

Paulo Lazaro Garcia

Coleta de dados, modelagem e controle de qualidade do
sistema de planejamento pinnacle³

Botucatu

2010

UNESP- Universidade Estadual Paulista- Julio de Mesquita Filho

Paulo Lazaro Garcia

Coleta de dados, modelagem e controle de qualidade do
sistema de planejamento pinnacle³

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Bacharelado em Física Médica Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” como exigência parcial para a obtenção do título de graduado em Física Médica.
Orientador Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Botucatu

2010

*Dedico esse trabalho à minha Mãe Maria Lúcia
Jerônimo Garcia, e aos meus irmãos, os meus
exemplos. Esses quatro anos são seus.*

AGRADECIMENTOS

Aqui deixo minha gratidão a todos, desde meus familiares queridos, minha namorada e amiga Charlene, aos amigos que fiz durante a universidade e aqueles que adquiri em meus estágios durante todo este período maravilhoso ao qual fui horas e mais horas, espectador. Ao meu supervisor e exemplo de competência, Israel Mendes, que fez desse trabalho realidade e ao meu orientador e amigo Vladimir por apostar nesse trabalho.

Deixo especial dedicatória ao casal Vicente e Vilma que de toda generosidade e bondade ofereceram o conforto de seu lar por todo período deste curso.

Agradeço à minha querida mãe que por ter se esforçado tanto para esse dia chegasse, e aos meus irmãos que não pouparam esforços para que tudo em minha vida fosse realizado.

Hoje tenho a certeza que este trabalho não é apenas fruto de um conhecimento específico, mas sim a tradução de predicados como gentileza, altruísmo, dedicação ao próximo, pois se não fosse por intermédio dessas pessoas todas essas palavras poderiam até estarem presentes aqui, no entanto com uma frieza um tanto quanto de vezes maior que o número de páginas que este trabalho os apresenta. Aprendi com todos vocês e tenho timbrado um pouquinho de cada um.

Obrigado a todos e que Deus os abençoe.

“Nunca desista,
Nunca, nunca, nunca!
Em nada, grande ou pequeno,
Importante ou insignificante...
Nunca desista!”.

Winston Churchill

L, Garcia, Paulo. Coleta de dados, modelagem e controle de qualidade do sistema de planejamento Pinnacle³, 2010. 27 f. Trabalho de Conclusão de Curso (curso de Bacharelado em Física médica) – UNESP- Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu. 2010.

RESUMO

Qualidade na coleta de dados do feixe de radiação, modelagem por meio do sistema de planejamento de tratamento (SPT) e controle da qualidade do processo envolvido são cruciais à fidedignidade do serviço de radioterapia de forma a contribuir à eficácia do tratamento e segurança do principal ente envolvido no final de toda essa sistemática, o paciente. Para isso foi proposto nesse presente trabalho a coleta de dados do feixe de raios-x de 6MV seguido da introdução desses dados ao SPT para processo de modelagem computacional que teve agregado, a todo esses processos, o controle da qualidade segundo critérios de aceitação.

Palavras – Radioterapia, Pinnacle, modelagem

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	1
1.1 objetivos.....	1
Metodologia.....	2
2.1 Acelerador Linear.....	2
2.2 Software de Planejamento Pinnacle ³;	2
2.3 Garantia da qualidade (GQ).....	3
2.3.1 Estatística dos dados.....	3
2.3.2 Dados de referência	3
2.3.3 Gerência do processo de garantia da qualidade.....	4
2.3.4 Critério de aceitação.....;	5
2.4 Coleta de dados.....	10
2.5 Montagem do dispositivo.....	11
2.6 Modelagem.....	12
2.6.1 Modelagem de fótons.....	12
2.6.2 Modelagem dos parâmetros de campo no modelo de fótons.....	15
2.6.3 Modelagem de parâmetros fora do campo do modelo de fótons.....	19
2.6.4 Modelagem da contaminação de elétrons.....	21
Resultados e Discussões.....	22
3.1 Espectro de energia para 6 MV.....	22
3.2 Porcentagem de dose profunda.....	22
3.3 Planura.....	23
3.4 Penumbra.....	24
3.5 Contaminação de elétrons.....	24
Considerações Finais.....	25
Referências.....	26

1. Introdução

Desde a descoberta dos raios-x por Roentgen em 1895 até os dias atuais a Teleterapia passou por avanços e inovações tais como o advento dos raios-x de ortovoltagem, as fontes de radionuclídeos (^{226}Ra , ^{60}Co , ^{137}Cs ,) e nos últimos 40 anos, segundo (BRADY et al., 2006) ,o grande destaque tem sido os aceleradores lineares, com altas energias e intensidade, de feixes de fótons e elétrons, acompanhados por informatização do sistema de planejamento de tratamento e da implementação do sistema de comunicação de imagens em medicina (DICOM-*Digital Imaging and Communication in Medicine*) DICOM, segundo (NEMA, 2001).

Para oferecer uma terapia com confiança e segurança de todos os procedimentos envolvidos ao tratamento é necessário um programa de garantia de qualidade eficaz atendendo exigências nacionais e internacionais de todos os fatores envolvidos na aplicação da Teleterapia.

Os aceleradores lineares modernos de uso clínico estão cada vez mais sofisticados e oferecem tanto energia de fótons quanto de elétrons, além de proporcionar aos pacientes técnicas de tratamento especiais, o que requer sistemas de planejamento de tratamento compostos por: computadores; dispositivos de entrada e saída do feixe; e programas específicos que permitem a entrada de informações anatômicas do paciente; escolha de feixes; colimação adequada (blocos divergentes, aberturas assimétricas e colimadores *multi-lâminas*); e distribuição de dose, a fim de otimizar o tratamento. Mas todas essas tecnologias disponíveis podem ser em vão se não houver uso e dispositivos de avaliação adequados.

Para que toda essa tecnologia se converta em benefícios são necessários programas de garantia de qualidade com ações sistemáticas e planejadas, controle de qualidade que inclui comparação de medições com normas existentes para avaliar desvios e pesado envolvimento e suporte de supervisores em radioterapia, a evitar uso incorreto e erros devido a procedimentos.

Recentemente em Campinas-SP, na clínica Centro Diagmed de Radioterapia (CDR) foi adquirido um acelerador Elekta composto por duas energias de feixes de fótons e cinco energias de feixes de elétrons com *software* de planejamento de Teleterapia Pinnacle³ da Philips *Radiation Oncology Systems* (PROS), estação de trabalho UNIX e sistema de transferência de informações via rede DICOM.

1.1 - Objetivos:

Levantar e modelar os parâmetros físicos dos feixes de fótons e do acelerador ELEKTA por meio do sistema de planejamento Pinnacle³.

A fim de alcançar os objetivos será realizado um estudo relacionada a calibração e determinação das características de feixes de fótons e de elétrons de uso clínico, seguido da determinação prática de todos os dados pertinentes e calibrações. Em seguida será proposto um estudo do software de planejamento, envolvendo principalmente, aspectos de modelagem dos feixes de fótons e elétrons, o que irá permitir a realização prática da modelagem dos respectivos feixes no software, finalizando com estudo e execução do controle de qualidade dos dados fornecidos pelo software após modelagem dos parâmetros envolvidos.

2. Metodologia

Neste trabalho será realizado um estudo relacionado à calibração e determinação das características de feixes de fótons e de elétrons de uso clínico, seguido da determinação prática de todos os dados pertinentes e calibrações. Em seguida será proposto um estudo do software de planejamento, envolvendo principalmente, aspectos de modelagem dos feixes de fótons e elétrons, o que irá permitir a realização prática da modelagem dos respectivos feixes no software, finalizando com estudo e execução do controle de qualidade dos dados fornecidos pelo software após modelagem dos parâmetros envolvidos.

2.1 Acelerador linear

Elekta Pricise fornece dois feixes de fótons de 6 e 15MV e cinco tipos de feixes de elétrons 6, 8, 12, 15 e 18 MeV. Este acelerador linear possui sistema de colimadores “*multi-leaf*” (*MLC's-Mult-Leaf Collimators*) sendo composto por 80 lâminas independentes posicionadas superiormente às mandíbulas sendo a ação de todas as mandíbulas feitas em conjunto.

Esse acelerador linear oferece técnicas avançadas de tratamento tal como Terapia de Radiação por Intensidade Modulada (*IMRT- Intensive-Modulated Radiation Therapy*) o qual permite tratamento Radioterapia Conformacional, ou seja, uma técnica de Radioterapia que utiliza múltiplos feixes fixos ou sequências de múltiplos arcos de feixes rotacionais com o objetivo de limitar a dose em órgãos normais e tecidos vitais, uma vez que a dose administrada é variada (modulada) em todos os campos de tratamento segundo (ELEKTA MEDICAL SYSTEMS, ABRIL, 2010).

Em vez de ser tratado com um feixe único e uniforme, o paciente é tratado com múltiplos pequenos feixes; cada um dos quais pode administrar um dose diferente. Esse método reconhece que os tumores não são esféricos, ou seja, permite a conformação, de forma eficaz, das mais complexas formas possíveis sendo exigido um aumento do nível de precisão para o tratamento, a fim de tornar essa ferramenta poderosa no combate aos mais diversos tipos de tumores, benignos e malignos, realmente exequível.

2.2 Software de planejamento Pinnacle³

Para o planejamento de tratamento em teleterapia a clínica CDR adquiriu o sistema de planejamento de tratamento (SPT) Pinnacle³ da *Phillips Medical Systems*. Pinnacle³ é um sistema de planejamento de teleterapia executado em uma estação de trabalho UNIX com sistema de operação Solaris.

Este software permite seu uso em planejamentos da radioterapia guiada por imagem (*IGRT-Image Guided Radiation Therapy*), fótons, elétrons, Estereotacia, braquiterapia, fusão de imagens e simulação de tratamento, além de opção de radioterapia de intensidade modulada (*IMRT*).

O software possui recurso de interface DICOM-RT o qual permite transferir e receber dados de dispositivos DICOM-RT compatíveis tal como imagens geradas por tomografia computadorizada.

Segundo *NEMA (2001)*, DICOM foi desenvolvido em meados dos anos 90 por duas instituições norte-americanas, American College of Radiology e National Electric Manufacturers Association, e contou com o apoio de comunidades de usuários de imagens médicas, como o American College of Radiology, o American College of Cardiology e a European Society of Cardiology.

O padrão DICOM facilita a transferência de informação por meio de padrão de formatos de dados e regula como os sistemas se comunicam e trocam dados

2.3 Garantia da qualidade (GQ)

De acordo com TRS-430, "*Technical Reports Series n°-430*" (IAEA, 2004), "Garantia da Qualidade abrange todas as ações sistemáticas e planejadas necessárias para proporcionar confiança que o produto irá satisfazer aos requisitos para o controle de qualidade".

Sendo esses processos propostos a relacionar comparações com normas existentes e etapas de QC da seguinte forma: Definição de especificação; Cálculo de desempenho à especificação; Comparação do cálculo com a especificação; Etapas de ação para verificar se as medidas estão dentro da especificação; Definir níveis de aceitação (tolerância) ao padrão estabelecido.

2.3.1 Estatísticas dos dados

Segundo a Comissão Internacional de Padronização, (ISO, 1995), incerteza é um parâmetro que caracteriza a dispersão de valores que podem ser obtidos para uma medida qualquer quando esta é feita repetidamente. Pode ser visualizada por meio de distribuição estatística da média, desvio padrão e variância.

Logo a incerteza é um desvio padrão, por isso é importante sua compreensão para verificação das incertezas dos vários processos associados e de acordo com CIPM Comitê Internacional de Pesos e Medidas há dois tipos de incertezas: do tipo aleatório (A) e tipo estatístico (B).

Desvio é a Diferença entre valor medido e valor esperado. A maioria dos desvios são do tipo B devido às medidas obtidas serem geradas por meio de incidência de feixe em um objeto simulador e que isto ocasione uma série de distribuição de resultados segundo (PODGORSK, 2005). Deste modo sempre devemos associar os dados medidos a um padrão e deste verificar se os dados desviam muito da média, se sim, ele é denominado desvio sistemático.

