

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS-UFMG
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS
NUCLEARES**

Jorge Luis Batista Cancino

**Modelamento de um Acelerador Linear Varian 600 C/D para
Estudo Dosimétrico usando Método de Monte Carlo**

Belo Horizonte

Junho de 2016

Jorge Luis Batista Cancino

**Modelamento de um Acelerador Linear Varian 600 C/D para
Estudo Dosimétrico usando Método de Monte Carlo**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof^a. Dra. Cláudia Pereira Bezerra Lima

Co-orientador: Dr. Rômulo Verdolin de Sousa

Belo Horizonte

Junho de 2016

C215m

Cancino, Jorge Luis Batista.

Modelamento de um Acelerador Linear VARIAN 600 C/D para estudo dosimétrico usando o Método de Monte Carlo [manuscrito] / Jorge Luis Batista Cancino . – 2016.

63 f., enc.: il.

Orientadora: Cláudia Pereira Bezerra Lima.

Co-orientador: . Rômulo Verdolin de Sousa.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f.63

Bibliografia: f.62-63.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Aceleradores lineares - Teses. 3. Método de Monte Carlo - Teses. I. Lima, Cláudia Pereira Bezerra. II. Sousa, Rômulo Verdolin de. III. Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621.039(043)



FOLHA DE APROVAÇÃO

Modelamento de um Acelerador Linear VARIAN 600 C/D para estudos dosimétricos usando o Método de Monte Carlo

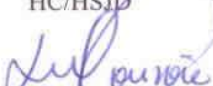
JORGE LUIS BATISTA CANCINO


Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 03 de junho de 2016, pela banca constituída pelos membros:


Prof. Cláudia Pereira Bezerra Lima - Orientadora
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. Rômulo Verdolin de Sousa - Co-orientador
HC/HSID


Prof. Arnaldo Prata Mourão Filho
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dr. Carlos Eduardo Velásquez Cabrera
Departamento de Engenharia Nuclear - UFMG


Dra. Maritza Rodriguez Gual
CDTN/CNEN

Belo Horizonte, 3 de junho de 2016.

*Para Yulianny,
Obrigado pelo seu amor e dedicação*

*Dedicado a todas as pessoas que acordam todos os dias com o
grande desafio de derrotar o câncer.*

AGRADECIMENTOS

*Agradeço a Deus e à comunhão dos santos por me encher de fé e confiança
para atingir meus sonhos.*

Agradeço à minha orientadora, a Profa. Cláudia, pela atenção e dicas essenciais no desenvolvimento do presente trabalho e a grande oportunidade oferecida através do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares.

Agradeço ao Carlos pela amizade e ajuda incondicional em toda as fases da pesquisa.

Agradeço ao meu orientador Rômulo pelos importantes aportes no trabalho e pelas dicas e recomendações na área de Física Médica.

Agradeço ao Reginaldo pela dedicação e paciência na tentativa de consertar meu modelo.

Agradeço a todos os professores e funcionários do Departamento de Engenharia Nuclear, especialmente ao Prof. Clarysson pela ajuda na primeira etapa da pesquisa e à Aline pelo suporte na minha chegada a BH e sua sempre boa assistência.

Agradeço à Maritza pelas dicas na etapa de minha iniciação científica e pelo apoio em meus primeiros dias no Brasil.

Agradeço à agência CAPES pelo suporte financeiro fornecido.

Finalmente, agradecimento especial à minha mãe sempre presente, e para toda minha família, obrigado de novo pelo suporte durante esta etapa.

