPE M e VAN DYK J 2004 “Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams” *AAPM Report No 85* Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine (Madison, WI: Medical Physics Publishing)
- PRASAD S C, [BEDWINEK J M](#), [GERBER R L](#); 1983 “Lung dose in electron beam therapy of chest wall”, *Acta Radiol Oncol*;22(1):91-5.
- ROGERS, D. E MOHAN, R. **2000** “Questions for comparison of clinical Monte Carlo codes”. Publicado no *13th Int. Conf. on the Use of Computer in Radiation Therapy (ICCR)*, Springer. Heidelberg..

- ROGERS, D. W. O.; FADDEGON, B. A.; DING, G. X.; MA, C. M. E WE, J.; Maio 1995
 “A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units”. *Med. Phys.* 22(5),
- SEMPAU, J.; WILDERMAN, S. J.; BIELAJEW, A. F.; 2000 “DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations”. *Phys. Med. Biol.* **45** 2263–2291.
- STORCHI P AND WOULDSTRA E; 1996 “Calculation of the absorbed dose distribution due to irregularly shaped photon beams using pencil beam kernels derived from basic beam data”; *Phys. Med. Biol.* 41 637-656
- SUCHOWERSKA, N.; HOBAN, P.; DAVISON, A.; METCALFE, P.; 1999 “Perturbation of radiotherapy beams by radiographic film: measurements and Monte Carlo simulations”. *Phys. Med. Biol.* **44** 1755–1765
- SUPLEMENTO 25; “Central Axis Depth dose data for use in radiotherapy 1996; *British Journal of Radiology*, Londres -
- TAKAYAMA, K; NAGATA Y.; NEGORO, Y.; MIZOWAKI T.; , 2005 “Treatment Planning of Stereotactic Radiotherapy for Ssolitary lung tumor”. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 61, No. 5, pp. 1565–1571
- TRS 398; 1999 “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water”, IAEA Vienna
- TRS 430; 2004 “Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer”, IAEA – Internnational Atomic Energy Agency Vienna
- WENG, X; YAN, Y; SHU, H.; WANG, J.; JIANG, S. B.; LUO, L.; 2003 “A vectorized Monte Carlo code for radiotherapy treatment planning dose calculation”. *Phys. Med. Biol.* **48** N111–N120
- WILLIAMS, M. L.; SAJO, E. 2002 “Deterministic calculations of photon spectra for clinical accelerator targets”, *Med. Phys.*
- WITTENAU, A. E. S; COX, L. J.; Julho 1999 “Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space” *Med. Phys.* 26(7),
- YEO I J, KIM J O, 2004 “A Procedural Guide to Film Dosimetry With Emphasis on IMRT”, *Medical Physics Publisng*
- YORIYAZ H, SIQUEIRA P T D. 2005 “Studies on the Radial Dose Distribution for Electron Beams of 9 and 16 MeV Using Monte Carlo Simulation” *International Nuclear*

Atlantic Conference - INAC 2005; 28 de agosto até 2 setembro. Associação Brasileira de Energia Nuclear - ABEN

X-Ray Mass Attenuation Coefficients
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>

ZHU, X. R.; JURINIC, P. A.; GRIMM, D. F.; LOPEZ, F.; ROWND, J. J.; GILLIN, M. T.; Agosto 2002 "Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator". *Med. Phys.* 29 .8.,