Tolerância é o intervalo de aceitação. A escolha do valor tolerado pode ser dependente da incerteza atribuída aos dados de referência. Pode ser maior ou menor dependendo da aplicação específica ou protocolo. Por exemplo, em radiocirurgia a tolerância de dose e geometria é menor do que para tratamentos paliativos, pois esta técnica envolve altas doses únicas próximas à tecidos radiosensíveis. Uma maneira de comparar cálculos e medidas é analisar os desvios estatisticamente, tal como apresentado acima e baseados em critérios de acordo com TRS-430.

Erro é um desvio de uma dada quantidade seguindo um procedimento incorreto. Erros podem ser cometidos mesmo que o resultado esteja dentro da tolerância. Conhecidos os erros que estão fora das tolerâncias, devem ser comunicado de urgência aos fornecedores segundo (IAEA, 2004).

2.3.2 Dados de referência

Devem ser coerentes com o feixe efetivo do tratamento. Consiste de uma série de medidas efetuadas pelo usuário em série de pontos e situações. São utilizados para avaliar desvios de dose computada comparadas com dados medidos de referência do feixe. Por exemplo: dados utilizados para parametrização do feixe referido como algoritmo de entrada de dados especificado pelo fabricante.

2.3.3 Gerência do processo de garantia da qualidade

Deste modo, todo este processo pode se torna viável se houver a integração de vários processos, tais como, Físico médico responsável pelo SPT, para prover supervisão e segurança do SPT, pessoal envolvido, Dosimetristas, Técnico e Médicos Físicos médicos que saibam utilizar o sistema de forma correta; comunicação- a equipe deve interagir sobre questões pertinentes às etapas do processo de planejamento; Equipamento- utilizar ferramentas específicas para prover uso e comissionamento tais como objeto simulador, câmaras de ionização, eletrômetro e matrizes de detectores para MLC; educação e treinamento do pessoal envolvido.

Segundo IAEA (2004), Físico deve manter registros de qual versão de software foi instalado com sua respectiva data de instalação. Primeiro, o sistema deve estar seguro de instrução de estações de trabalho exteriores. Segundo, o sistema deve estar seguro do usuário, como sua qualificação. Terceiro, seguro a furto.

A Parametrização do feixe é advinda de medidas, tais como energia do feixe o fator de transmissão de um colimador pode ser devido a um perfil do feixe medido ao longo da borda do feixe (IAEA, 2004). Outra fonte de erros é o uso de dados inapropriados para fazer parametrização.

Unidade monitora é o produto de todo planejamento de tratamento (Podgorsak, 2005) e devido à alta complexidade dos STP's, o cálculo de unidade monitora deve ser bem entendido e comparado a cálculos manuais para que não ocorram erros de dose.

Dessa maneira, faz-se necessário o entendimento dos limites e capacidades do software. Para que isso se torne efetivo em um serviço, deve haver rigoroso treinamento e, por meio da implantação do Sistema de Planejamento de Tratamento e seu comissionamento.

Para isso segundo as fontes de informação devem incluir: manuais do sistema fornecido pelo fabricante; treinamento fornecido pelo fabricante; literatura publicada sobre o algoritmo de cálculo; comparação dos cálculos com medidas geométricas de simulador; comparação de cálculo com medidas geometrias de simuladores antropomórficos; dosimetria in vivo (IAEA, 2004).

O Comissionamento é uma das etapas mais importantes de todo o programa de garantia de qualidade para Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS). Para Haken (1996) este processo pode ser dividido em duas partes, comissionamento não dosimétrico e comissionamento dosimétrico .

Comissionamento não dosimétrico é utilizado para manipular as funções do sistema de planejamento envolvidas com cálculos de dose. Comissionamento dosimétrico é usado para validar o cálculo de um sistema de planejamento. Envolve testes da função do sistema, documentação das diferentes capacidades e verificação da habilidade do algoritmo de cálculo de dose para produzir de forma real os cálculos de dose medidos.

Por quê comissionamento? Para que aumente o a Garantia da Qualidade (GQ) do TPS e processo de planejamento. Pode ser feito de várias maneiras: por meio de testes de desempenho de planejamento de tratamento que visa à promoção de experiência ao usuário do TPS; teste de cálculo, pois dá uma indicação da capacidade e limite do algoritmo de cálculo de dose e outros dispositivos associados; testes escritos para proporcionar aos usuários indicações das capacidades globais do sistema e alcance clínico. A tabela1 a seguir mostra alguns destes testes

Tabela1: Testes de para avaliar capacidade do sistema de planejamento

Teste	Capacidade
Anatomia do paciente	-
Tamanho do campo e forma	Mandíbulas colimadoras, Blocos e bandejas
Set-up do feixe	Set –up da técnica de tramento SSD e isocentro; Ângulo de rotação do gantry e colimadores, sem ângulo de rotação da mesa
Acessórios	Cunhas (rígida)
Demonstrador do feixe	Planos axiais oferecidos para o planejamento
BEV	Sem BEV
Correção de heterogeneidade	Correção da densidade do bulk
Documentação e plano de transferência	Saída de disco rígido; sem transferência

Fonte:((IAEA,2004)- TECHNICAL REPORTS SERIES No. 430

2.3.4 Critérios de aceitação

A Comissão Internacional de Unidades de Radiação (ICRU *International Commission of Radiation Units and Measurements*, 1978) tem especificado uma tolerância de 2% na acurácia de dose relativa em regiões de baixo gradiente ou 2,0mm de acurácia espacial em regiões de alto gradiente de dose.No de acordo com documentos de alguns grandes centros (STARKSCHALL et al. 1998) . No entanto pouco realístico, sendo os critérios de aceitação de J. Van Dyk amplamente aceito dentro da comunidade de Físicos Médicos.

Os critérios de Van Dyk são uns dos mais recentes testes de Garantia da Qualidade e foi proposto por Van Dyk na reunião anual da Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM-AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE) em 2001.

Neste relatório, Van Dyk propôs alguns os seguintes testes de checagem após testes de aceitação e comissionamento do sistema de planejamento de tratamento: Da documentação do sistema e treinamento do usuário, Incertezas da fonte, Sugerir tolerância, iniciar sistema de checagem, Controle de qualidade (QC) para verificação de sistema de repetição, verificação de unidade monitora, dosimetria in vitro /vivo e administração.Podemos visualizar alguns desses critérios de aceitação de Van Dyk por meio da tabela 2 abaixo.

Tabela2- Critério de aceitação proposto por Van Dyk (2001) para fótons:

Distribuição de densidade	homogeneidade	heterogeneidade
Dados do raio central	2 %	3 %
Dose alta, gradiente baixo	3 %	4 %
Alto gradiente	4 mm	4 mm
Dose baixa, baixo gradiente	3 %	3 %

Fonte: J.Van Dyk (2001)

Além desses critérios acima, Van Dyk também propõe mudanças nos testes de garantia de qualidade. Em planejamento 3-D sugestiona a verificação da acurácia das informações da imagem adquiria e transferida por meio de seus dispositivos.

Exemplo de critérios de aceitação segundo (IAEA, 2004) para cálculo de dose externa pode ser observados na tabela 3 abaixo.

Tabela 3: Critérios de aceitação de acordo com TRS-430 para objetos simuladores homogêneos.

Situação	Dose absoluta em ponto de normalização %	Raio central %	Feixe Interno %	Penumbra mm	Feixe externo %	Região de build-up %
Campo quadrado	0.5	1	1.2	2	2	20
Campo retangular	0,5	1.5	2	2	2	20
Campos assimétricos	1	2	3	2	3	20
Campos com blocos	1	2	3	2	5	50
Campos formados por MLC	1	2	3	3	5	20
Campos com cunhas	2	2	5	3	5	50
Variação da superfície externa	1	1	3	2	5	20
Variação de SSD	1	1	1.5	2	2	40

Fonte: AIEA (2004) - TECHNICAL REPORTS SERIES N°. 430

Na tabela 4 abaixo estão alguns critérios de aceitação (KUTCHER, et all, 1994) da associação americana de físicos em medicina e critérios próprios.

Tabela 4 Recomendações dos critérios de garantia de qualidade em de Sistema de planejamento de tratamento

Comparação	Tolerância
Dose pontual em área de alto gradiente	2% ou 2mm
Dose pontual em área de baixo gradiente	1%
Perfil de dose	1mm
DVH	1mm ou 1unidade fora da posição
Linha de isodose	1mm
DRR	1mm
Impressora	1mm
Digitalizador	1mm

Fonte: Task group – 40 (KUTCHER, G.J., et al., 1994)

O software Pinnacle³ conta com o algoritmo de cálculo de dose em 3D por superposição de convoluções para setores cônicos (*CCCS-Collapsed Cone Convolution Superposition*) para cálculo de dose com feixes de fótons segundo (Mackie et al. 1985). Este modelo calcula doses a partir de princípios básicos e usa um conjunto limitado de medidas para ajustar seu modelo aos dados medidos.

Correções são feitas, nesse modelo, para irregularidades da superfície do paciente, heterogeneidade de tecido em tomografia computadorizada (TC), objeto simulador e pelo cabeçote da máquina, e dispositivos de modelagem do feixe tais como bolus, cunhas, blocos,

colimadores multi-lâminas e compensadores o qual segue os critérios de aceitação de Van Dik.

Para feixes de elétrons o Pinnacle³ usa um algoritmo padrão de calculo de dose "pencil beam" de acordo com (Hogstrom, 1981), o qual visa dar cálculos um tanto quanto realístico, mas para o uso clínico há um processo de habilitação do uso chamado de comissionamento que tem por objetivo aumentar a garantia de qualidade do planejamento de tratamento.

Após adequar o sistema de Planejamento às normas, nos atemos aos procedimentos práticos para comissionamento do equipamento iniciando com a criação da máquina no software, ou seja, o registro da máquina ELEKTA Pricise com subseqüente introdução das informações das características físicas do equipamento ao Sistema de Planejamento.

Essa etapa consiste de inserir dados do equipamento tais como, características dos limites angulares dos colimadores, gantry, mesa, mandíbulas, filtros MLC, cones de elétrons, filtro compensador e sistemas de revisão (BEV), distância fonte eixo (SAD) e definição de unidade monitora máxima. As figuras (1, 2, 3, 4 e 5) abaixo ilustram a introdução de algumas dessas características na máquina através da janela "Machine Editor".

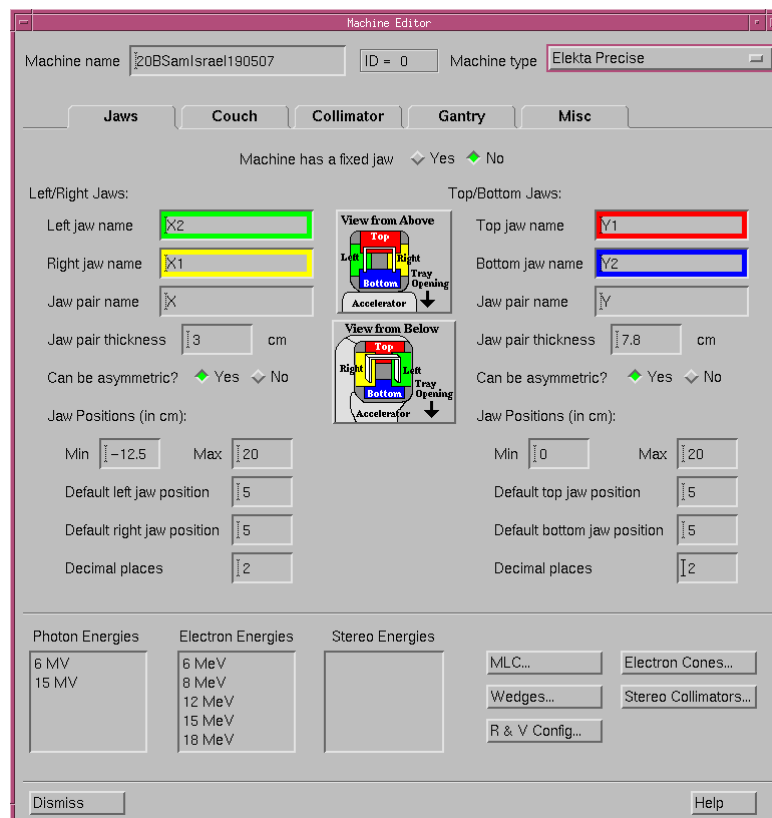


Figura1: Dados referente às mandíbulas esquerda e direita inferiores e superiores respectivamente.