RESUMO

Baseado no grande uso dos LINACs de baixa energia no Brasil e com o objetivo de criar uma ferramenta confiável para colaborar com cálculos dosimétricos de radioterapia, este trabalho pretende desenvolver e validar um modelo computacional de acelerador linear usando o código MCNP tendo como referência as especificações físico-técnicas do CLINAC 600 C/D da Varian do Hospital São João. No modelo computacional desenvolvido estão incluídos os principais dispositivos do cabeçote do CLINAC. Um modelo computacional de objeto simulador com dimensões de 30 x 30 x 30 cm³ foi simulado e colocado a uma distância fonte-superfície de 100 cm. Na modelagem, considerou-se um feixe monoenergético de elétrons de 6,3 MeV, partindo-se de 10⁸ partículas. Na simulação foram usadas três superfícies espaço de fase para reduzir o tempo de processamento e melhorar a incerteza estatística. A validação apresentada nesta dissertação foi realizada a partir da obtenção e análise do espectro dos raios-X gerados por *bremstrahlung*, e da comparação dos cálculos de Porcentagem de Dose Profunda e do perfil de dose do feixe de fótons com os resultados experimentais disponíveis. Como resultados, foram obtidas uma alta correspondência na região de máxima dose entre as curvas de Porcentagem de Dose Profunda obtidas com MCNP e as obtidas dos dados experimentais. As comparações das curvas de perfil de dose do feixe de fótons alcançaram semelhanças razoáveis na região de achatamento para os diferentes tamanhos de campo utilizados. Conclui-se que o modelo computacional do cabeçote do CLINAC 600 C/D da Varian tem uma fiabilidade estatística aceitável, considerando os critérios de recomendação utilizados, validando-se como uma ferramenta dosimétrica de verificação e ponto de partida em múltiplos estudos de radioterapia.

Palavras chaves: *Acelerador Linear, Simulações com Monte Carlo, MCNP, Porcentagem de Dose Profunda, Perfil do Feixe de Fótons.*

ABSTRACT

Based on the high availability of low energy linear accelerators in Brazil and with the goal of developing a reliable tool for dose distribution calculations in radiotherapy; this research aims to validate a linear accelerator head model using MCNP Monte Carlo code. The Varian 600 C/D linear accelerator installed at the Hospital São João de is taken as reference. The main components of the linear accelerator head were simulated based on detailed information of the manufacturer. In order to calculate dose distribution, a water phantom with dimensions of 30 x 30 x 30 cm³ was simulated and placed at 100 cm of source-surface distance. A monoenergetic electron beam of 6,3 MeV was considered as a source. The number of primary particles used in the simulation was 10⁸. A Phase-Space Surface was used to scoring the photon spectrum below the tungsten target. Others two were placed in the model in order to reduce computational time and improve statistical accuracy. In order to validate the developed model, the X-ray spectrum generated by bremsstrahlung was calculated and analyzed. Furthermore, the results of percentage depth doses and beam profiles calculations were compared with available measurements. The MCNP calculations results were compared to measurement showing good agreement between them. The comparison between MCNP calculations and measurement of PDD showed reasonable coherence at build-up region. The results were in an acceptable interval of confidence at the flat region of beam profiles comparison for three different field sizes. In this work, we compared MCNP calculations to experimental data in order to validate the developed LINAC head model. The results showed a good agreement according to the recommended criteria. The developed model was validated as an accurate tool for LINAC quality control procedures.

Key words: *Medical Linear Accelerator, Monte Carlo simulation, MCNP, Percentage Depth Dose, Profile Dose calculation*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Radiografia de mão de Albert von Kölliker.	19
Figura 2. Princípio de aceleração dos elétrons em um acelerador linear.	24
Figura 3. Seção longitudinal do Klystron.	26
Figura 4. Seção longitudinal e transversal do Magnetron.	27
Figura 5. Seção longitudinal da estrutura aceleradora.	28
Figura 6. Cabeçote de um CLINAC 600C	29
Figura 7. Colimador primário.	30
Figura 8. Feixe de fótons homogeneizado pelo filtro aplanador.	31
Figura 9. Disposição das câmaras de Ionização.	32
Figura 10. Mandíbulas superiores (A) e mandíbulas inferiores (B)	32
Figura 11. Imagem de um colimador multifolhas de alta definição (<i>HD-Multileaf Collimator</i>)	33
Figura 12. CLINAC iX da Varian.	34
Figura 13. Componentes do CLINAC incluídos no modelo computacional desenvolvido.	41
Figura 14. Campos de irradiação definidos pelo colimador secundário.	42
Figura 15. Representação esquemática do Percentagem de Dose Profunda (PDP)	43
Figura 16. Gráfico do PDP.	43
Figura 17. Influência do filtro aplanador na homogeneidade do feixe de fótons (A). Efeito do colimador secundário na amplitude do perfil lateral do feixe (B).	44
Figura 18. Componentes incluídos no cálculo de fluência de fótons.	45
Figura 19. Objeto simulador tipo MP3.	46
Figura 20. Vista frontal do objeto simulador com o posicionamento dos detectores esféricos (A). Vista superior do objeto simulador com o posicionamento dos detectores esféricos (B). Vista frontal do objeto simulador com o posicionamento dos detectores cúbicos (C). Vista superior do objeto simulador com o posicionamento dos detectores cúbicos (D).	47
Figura 21. Tolerância máxima nas regiões de estudo nos gráficos de perfil do feixe (A) e PDP (B).	50
Figura 22. Imagem das quatro fases do modelo computacional do cabeçote do CLINAC 600C/D.	51

Figura 23. Comparação entre as curvas do PDP do cálculo com MC e das medições usando um tamanho de campo de 20x20 cm ² e 10 ⁸ partículas da fonte.....	52
Figura 24. Comparação entre as curvas do PDP dos cálculos com MC e das medições usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm ² (A). Cálculos de MC realizados com 10 ⁷ partículas iniciais (1). Cálculos de MC realizados com 10 ⁸ partículas primárias (2).	53
Figura 25. Comparação entre as curvas de perfil do feixe dos cálculos com MC e das medições usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm ² (A). Cálculos de MC realizados com 10 ⁷ partículas iniciais (1). Cálculos de MC realizados com 10 ⁸ partículas primárias (2).	55
Figura 26. Comparação entre as curvas do PDP dos cálculos com MC e das medições (1), e entre as curvas de perfil do feixe dos cálculos com MC e das medições (2) usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm ² (A).	57
Figura 27. Espectro de fótons para um feixe de 6 MeV de energia nominal obtido através do cálculo da fluência de fótons a 0,7 cm da fonte.	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Erro relativo associado as medições, considerando cálculos do PDP com MC para 10^7 e 10^8 partículas, e tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm ²	54
Tabela 2. Erro relativo associado as medições, considerando cálculos de perfil do feixe com MC para 10^7 e 10^8 partículas, e tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm ² .	56
Tabela 3. Erro relativo associado as medições, considerando cálculos do PDP e perfil do feixe com MC para 10^8 partículas, e tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm ² .	57