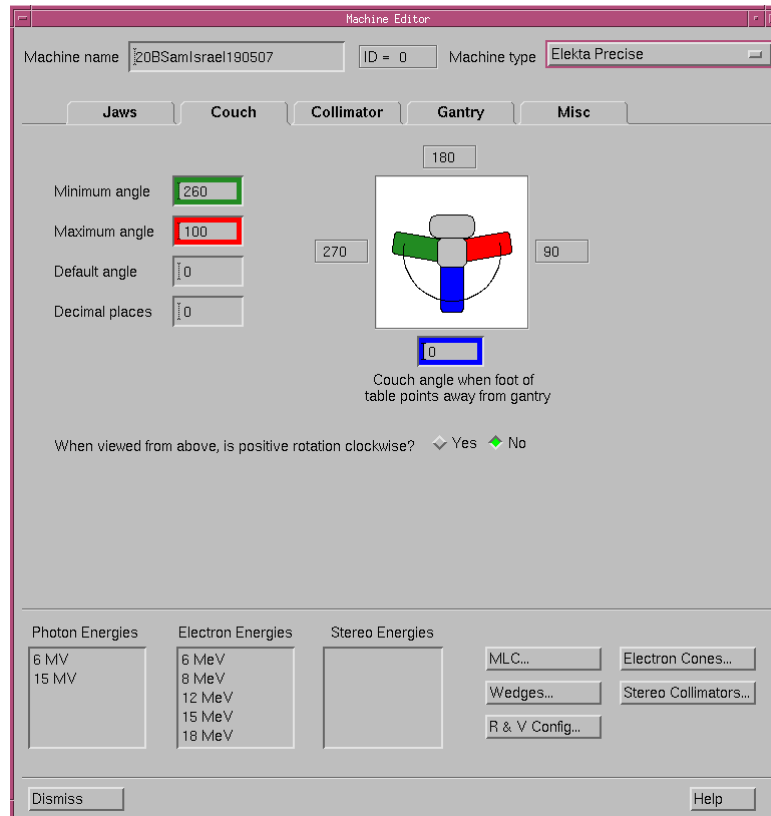
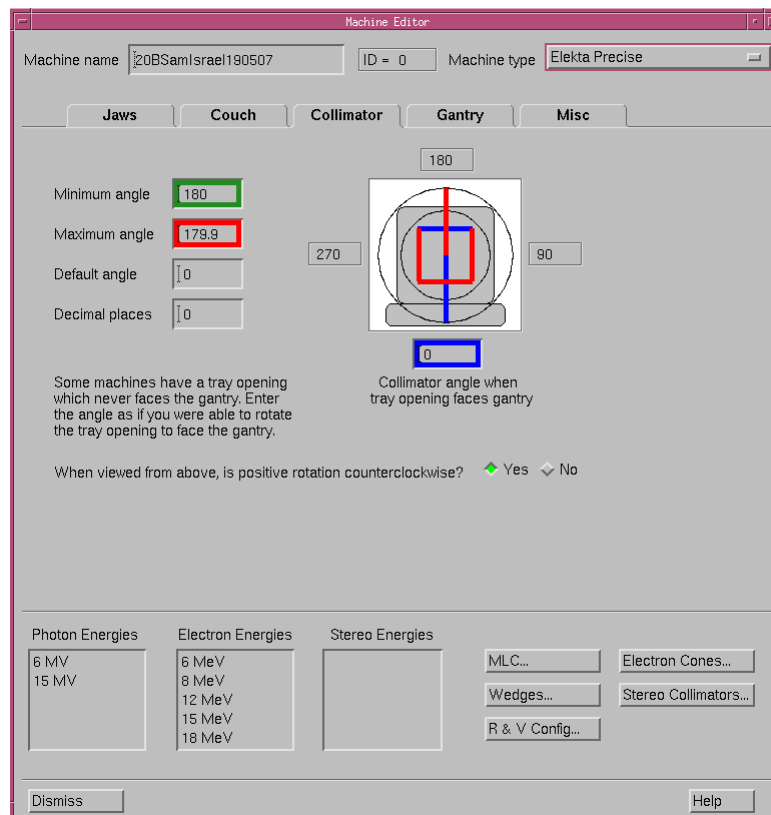


Figura 2: Dados referentes à angulação da mesa.



Fifura3: Introdução da angulação de referência dos colimadores.

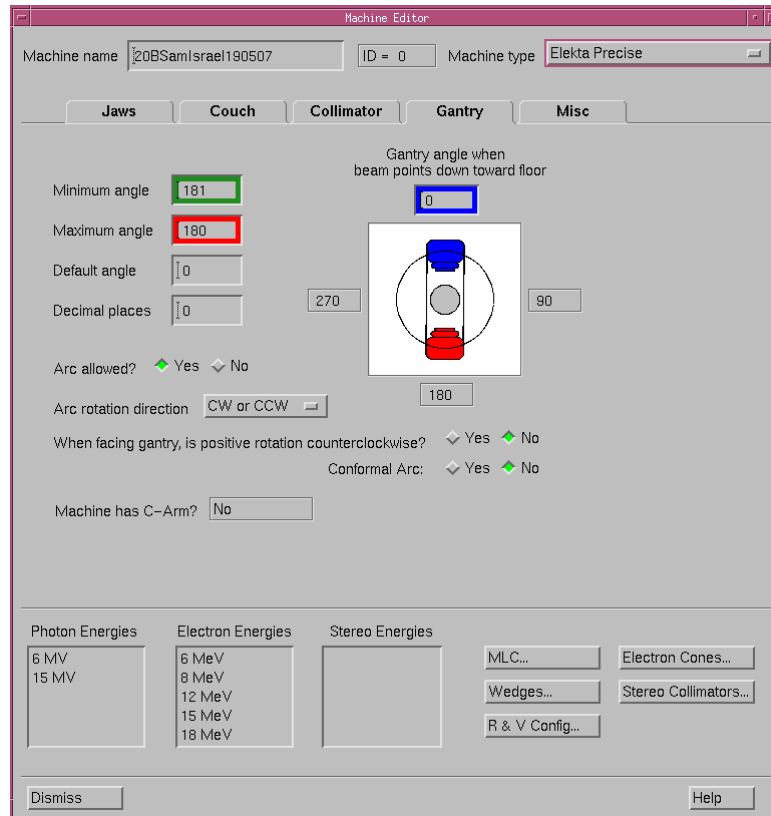


Figura4: Introdução da angulação de referência do Gantry.

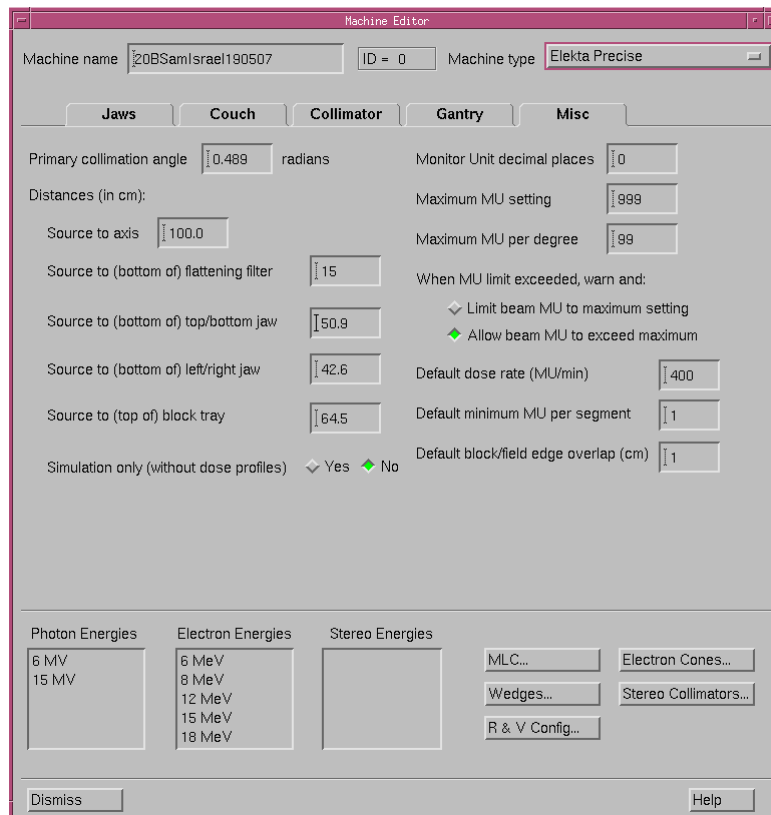


Figura5: Introdução da unidade monitora, distância fonte superfície, de referência.

2.4 COLETA DE DADOS

De acordo com os interesses deste presente estudo essas são as áreas a serem observadas e delas extraídas as informações geradoras de toda finalidade deste trabalho. A parametrização do feixe de fótons. As regiões a serem abordadas nesse trabalho podem ser vistas por meio da figura 6 abaixo.

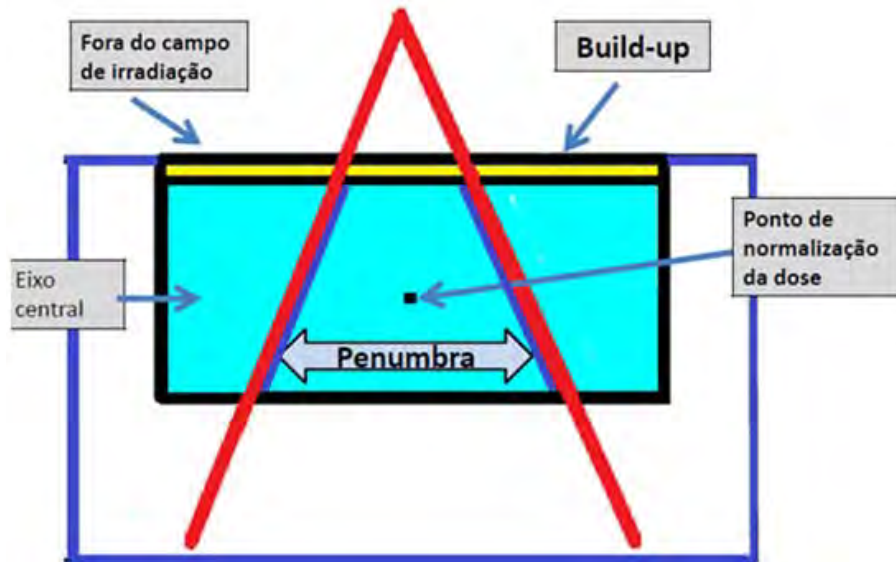


Figura6: Regiões referentes ao campo de irradiação e fora do campo de irradiação Buld-up – Região da superfície até ao ponto de dose máxima, tanto dentro quanto fora do feixe; Penumbra – 0,5 cm dentro e fora de cada feixe ou bloco; Fora do campo de irradiação – Região externa ao feixe; Ponto de normalização – Ponto de normalização da dose absoluto; Eixo central – Eixo central do feixe de irradiação.

Primeiramente foi realizado um estudo relacionada a calibração e determinação das características de feixes de fótons e de elétrons de uso clínico baseado no código internacional de práticas para dosimetria baseado em padrões de determinação de dose absorvida na água, Série de Relatórios Técnicos número 398 (IAEA, 2000).

Este código de práticas aborda de forma objetiva conceitos dosimétricos relacionadas á calibração de feixes de fótons de alta energia tanto quanto os de elétrons com o objetivo de diminuir as incertezas na dosimetria de feixes de radioterapia, promovendo um método fidedigno de medição.

Depois de efetuada a etapa de estudos teóricos á respeito da metodologia dosimétrica seguimos da determinação prática de todos os dados pertinentes e calibrações. Desse modo, preparamos todas as ferramentas necessárias tais como: objeto simulador; eletrômetro; e fonte de tensão.

Objetos simuladores são feitos de materiais sólidos práticos tais como, lucite poliestireno, plástico tecido equivalente A-150, água sólida (WT1), água sólida e água virtual que mimetizam a água em termos de três parâmetros fundamentais, densidade de massa, número de elétrons por grama e úmero atômico efetivo.O número atômico efetivo (Z_{eff}) depende da composição atômica da mistura que compõem o material bem como da qualidade e tipo de feixe de radiação dada pela equação 1 conforme (PODGORSKAK, 2005).

$$Z_{\text{off}} = \frac{\sum_i a_i Z_i^2}{\sum_i a_i Z_i} \quad (1)$$

Onde :

I = fração de massa dos i elementos constituintes;
 Z_i = número atômico do i elementos constituintes;
 A_i = massa atômica dos i elementos constituintes.

Materiais de plástico sólido são normalmente utilizados nos objetos simuladores, porém, não são substitutos do tecido universal (água), uma vez que nem todos os três parâmetros de equivalência exigida para o plástico podem ser combinados de forma com os da água.

Para IAEA (2000), água é recomendada como meio de referência para medida de dose absorvida tanto para feixes de fótons quanto para feixes de elétrons. Para o uso prático, o objeto simulador deve se estender 5 cm além dos quatro lados do maior tamanho de campo empregado na profundidade de medida. Também deve haver uma margem de 5g/cm² acima da profundidade de máxima medição.

Eletrômetro e fonte de tensão: - Eletrômetros são dispositivos para medir pequenas correntes, da ordem de 10⁻⁹ A ou menos. Um eletrômetro usado em conjunto com uma câmara de ionização possui um amplificador operacional com um resistor ou capacitor o qual permite coletar cargas em intervalos de tempo regulares e alto ganho. O conjunto de medição de corrente (ou carga) envolve um eletrômetro e uma fonte de alimentação de tensão polarizada da câmara de ionização. O eletrômetro possui um dispositivo de demonstração digital com poder de resolução de quatro dígitos.

Deve-se ressaltar que todos os procedimentos e ferramentas utilizados foram previamente inspecionados. No caso da câmara de ionização e do eletrômetro foram checadas as datas de calibração com laboratório padrão, pois em nosso caso o eletrômetro e a câmara de ionização são separados.

2.5 Montagem do dispositivo

Em seguida montamos todos os dispositivos demonstrados acima da seguinte forma: Montamos o objeto simulador com a torre, para apoio da câmara de ionização, sobre a mesa do acelerador e conectando a câmara de ionização ao eletrômetro.

Logo após, seguida começamos a efetuar medidas obtendo dados de perfil no plano transversal (Cross-Plan) e no plano (In Plane) varrendo os campos de 2x2cm², 3x3cm² assim sucessivamente até o campo de 30x30cm², seguido da obtenção dos perfis em profundidade para as profundidades de dose máxima, 5cm, 10cm, 20cm e 30cm, profundidades essas as quais o software requer para efetuar a parametrização do feixe.

A etapa seguinte foi varrer o objeto simulador no seu eixo central em profundidade de modo a obter dados pertinentes a porcentagem de dose profunda para cada campo dado acima. Após efetuar tais medidas, deve efetuar essas mesmas medidas utilizando filtros compensadores que em nosso estudo foi utilizado apenas com filtro de 60 graus, único filtro compensador usado pelo ELEKTA Pricise. Desse modo, há dados suficientes para alimentar o software e assim dar início a modelagem do sistema.

Cabe ressaltar que para cada sistema de planejamento há um grupo de medidas específicas sendo as propostas nesse estudo apenas dados necessário a esse sistema de planejamento.

2.6 Modelagem

Após a coleta de informações dos perfis no plano transversal, no plano, em profundidade e porcentagem de dose profunda começamos a transferir os dados coletados ao software e assim dando início ao processo de modelagem. Os dados referentes às informações coletadas são armazenados no formato ASCII a fim de obter a parametrização dos feixes propostos em estudo e de fazer os dados reais serem reproduzidos, da melhor forma possível no sistema virtual devemos proceder a modelagem do sistema de planejamento de modo a fazer o virtual coincidir com o real.

Nesse sentido o software possui ferramentas de modelagem as quais permitem ao usuário do sistema de planejamento, alterar de modo prudente e responsável, parâmetros tais como penumbra do feixe, planura, espectro de energia, perfil de porcentagem de dose profunda seguindo os critérios propostos acima para cada tipo de feixe utilizado.

Todo esse processo visa otimizar a distribuição de dose, ou seja, tornar minha distribuição de dose mais precisa e acurada possível tornando meu sistema mais fidedigno. Além dos dispositivos manuais de modelagem o software Pinnacle³ possui o modo automático de modelagem, não sendo o objetivo de nosso estudo.

Antes de iniciar a inserção dos dados medidos à máquina devemos checar dentro do banco de dados do sistema de planejamento se todos os parâmetros relacionados as características físicas, formas de tratamento, energia e, modelo do feixe estão devidamente inseridos para que possa importar os dados referentes as medidas coletadas acima e assim iniciar a modelagem. Primeiramente importamos os dados medidos por meio de arquivos em ASCII.

Devemos ressaltar nesse ponto que o modelo de inserção de dados tanto para fótons quanto para elétrons são os mesmos para o sistema de planejamento Pinnacle. As medidas então são organizadas na máquina por energia e medidas geométricas.

2.6.1 Modelagem de fótons

A modelagem de fótons consiste na observação nos perfis de dose onde seus efeitos são mais aparentes e sendo aqui adotados os critérios de Van Dyk citados acima. Desta maneira inseriu-se os dados medidos à respeito da energia do fóton (6 MV) ao sistema de planejamento seguido da introdução do fator bandeja de referência, salvou-se esses dados e computou-se os perfis de dose no plano transversal (“*Cross-Plane*”), no plano (“*In Plane*”) e perfil em profundidade observando os perfis no sistema de planejamento tal como na figura 7 abaixo.

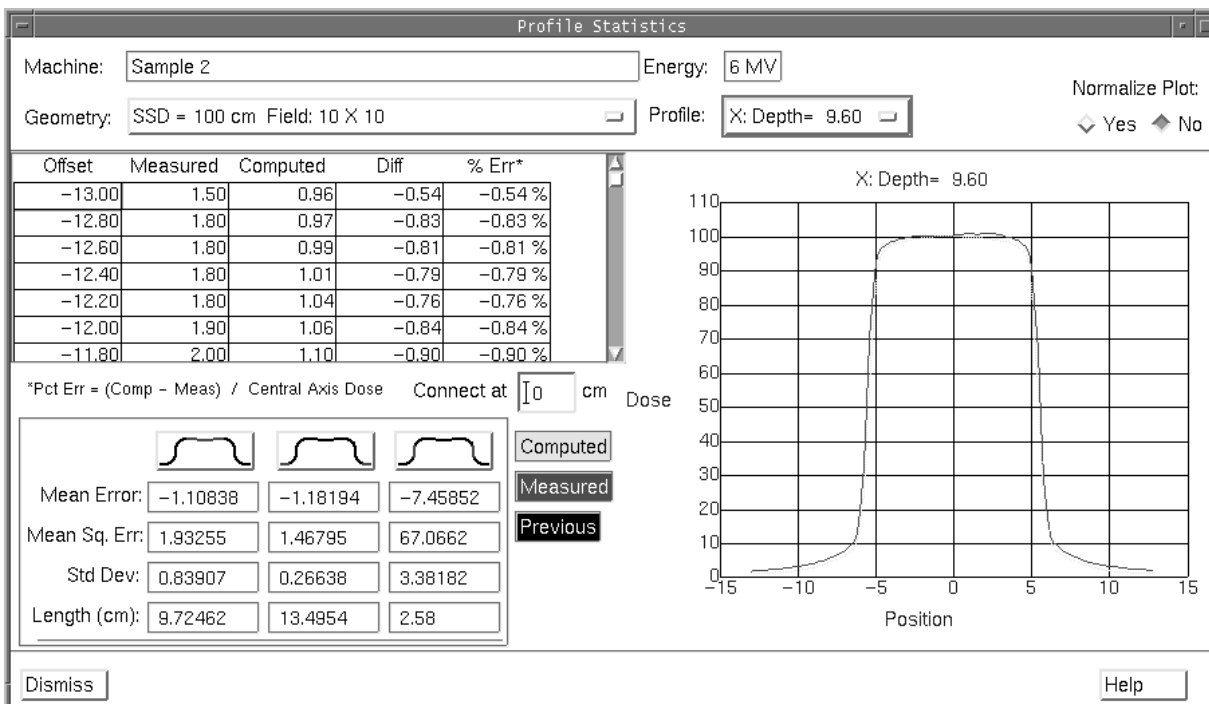


Figura 7: Perfil de dose em profundidade

Para otimizar este processo, iniciou-se o processo de modelagem manual dos parâmetros do espectro de energia, tais como região de dose crescente (build-up), onde há contaminação por elétrons, e filtro, certificando-se de ter desligado a contaminação por elétrons e assim fazer a modelagem por comparação, entre os valores computados e medidos, para cada perfil em análise até que as curvas dos dois espectros coincidam ou estejam dentro de valores aceitáveis de medidas de acordo com o critério de van Dyk, exposto acima, sendo fornecido a visualização desses ajustes no própria janela de modelagem.

Logo, selecionou-se a energia de 6MV e dá-se início acessando a janela ferramenta físicas do fóton “Photon Physics Tool” mostrado em vermelho na figura 2 abaixo e clica-se no botão “Model” para que dados referentes à máquina e edição de modelagem do fóton aparecerão. Como demonstrado na figura abaixo:

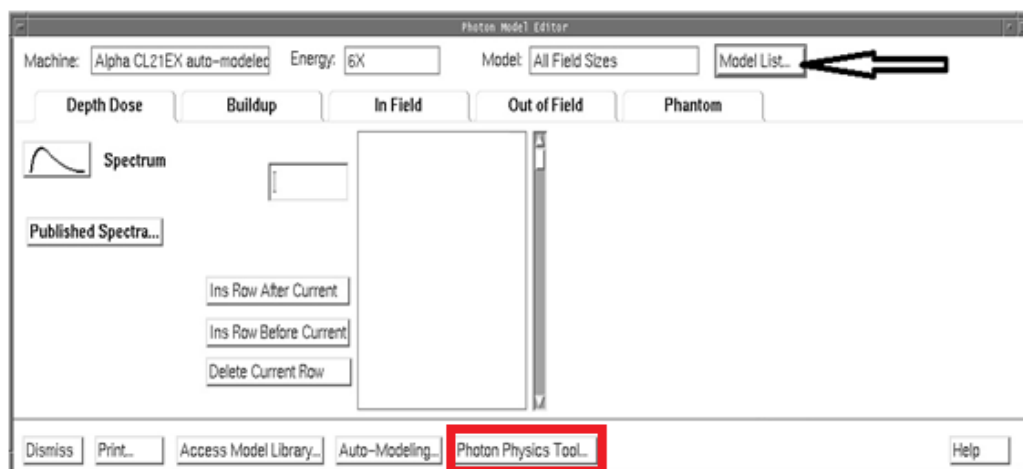


Figura8: Seleção de energia e modelagem do feixe

Na sequência, na janela “Depth Dose” (figura 3 abaixo) clica-se no botão “Published Spectra” pela (flecha em vermelho) e com isso o espectro aparecerá da seguinte forma:

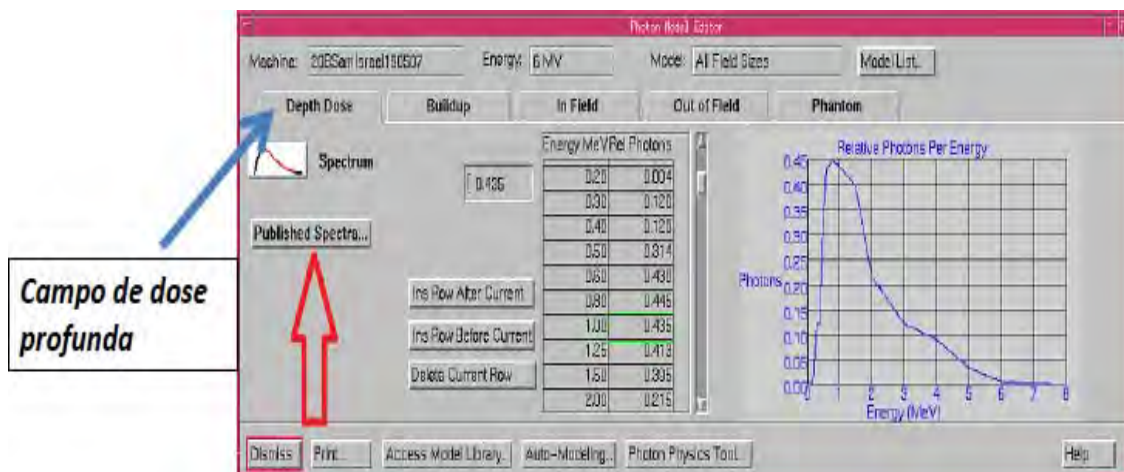


Figura9: Demonstração do espectro de energia.