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Evolução dos aceleradores lineares para radioterapia.	23
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CPU – *Graphics Processing Unit*
CT – *Computed Tomography*
CTV – *Clinical Target Volume*
D_{max} – Dose Máxima
DFS – Distância Fonte-Superfície
E – Campo elétrico
EPID – *Electronic Portal Imaging Device*
g – grama
GB – *Gigabyte*
GeV – *Giga-electronvolt*
GHz – *Giga-hertz*
GTV – *Gross Tumor Volume*
IAEA – *International Atomic Energy Agency*
IGRT – *Image-Guided Radiation therapy*
IMRT – *Intensity-Modulated Radiation Therapy*
INCA – Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva
IORT – *Intraoperative Radiation Therapy*
keV – *Kilo-electronvolt*
kV – *Kilo-volt*
LINAC – Aceleradores Lineares Clínicos
LLNL – *Lawrence Livermore National Laboratory*
MC – *Monte Carlo code*
MCNP – *Monte Carlo N-Particle*
MeV – *Mega-electronvolt*
MLC – *Multi-Leaf Collimator*
MPI – *Message Passing Interface*
MRI – *Magnetic Resonance Imaging*
MV – *Mega-volt*
OMS – Organização Mundial da Saúde
OAR – *Organ at Risk*
PDD – *Percentage Depth Dose*
PDP – Porcentagem de Dose Profunda
PET – *Positron Emission Tomography*
PS – *Phase-Space*
PTV – *Planning Target Volume*
PVM – *Parallel Virtual Machine*
RAM – *Random-access memory*
RF – Radiofrequência
SSD – *Source-Surface Distance*
TRS – *Technical Reports Series*
UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais
UHF – *Ultra High Frequency*
UM – Unidade Monitor
VMAT – *Volumetric Modulated Arc Therapy*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1 Justificativa	17
1.2 Objetivo geral.....	18
1.3 Objetivos específicos.....	18
2. ESTADO DE ARTE	19
2.1 Resumo histórico da radioterapia.....	19
2.2 Planejamento de radioterapia.....	21
2.3 Aceleradores lineares clínicos.....	22
2.3.1 Evolução dos aceleradores de partículas para radioterapia.....	22
2.3.2 Princípio de funcionamento dos LINACs.....	24
2.3.3 Componentes do sistema de aceleração de um acelerador linear clínico	25
2.3.3.1 Válvula Klystron.....	25
2.3.3.2 Magnetron	26
2.3.3.3 Estrutura aceleradora	27
2.3.3.4 Canhão de elétrons.....	28
2.3.4 Componentes do cabeçote do LINAC	29
2.3.4.1 Alvo.....	29
2.3.4.2 Colimador primário.....	30
2.3.4.3 Filtro aplanador.....	30
2.3.4.4 Câmara de ionização	31
2.3.4.5 Colimadores secundários.....	32
2.3.5 Aplicações dos LINACs	34
2.4 Método de Monte Carlo para o transporte de radiação	36
2.4.1 O Código MCNP (<i>Monte Carlo N-Particle</i>).....	37
2.4.1.1 Bibliotecas de transporte de fótons.....	37
2.4.1.2 Bibliotecas de transporte de elétrons	38
2.4.1.3 Registros dosimétricos em MCNP.....	38
2.4.1.4 Paralelização do código.....	38
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
3.1 Descrição dos componentes do cabeçote	40
3.2 Campo de irradiação.....	41
3.3 Parâmetros dosimétricos usados na validação do modelo.....	42
3.4 Simulação do CLINAC Varian 600 C/D com Monte Carlo.....	44
3.5 Medição experimental	48
3.6 Critérios de recomendação	49
4. RESULTADOS E ANÁLISES.....	51

4.1 Validação do modelo computacional	51
4.1.1 Modelo computacional desenvolvido	51
4.1.2 Energia média do feixe de elétrons	52
4.1.3 Análise da influência do número de partículas da fonte.....	53
4.1.4 Discussão dos resultados na fixa de tolerância	56
5. CONCLUSÕES	59
REFERÊNCIAS.....	60
APÊNDICE – Artigos Publicados	63

1. INTRODUÇÃO

O câncer é uma das principais causas de morte no mundo, sendo responsável por 8,2 milhões de mortes em 2012, segundo o relatório do projeto GLOBOCAN/IARC realizado neste mesmo ano ¹. O Brasil não é exceção, o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA) estima quase 600 mil novos casos de câncer para 2016 ². As principais terapias para essa doença são a cirurgia oncológica, a quimioterapia e a radioterapia. A radioterapia é um tratamento que utiliza radiação ionizante para tratar e prevenir determinadas doenças e processos orgânicos, principalmente diversos tipos de câncer³. Em torno de 60% dos novos casos de neoplasias malignas vão necessitar de radioterapia em pelo menos uma fase do tratamento ³⁻⁵.