Para modelagem do espectro a proposta de estudo foi utilizar da comparação entre os valores computados e medidos até que a curva computada seja a mais próxima possível daquela medida e para checagem da modelagem foi utilizada a janela *Machine* "Data Model" e clica-se no botão "Detail" e o perfil estatístico da sua modelagem aparecerá, como mostra a figura abaixo.



Figura10: Demonstração do perfil estatístico.

Com isso será permitido a comparação entre dados computados e medidos. Se por acaso ocorrer desajustes entre valor computado e medido deverá ser novamente ajustado o espectro do feixe alterando o numero de fótons (aumentando ou diminuindo) em relação às energias que não estão coincidentes.

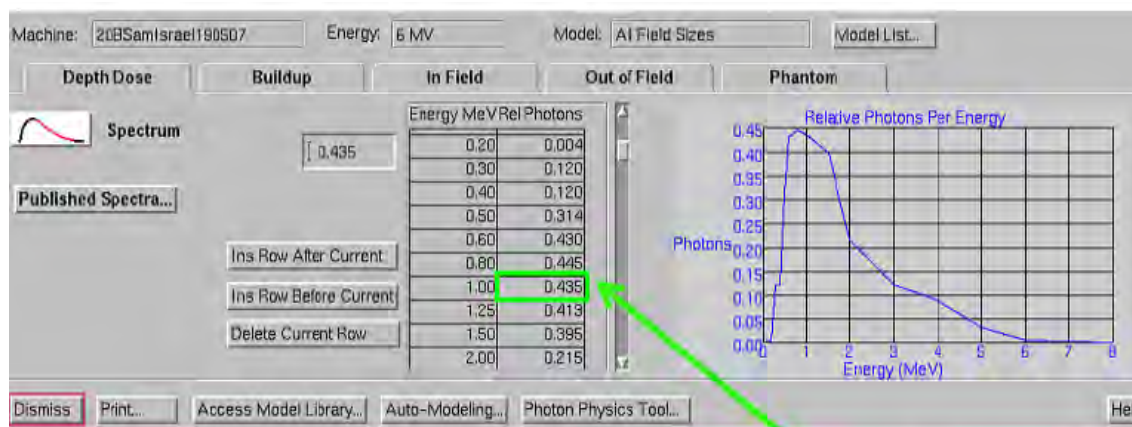
Profundidades maiores- Se a cauda da curva de dose profunda calculada é maior que a curva dose profunda medida, deve-se ajustar o espectro por meio da diminuição de fótons de altas energias. Da mesma maneira, se a cauda da curva de dose profunda calculada for menor que a cauda da curva medida, deve-se aumentar o número de fótons de altas energias.

Profundidades intermediárias - Se as caudas coincidem bem, mas a média das curvas de dose profunda computada é maior que a média da curva de dose profunda medida, deve-se ajustar o espectro por meio da diminuição de fótons de energia de alcance médio. Do mesmo

modo, se as caudas coincidem bem, mas a média das curvas de dose profunda computada for menor que a média da curva de dose profunda medida, deve-se ajustar o espectro por meio do aumento do número de fótons de médio alcance.

Sendo que os valores de ajuste não são usados arbitrariamente, pois deve-se selecionar as energias correspondentes ao cerne da dose espalhada. Se você tem medido o espectro em sua máquina e deseja inserir seus próprios dados, você deve ter a certeza de que o espectro é amostrado armazenou a energia correta. Se não, deve-se fazer uma nova amostragem do espectro de modo a conservar a energia.

Para mudança no número de fótons, deve-se clicar no campo de interesse que estão na região superior da tabela. Digite o valor e depois deve clicar no botão verde ou pressione “enter” para aceitar o valor. A janela abaixo ilustra tal campo



Uso da tabela de espectro de energia do feixe para mudar o numero de fótons para uma energia

Figura 11: Janela de mudança do número de fótons.

Recomputa-se o valor de dose profunda medida e verifica se houve melhora ou se piorou com relação ao espectro anterior.se fazendo todos esses passos até que se obtenha valores comparativos de acordo com os critérios adotados neste presente estudo e com isso dando a sequência ao estudo por meio da modelagem de parâmetros ligados ao campo de irradiação.

2.6.2 Modelagem dos parâmetros de campo no modelo de fótons.

Para iniciar o processo, acessa-se o campo “in Field” na janela do editor de modelo de fóton, como mostra a seta figura6 abaixo:

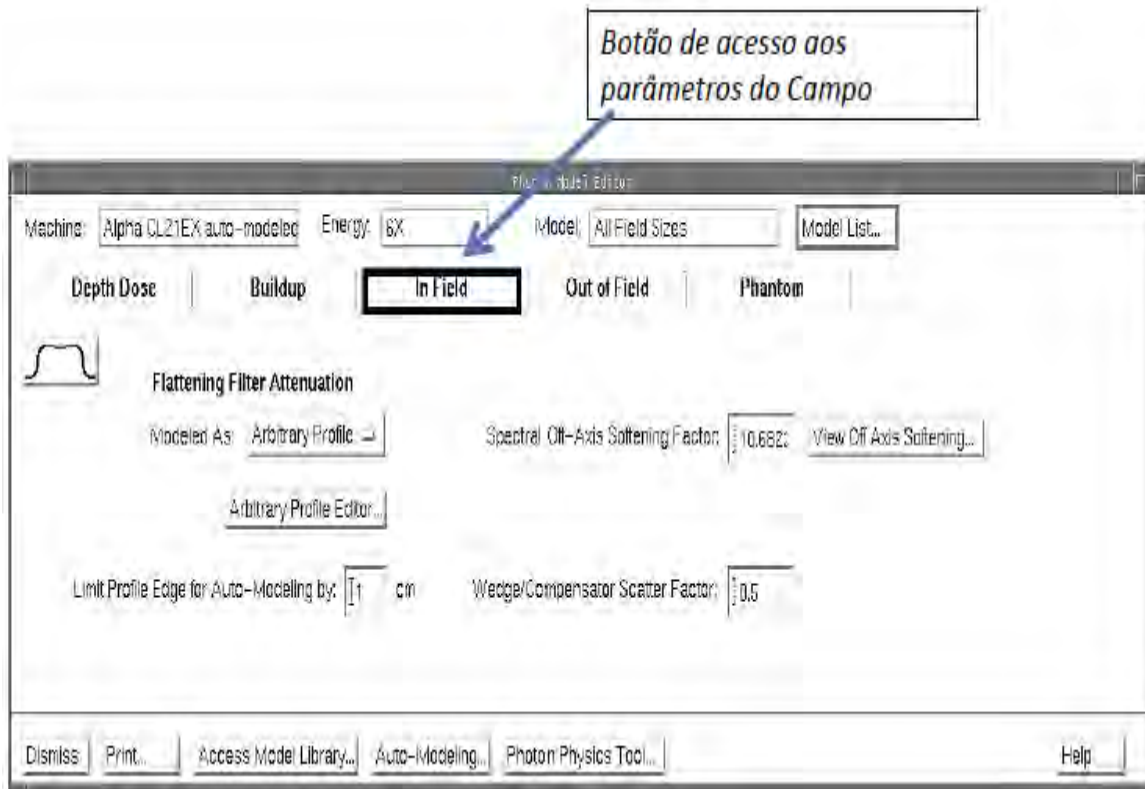


Figura 12: Janela de acesso a parâmetros fora do campo de irradiação.

Sendo que a atenuação do filtro achatador de feixe influencia tanto a fluência de fótons quanto a energia do fóton como função da distância “*off-axis*”, então, pode-se mudar o raio do cone do filtro ou perfil arbitrário sendo este parâmetro proposto em nosso estudo. A opção de perfil arbitrário (figura13 abaixo).

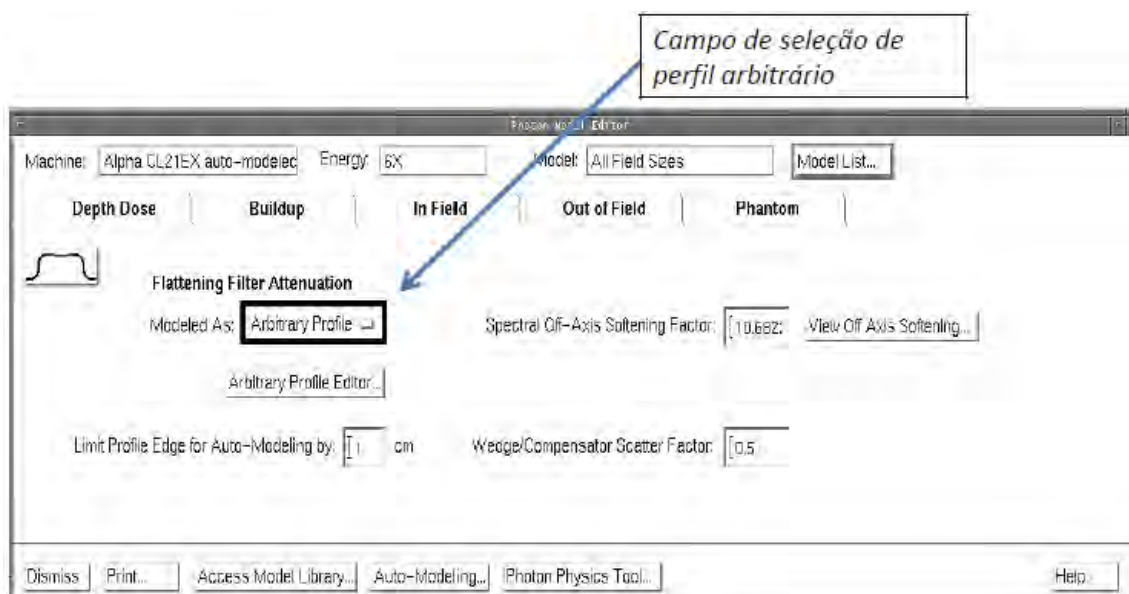


Figura 13: Seleção de perfil arbitrário.

Este campo permite criar perfis de fluências não lineares. Com isso, deve-se selecionar um perfil na lista de opções na janela, “*Edit Fluence Filter Profile*”, a qual aparecerá em seguida aparecerá em seguida (figura14):

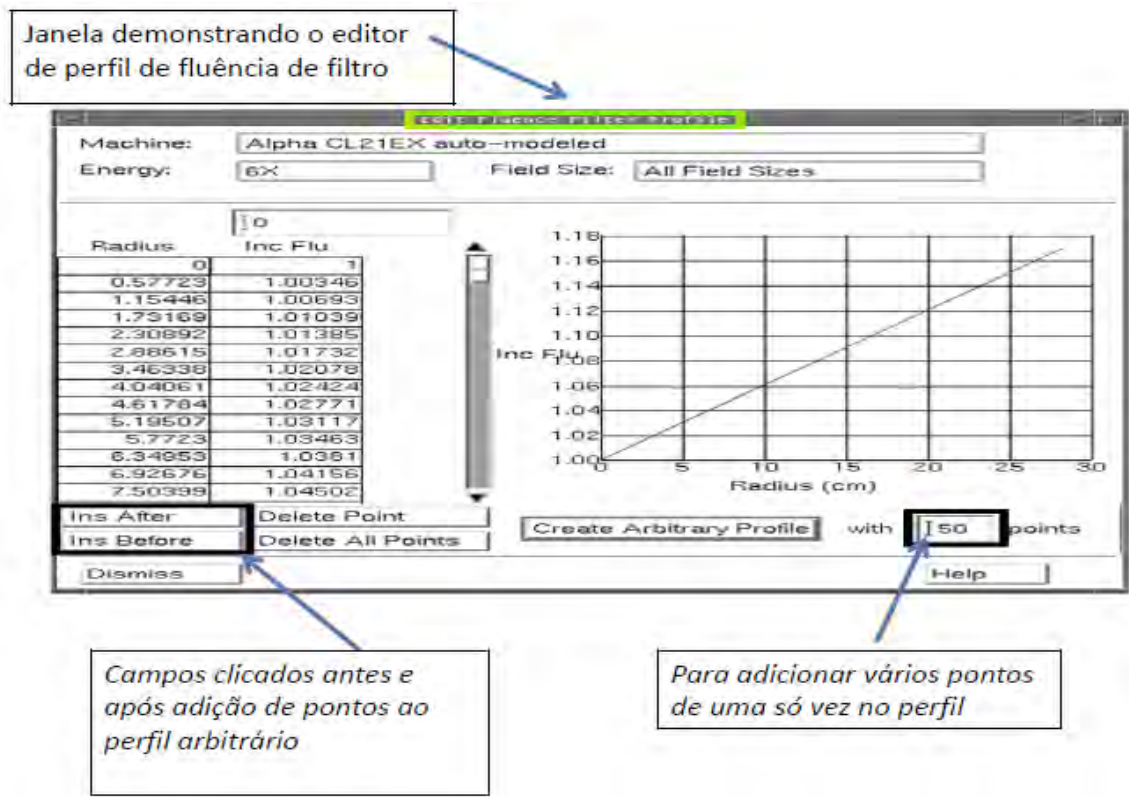


Figura 14: Janela de editor de fluência não linear

É aconselhável, muitas vezes, revisar este perfil e Editá-lo se for necessário e, deve-se usar o botão” INS” antes e após adicionar pontos ao perfil ou tecla-se “delete” para excluir pontos do perfil. Se desejar adicionar vários pontos de uma só vez, basta entrar com tais valores no campo ” with xx points” da figura 14 acima e clicar o botão “Arbitrary Profile Button”.e com isso aparecerá o novo perfil na janela demonstrativa, sendo respeitado o intervalo entre 0 á 50 cm para o raio e fluência entre 0.5 á 1.5, caso contrário não será possível computar dose.

No entanto isso pode ser evitado se for acessado em “in plane” a opção “Limit Profile Edge for Auto-Modeling” como mostra a região em negrito da figura15 abaixo.

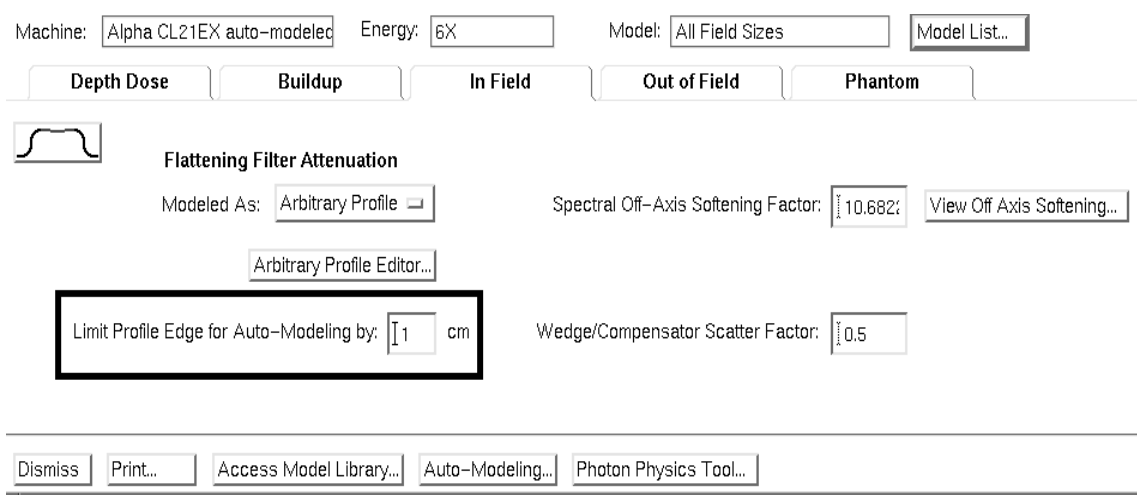


Figura15: Janela com limite de perfil para reajuste.

E o valor de referência é 0.5 cm (campo “Wedge/Compensator scatter factor acima) o qual está entre a região de dose elevada e penumbra na direção do eixo central do perfil a fim de reduzir os pontos de dados a partir da penumbra. Este ajuste é aplicado a todos os perfis de feixes transversais e geometrias e afeta somente auto-modelagem do perfil de influência arbitrária, ou seja, de extrema importância em nosso estudo por ser um artifício um tanto quanto eficaz e seguro.

Agora daremos atenção a outro fator preponderante na modelagem de parâmetros do campo, o raio do cone do filtro achatador.

Para modelagem do raio do cone, selecionamos, na opção “**Modeled As**”, o campo do raio do cone.

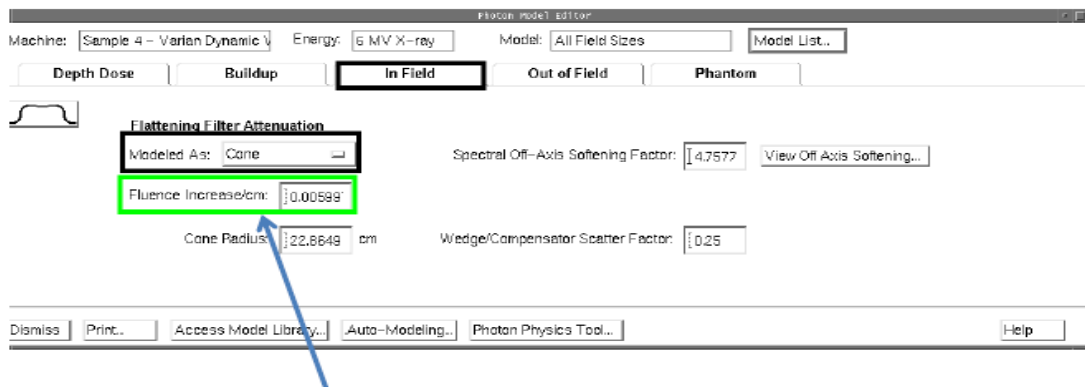


Figura 16: Janela de modificação da fluência.

O campo “*fluence increase/cm*” controla a taxa de aumento de fluência a medida que a distância “off-axis”(fora do eixo) aumenta até atingir o raio do cone, sendo a distância “off-axis” é medida no plano ortogonal ao feixe.assumindo de inicialmente a “fluência plana em todo o campo”, ou seja, este não sendo plano pode-se usar um parâmetro de uso e alterar a taxa de mudança do perfil como função da distancia ao eixo central. Todo este processo devido a este parâmetro estar associado ao efeitos da angulação do filtro achatador de feixe.

As figuras abaixo ilustram de forma clara tal situação.

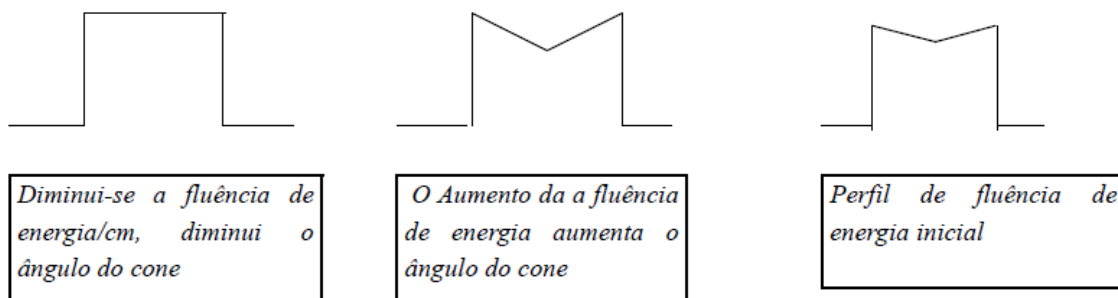


Figura 17: angulação da planura de acordo com a fluência

Sendo este parâmetro físico oferecido pelo software de grande interesse no ajuste do feixe e observado neste estudo. Para isso podemos faz-se ruma comparação de perfil computado e calculado utilizando dispositivos do software que apresentará a estatística da aproximação e com isso podemos usar os critérios pertinentes para aprovar ou desaprovar a modelagem feita com relação ao raio do cone. Em seguida dá-se início a pão parâmetro do fator de atenuação.

O fator de atenuação “*off-axis*” atenua o feixe a medida que a distância até o eixo central aumenta. A atenuação diminui o número de fótons de alta energia comparada aos de baixa energia e é causada principalmente pela absorção no filtro achatador. A medida que aumenta o fator de atenuação “*off-axis*”, aumenta o tamanho dos chifres observado nos perfis transversais próximos à superfície, devendo esse parâmetro devidamente ajustado e comparado ao medido segundo figura 16 abaixo.

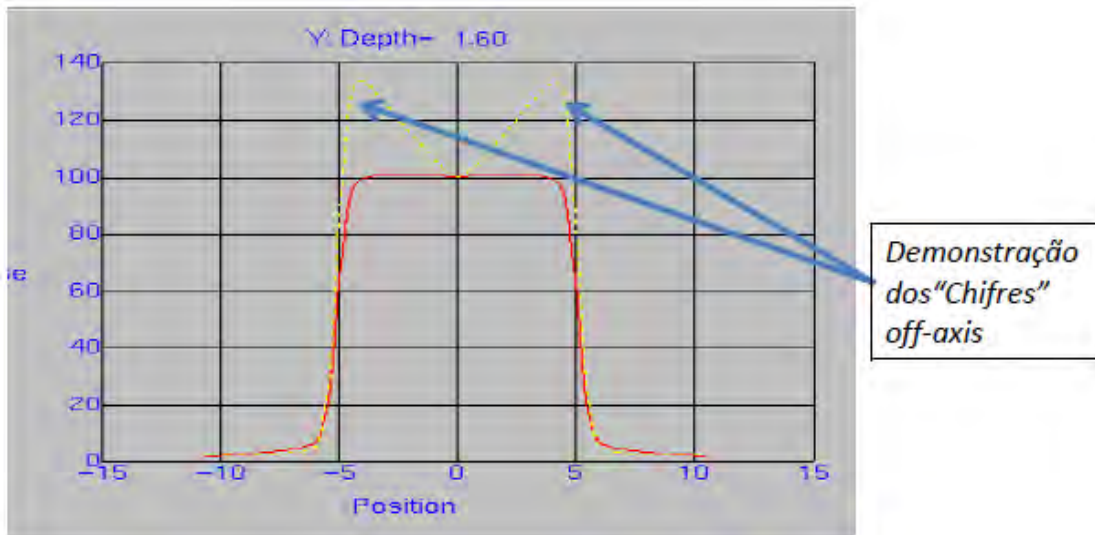


Figura16: Chifres devido ao aumento do fator atenuação.

Sendo assim finalizada a modelagem de parâmetros do campo e iniciado o ajuste dos parâmetros fora do campo.

2.6.3 Modelagem de parâmetros fora do campo do modelo de fótons

Após efetuada no plano, foi dada atenção a parâmetros fora do campo de modelagem dos parâmetros do modelo de fótons tais como a penumbra e caudas dos perfis por meio da modelagem dos parâmetros ligados ao tamanho da fonte e ao filtro achatador do acelerador, os quais são fonte de espalhamento, ou seja, gerador de dados imprecisos que devem ser modelados para ajustar o perfil de dose do feixe transversal.