A teleterapia é uma modalidade de radioterapia, onde a fonte de radiação está colocada fora do corpo do paciente e o feixe emitido penetra os tecidos, interagindo com as células sadias e tumorais. Vários equipamentos emissores de radiação podem ser utilizados para tratar o câncer, não obstante, para as lesões profundas, o mais efetivo é o Acelerador Linear (LINAC) ⁶. Os LINACs são aceleradores de megavoltagem que podem emitir raios-X na faixa de 4 a 30 MeV, e feixes de elétrons com várias energias ^{7, 8}. Esta versatilidade é importante, pois permite a realização de múltiplos tratamentos utilizando apenas um equipamento.

Conforme dados expostos pelo Comitê de Radioterapia do Brasil em 2005, o Ministério de Saúde tinha disponibilidade de 153 LINAC. Destes, 5 de alta energia (>8 MeV), 115 são de baixa energia (4-6 MeV) e 33 são de tipo dual ⁹. Ou seja, mais de 75% dos LINAC no país corresponde aos parâmetros físicos do CLINAC 600 C/D, que representa o objeto de estudo nesse trabalho. O CLINAC 600 C/D é um acelerador de megavoltagem usado em radioterapia, que gera um feixe de raios-X de 6 MeV de energia nominal. O estudo dosimétrico deste acelerador linear é motivado pela disponibilidade de dados de medições de distribuição de dose, e a necessidade de desenvolver ferramentas dosimétricas que garantissem tratamentos mais precisos.

Uma questão importante nos serviços de radioterapia é o risco envolvido em seus procedimentos. O grande desafio da radioterapia atual é aperfeiçoar a distribuição espacial de dose, minimizando a deposição de dose nos tecidos saudáveis e aumentando significativamente a dose absorvida no tecido tumoral. A determinação da distribuição de

dose em pacientes que se submetem à radioterapia é um procedimento de repercussão relevante na qualidade do tratamento ⁷.

Atualmente, cálculos baseados no método de Monte Carlo, são ferramentas úteis para a determinação da distribuição de dose em radioterapia ¹⁰⁻¹⁴. O método de Monte Carlo é uma ferramenta matemática comumente utilizada em diversas áreas da Física, para o transporte de radiação, especialmente em aplicações, tais como a radioterapia e a proteção radiológica.

Dentro deste contexto, este trabalho tem como objetivo desenvolver um modelo computacional do CLINAC 600C/D da Varian para realizar simulações com o código MCNP. Em particular, o modelo computacional será baseado no acelerador CLINAC 600 C/D da Varian instalado no Departamento de Radioterapia do Hospital São João de Deus em Divinópolis, Minas Gerais. A escolha deste acelerador se deveu à disponibilidade de medidas experimentais obtidas aplicando o protocolo TRS 398 ¹⁵. Pretende-se validar a simulação do modelo computacional de LINAC através da análise e comparação das curvas de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e do perfil de dose do feixe fótons da simulação com Monte Carlo e as obtidas através das medições realizadas pelo grupo que atua no Serviço de Radioterapia do acelerador. O que se espera é que este modelo computacional possa vir a melhorar a precisão nos cálculos de distribuição de dose em radioterapia, diminuindo os efeitos secundários induzidos por irradiação em tecidos saudáveis. Realizar esta simulação envolve a modelagem realista da geometria do cabeçote do CLINAC 600 C/D, principalmente o Sistema de Colimação, e definição dos parâmetros físicos que regem o transporte de partículas.

1.1 Justificativa

A justificativa deste trabalho baseia-se na necessidade de desenvolver ferramentas dosimétricas para aprimorar os procedimentos, e melhorar os cálculos de distribuição de dose em radioterapia. A radioterapia é indicada em torno de 60% dos casos de neoplasias malignas³⁻⁵. O grande desafio da radioterapia atual é aperfeiçoar a distribuição espacial de dose, minimizando a dose nos tecidos saudáveis e aumentando significativamente a dose absorvida no tecido tumoral. A premência de tratamentos mais precisos justifica qualquer iniciativa que leve ao aperfeiçoamento da qualidade dos cálculos de dose. Outro fator é a grande disponibilidade de LINACs de 6 MeV de energia nominal no Brasil, evidenciando

a validade deste estudo. Assim, justificam-se o desenvolvimento de ferramentas para aperfeiçoar a precisão dos cálculos de distribuição de dose em radioterapia. Seguindo este mesmo propósito, justifica-se desenvolver e validar um modelo computacional do cabeçote de um CLINAC 600 C/D da Varian. Tal modelo computacional será útil na verificação e validação dos cálculos de dose em situações onde a exatidão dos sistemas de planejamentos seja questionável, também como complemento na validação de novos modelos computacionais anatômicos, e como ferramenta para o desenvolvimento do controle de qualidade dos aceleradores lineares em radioterapia.

1.2 Objetivo geral

O trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento e validação de um modelo computacional de acelerador linear para realizar simulações utilizando o código MCNP tendo como referência as especificações físico-técnicas do CLINAC 600 C/D da Varian.

1.3 Objetivos específicos

1. Criar um modelo computacional de CLINAC 600 C/D através do código Monte Carlo, onde estejam representados os principais componentes do cabeçote do LINAC e o feixe de elétrons;
2. Obter e analisar o feixe de raios-X gerado a partir do feixe de elétrons;
3. Obter as curvas de PDP e as curvas de perfil do feixe de fótons em um objeto simulador de água, para diferentes tamanhos de campo de irradiação;
4. Validar o modelo computacional do CLINAC 600C/D da Varian simulado com MCNP através da comparação das curvas de PDP e perfil do feixe de fótons obtidas pelas simulações computacionais por Monte Carlo e as curvas obtidas através das medições realizadas no CLINAC 600 C/D da Varian aplicando o protocolo TRS 398.

2. ESTADO DE ARTE

2.1 Resumo histórico da radioterapia

A história da radioterapia começa quando Wilhelm Conrad Roentgen descobriu acidentalmente os raios-X em novembro de 1895, quando fazia experimentações no laboratório do Instituto de Física da Universidade Julius Maximilians, de Würzburg, na Bavária. Roentgen estava investigando o fenômeno causado pela passagem de uma descarga elétrica em tubos de vidro, contendo gases rarefeitos¹⁶.

Observou que um papel coberto com material fluorescente de platinocianureto de bário (écran) tornava-se iluminado, mesmo quando o tubo era coberto com papel preto e o experimento realizado em um quarto totalmente escuro. A essa radiação desconhecida, que produzia o fenômeno da fluorescência, chamou de raios-X¹⁶. A Figura 1 apresenta a radiografia da mão do famoso anatomista Albert von Kölliker feita durante a palestra inicial de Roentgen na Sociedade de Medicina Física de Würzburg o 23 de janeiro de 1896.



Figura 1. Radiografia de mão de Albert von Kölliker.
Fonte: ASSMUS, A., 1995, p. 15.

A disseminação mundial desses eventos foi rápida e a utilização dos raios-X se tornou um elemento indispensável em hospitais e centros de pesquisa. Roentgen recebeu o primeiro Prêmio Nobel de Física em 1901. Quase paralelamente a descoberta dos raios-X, outros cientistas fizeram importantes contribuições nesta área. Uma destas foi a descoberta da radioatividade, em 1896, por Henri Becquerel, ao estudar a relação entre substâncias fosforescentes e os raios-X ¹⁷. A observação de que certos sais de urânio geravam emissões que impressionavam filmes fotográficos, mesmo não tendo sido expostos previamente à luz, levou Becquerel a descobrir um novo tipo de raios penetrantes, os quais foram denominados emissões radioativas ou radioatividade.