Parâmetros como o fator de transmissão de MLC e mandíbulas também podem ser ajustados se necessário. Para ter-se acesso a tais campos, deve-se clicar em “*Out of Field*” da janela de editor de modelagem de acordo com a figura 17 abaixo.

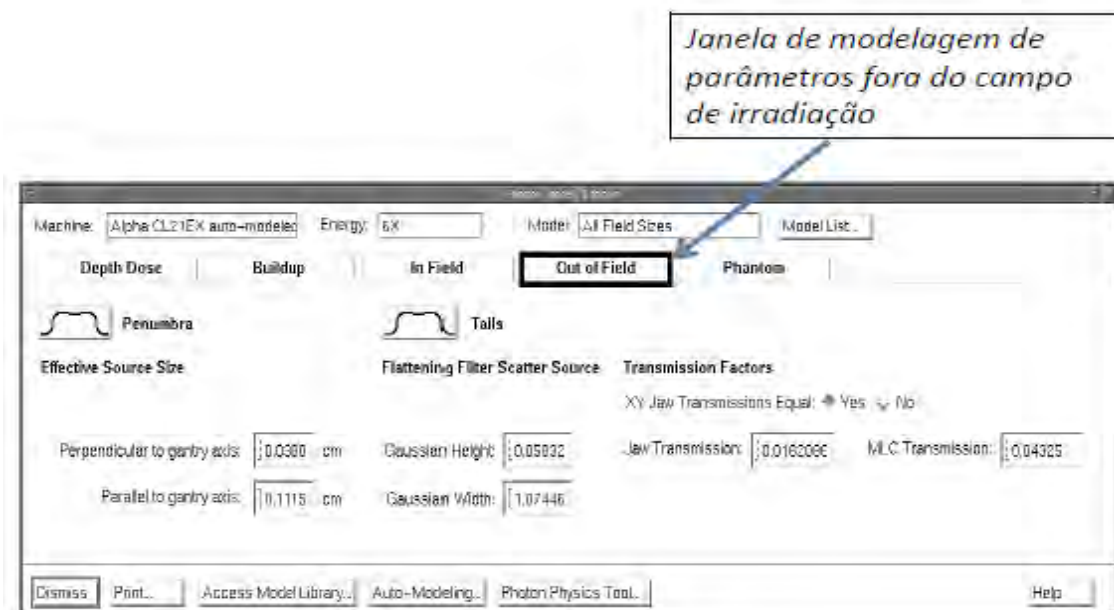


Figura 17: Janela de abertura de parâmetros fora do campo de irradiação.

Sendo neste campo demonstrados todos os parâmetros envolvidos na modelagem da penumbra e da cauda.

Definindo tamanho efetivo da fonte: Para modelagem da penumbra o software oferece o parâmetro físico tamanho efetivo da fonte, influenciado pelo parâmetro físico denominado fluência. Desse modo, o tamanho da fonte efetiva deve ser ajustado após equiparação aceitáveis entre os dados computados e medidos tanto em regiões de alto gradiente quanto os de baixo gradiente. A figura 18 abaixo ilustra tais regiões.

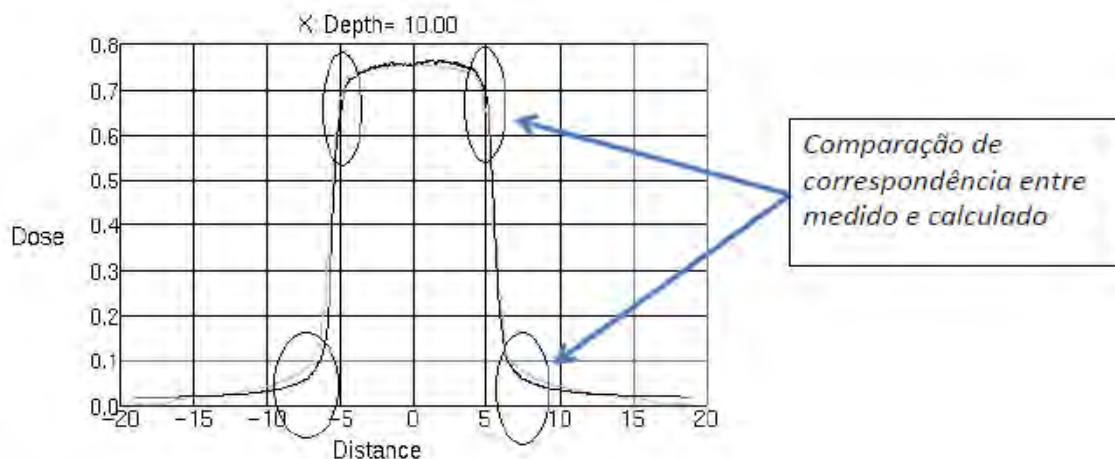


Figura 18: comparação entre regiões de alto gradiente computada e medida.

Esse parâmetro influencia ambos os perfis, in plane(Y) e cross plane(X), por esse motivo uma alteração no tamanho efetivo significa mudança no ombro e base do perfil da seguinte maneira:

- ✓ aumento do tamanho efetivo da fonte torna os ombros e base do perfil mais arredondado;
- ✓ diminuição do tamanho efetivo da fonte torna os ombros e base dos perfis mais quadrados.

Logo, deve-se ser feitos ajustes no parâmetro "fluence increase/cm" até que se obtenha valores aceitáveis entre perfil medido e computado. seguido esse processo, deve-se salvar todas as alterações no campo "photon physics tool".

Fonte de espalhamento do Filtro achatador - O software oferece a modelagem por meio de curva gaussiana deste em todo o perfil mesmo que este seja mais visível nas caudas do perfil. Primeiramente, deve-se comparar as duas caudado com o valor computado

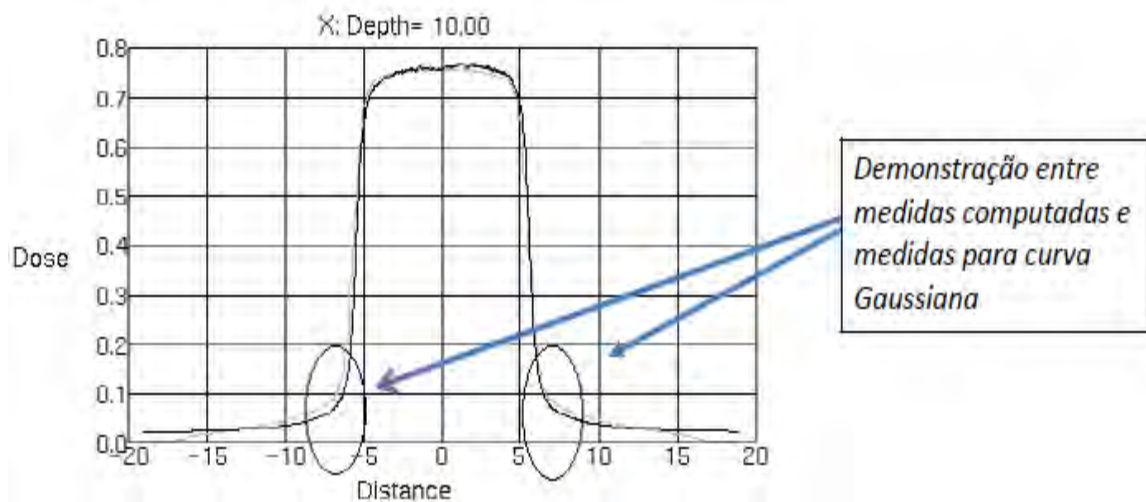


Figura 19 Comparação da base para espalhamento do filtro achatador entre medidas e computados.

Em seguida, caso não esteja bem ajustado, deve-se modificar o peso da curva até que os dados computados medidos e computados estejam dentro dos padrões de aceitação. Sendo terminado este processo, dá-se início a modelagem da contaminação de elétrons.

2.6.4 Modelagem da contaminação de elétrons

O parâmetro contaminação de elétrons controla a quantidade de dose de elétrons que é adicionado, na profundidade de dose máxima, onde elétrons têm efeito significativo. A taxa de queda na contaminação está relacionada à mudança na profundidade e campo. Para iniciar o processo deve-se clicar no botão "Buildup" destacado em negrito na figura 20 abaixo.

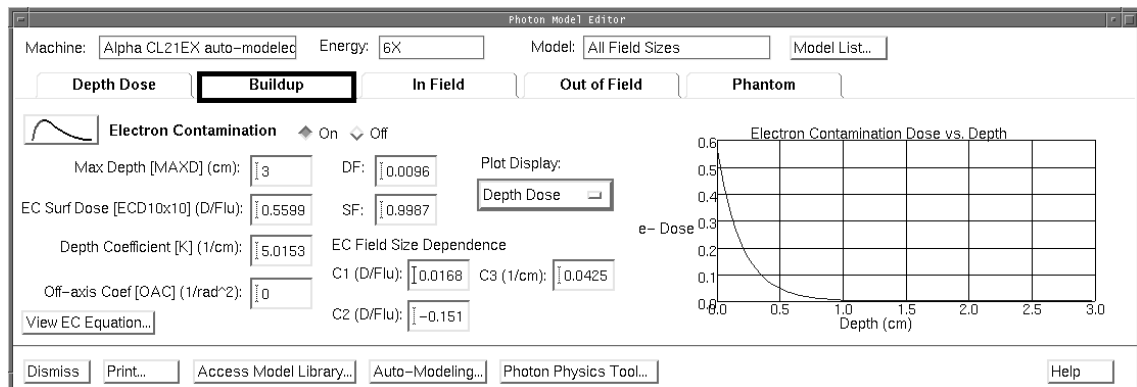


Figura 20: Janela de abertura do campo de modelagem de contaminação de elétrons.

Em seguida, deve-se usar uma grade de resolução justa que permite visualizar mudança dos parâmetros em um grande número de pontos na região tornando o ajuste mais correto possível. Estima-se a profundidade de contaminação de elétrons adicionando 1.0 ao

valor de $D_{m\acute{a}x}$ computado entrando com o valor no campo de profundidade máxima e computa-se o valor da dose profunda.

Depois, seleciona-se “dose surf EC” acima, observando-se os erros entre os valores medidos e computados para o perfil de dose profunda em 25cm de profundidade convertendo o erro ao campo EC e computa-se a dose profunda para um dado campo fazendo as observaoes pertinentes aos perfil medidos e computados. Se a dose na superfície também  alta, diminua EC, se for baixa, aumente EC até que se obtenha parâmetros coincidentes dentro dos critérios permitidos.

3. Resultados e Discussões:

3.1 Espectro de energia para 6 MV

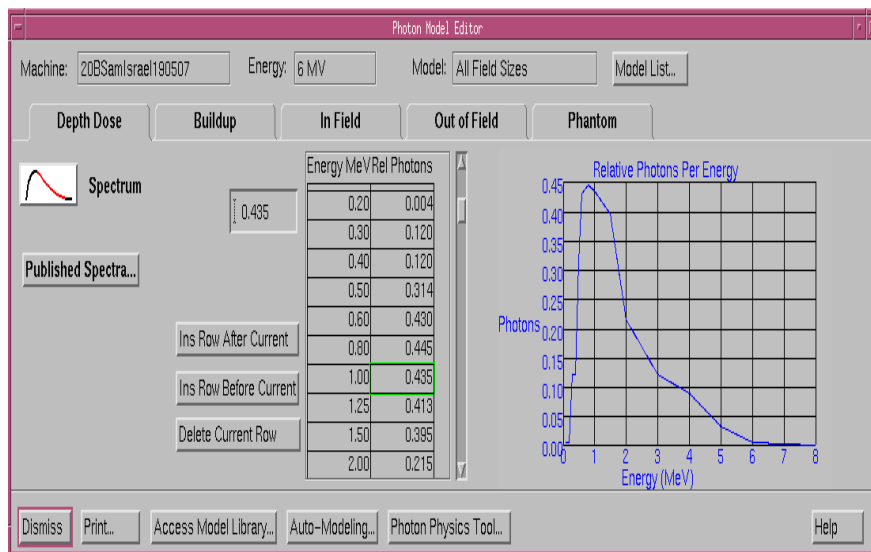


Figura 21: Espectro de energia referente aos dados medidos

3.2 Porcentagem de dose profunda

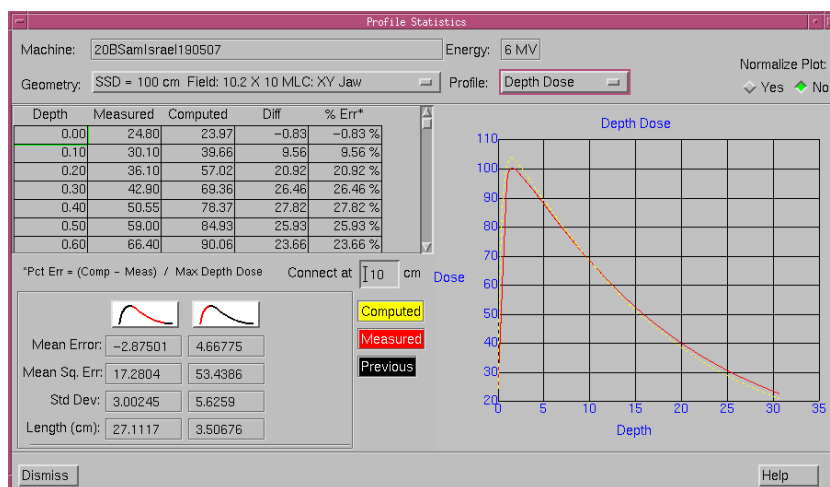


Figura 22: Modelagem referente à PDP. Em amarelo, PDP computada após modelagem e em vermelho a PDP medida.

3.3 Planura



Figura 23: Dados usados para modelagem referente à planura para o plano. No campo “Fluence increase/cm” e “cone radius” a inserção dos dados utilizados para modelagem referente à planura

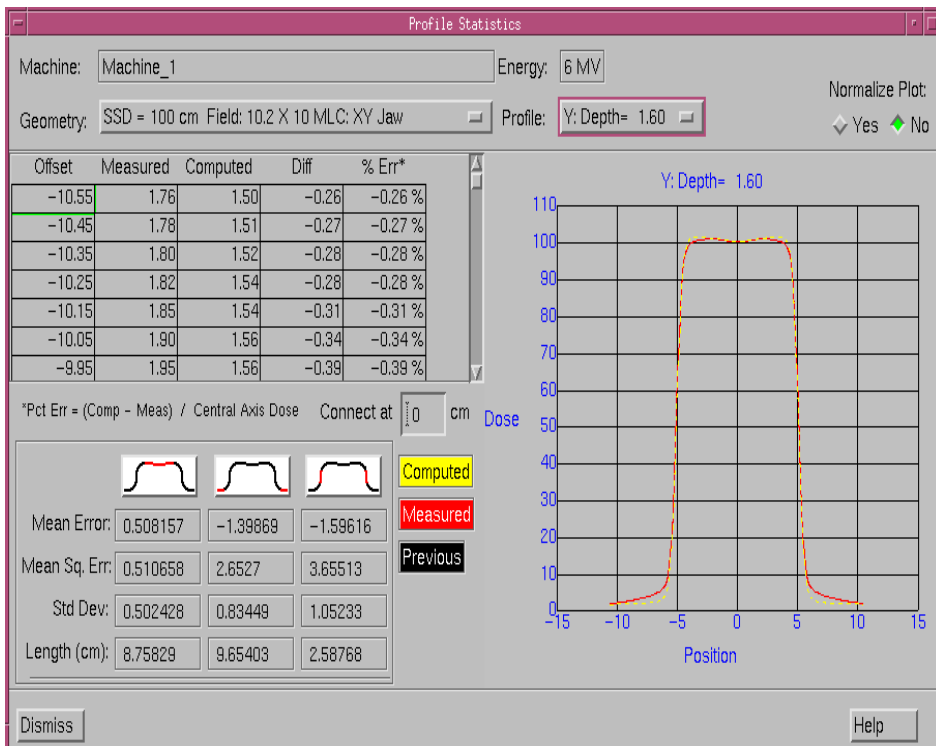


Figura 21: Modelagem referente à planura. Em amarelo, os valores computados após modelagem e em vermelho, os valores medidos.

3.4 Penumbra

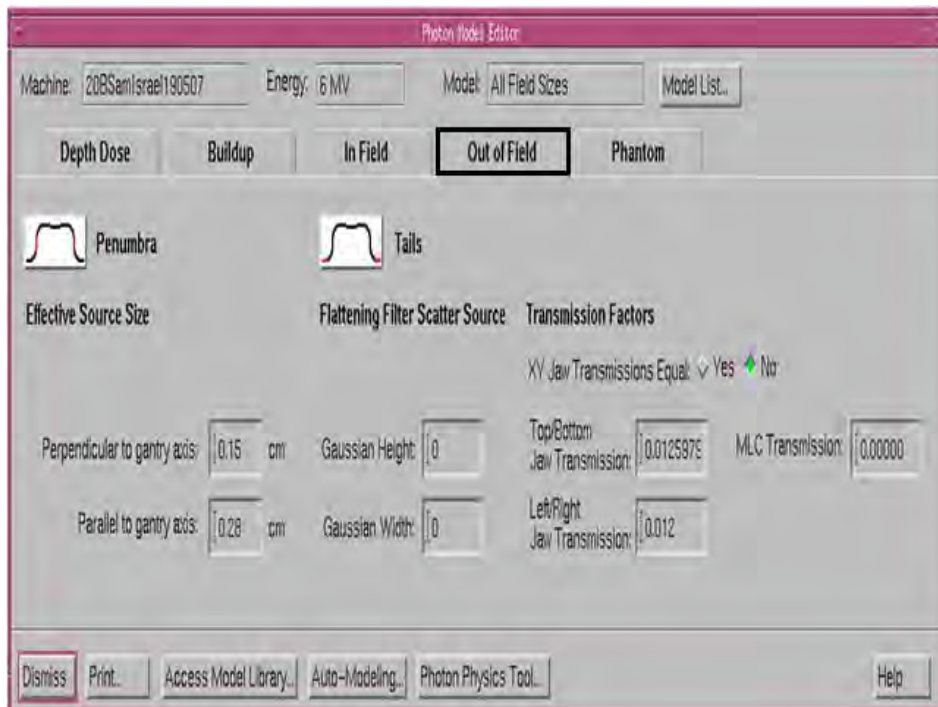


Figura 24: Dados referente à planura. Inserção de dados referente à a parâmetros fora do campo. Regiões de penumbra e base

3.5 Contaminação de elétrons

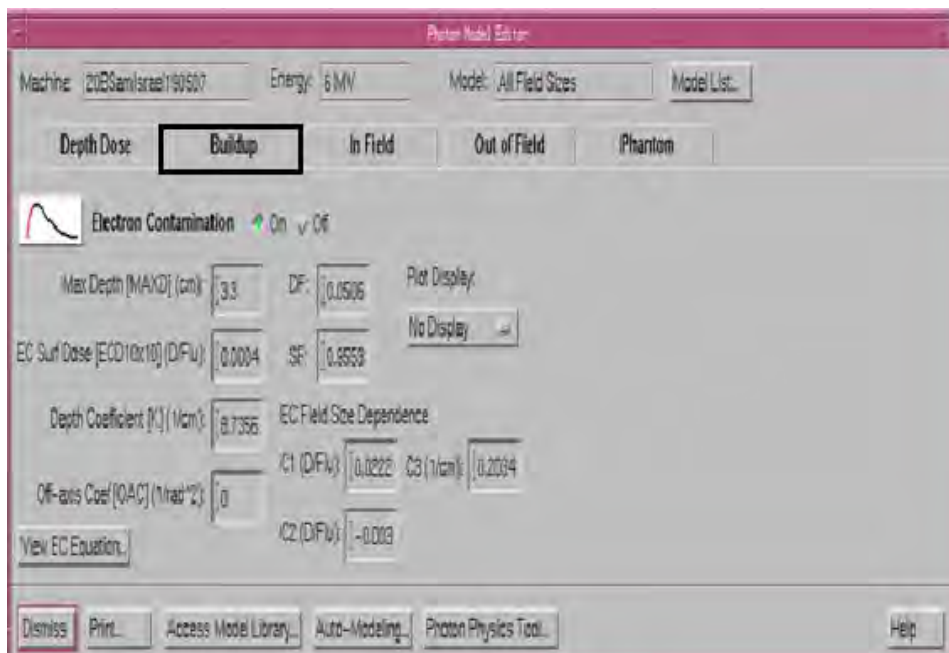


Figura 25 Dados referente à região de Build-up.

Para que a caracterização do feixe fosse alcançada, decorreu um processo longo de inserções de obtenção de dados, ajustes em modelagem e observações de todos os parâmetros físicos que o sistema de planejamento permite referentes à modelagem citada acima. Cabe

ressaltar que todas as observações feitas acima são de ajuste do sistema de planejamento Pinnacle³.

Para creditar todo o processo de modelagem, foi seguido tanto os o processo de garantia de qualidade quanto critérios de aceitação.

Com respeito ao sistema de planejamento Pinnacle³, foi possível observar a gama de parâmetros físicos os quais o sistema permite no processo de modelagem manual, pois permite o ajuste de pontos de extrema importância para a o feixe de saída da máquina e consequentemente a dose administrada ao paciente.

4. Considerações Finais

À medida que avanços tecnológicos em oncologia médica são introduzidos, há, agregado, a necessidade de material humano que corresponda a tais avanços para que faça da tecnologia aliada a garantir qualidade ao processo envolvido no tratamento de neoplasias tanto benignas quanto malignas.

Desse modo, esse trabalho ressalta alguns dos pontos pertinentes dentro de todo um processo de fidedignidade de um serviço de Radioterapia, ou seja, a obtenção de dados, modelagem e controle de qualidade, uma vez que sem o implemento dessas sistemáticas pouco se faz em benefício do paciente ao levar em conta todos os avanços destinados aos mesmo.

5. Referências:

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 53 **Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning**. Med. Phys, Estados Unidos. **25**

Commissioning and Quality Assurance of Modern Radiation Treatment Planning Systems
AAPM Refresher Course TU-A-BRA-1 July 24, 2001 Jake Van Dyk

Elekta Medical System. **Precise treatment systems**. Disponível em:
<http://www.elekta.com/healthcare_international_precise_treatment_system.php> Acesso em: 15 abr. 2010.

HOGSTROM, K.R., MILLS, M.D., ALMOND, P.R., **Electron beam dose calculations**, Phys. Med. Biol. **26** (1981) 445–459.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water**. IAEA, Vienna, Technical Report Series No. 398, 2000.

IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer**. VIENNA, 281p, 2004.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures**. Rep. 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, **Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement**. ISO, Geneva (1995).

KUTCHER, G.J., et al., **Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40**. Med. Phys. (1994).

MACKIE, T.R., SCRIMGER, J.W., BATTISTA, J.J., **A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays**. Med. Phys. (1985).

NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. **Digital Imaging and Communications in Medicine**. Rosslyn, VA. 2001.

PODGORSK, E.B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2005.

SCHLEGEL, W.; Bortfeld, T.; Grosu, A. L. **New technologies in radiation oncology**, Preface, 2006, 460p.

TEN HAKEN, R.K., FRAASS, B.A., **“Quality assurance in 3-D treatment planning”, 3-D Conformal Radiotherapy: A New Era in the Irradiation of Cancer**. (Proc. 29th Ann. San Francisco Cancer Symp., San Francisco, CA, 1994)

(MEYER, J.L., PURDY, J.A., Eds) , Karger, Basel (1996).

VAN DYK, J., BARNETT, R.B., CYGLER, J.E., SHRAGGE, P.C., **Commissioning and quality assurance of treatment planning computers.** Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. (1993).