Dois anos depois, em 1898, a descoberta de Becquerel foi amplamente investigada pelo casal Pierre e Marie Curie, que verificaram que a radioatividade era uma propriedade do elemento urânio, independente desse ser aquecido, estar em solução ou em pó, e acabaram por descobrir dois novos elementos radioativos: o polônio e o rádio ¹⁷. Em 1903, Henri Becquerel, Pierre e Marie Curie foram agraciados com o Prêmio Nobel de Física pela descoberta do rádio. Sete anos depois, Madame Curie também recebeu o Prêmio Nobel em Química, e em 1911, com o apoio do Instituto Pasteur e da Universidade de Paris, conseguiu fundar o Instituto do Rádio hoje *Institut Curie*, instalado em edifícios gêmeos, um para estudos em física e matemática, com a direção de Marie Curie e ou outro para estudos médicos com a direção de Paul Regaud. Nesta nova instituição surgem as primeiras contribuições radiobiológicas e foram estabelecidos os princípios da radioterapia moderna.

O início da radioterapia no Brasil foi em 1901, no Rio Grande do Sul, com o médico Becker Pinto, o primeiro a utilizar um aparelho de raios-X para tratamento de um tumor de pele. A partir daí a radioterapia se dividiu em terapias de contato, inicialmente com exposição de materiais radioativos (césio, cobalto etc.) e, posteriormente, com o surgimento dos aceleradores lineares, a radioterapia à distância ⁴.

2.2 Planejamento de radioterapia

Com o objetivo de garantir um tratamento de alta qualidade, um departamento de radioterapia deve dispor de uma equipe multidisciplinar, integrada por oncologistas e físicos médicos. Eles estão encarregados da planificação da técnica de radioterapia adequada, considerando o diagnóstico do paciente.

Justamente com o diagnóstico, e logo, a decisão de usar radioterapia, inicia-se este processo. Tal decisão deve ser acompanhada pela definição do procedimento de posicionamento e imobilização que será aplicado ao paciente. Para a definição dos procedimentos, a equipe multidisciplinar faz uso de imagens médicas do paciente, tais como, Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography – CT*), Ressonância Magnética Nuclear (*Magnetic Resonance Imaging – MRI*) e Tomografia por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography – PET*), para planejar o tratamento.

Com auxílio das imagens médicas, é realizado o delineamento do volume do tumor, que representa a área de maior concentração de células tumorais, delimitação do volume tumoral visível (*Gross Tumor Volume – GTV*) com margem clínica abrangendo possíveis células tumorais. O volume contendo o GTV e doença microscópica maligna possível é denominado volume clínico do alvo (*Clinical Target Volume – CTV*). O volume de planejamento do alvo (*Planning Target Volume – PTV*) é uma definição de volume que leva em conta o efeito de todas as variações geométricas tais como: movimento de órgãos com a finalidade assegurar que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV. São também circundados os órgãos adjacentes ao GTV cuja sensibilidade à radiação pode afetar suas funcionalidades. Estes órgãos são considerados órgãos de risco (*Organ at Risk – OAR*)¹⁸. Após definido o volume de tratamento, se realiza os arranjos dos campos de irradiação através dos colimadores do feixe, e se efetua a deposição de dose no volume tratado.

O planejamento de radioterapia é um processo complexo que abrange a definição do volume a ser irradiado e protegido, a definição da dose, a aquisição de dados do paciente, o posicionamento e imobilização do paciente, a simulação do tratamento, a transferência de dados ao aparelho de tratamento, a verificação dos dados na rotina de tratamento, a dosimetria e o perfeito funcionamento do equipamento de terapia¹⁸.

2.3 Aceleradores lineares clínicos

2.3.1 Evolução dos aceleradores de partículas para radioterapia

Após a descoberta dos raios-X por Roentgen em 1895, a tecnologia de produção de raios-X foi orientada a fim de gerenciar feixes de elétrons e fótons de alta energia. Ao longo da história da radioterapia vários tipos de aceleradores têm sido desenvolvidos com esse objetivo.

Em 1930, Ernest O. Lawrence desenvolveu o ciclotron que permitia a aceleração dos íons até energias cinéticas de uns poucos MeV. Inicialmente, o ciclotron foi utilizado em pesquisas básicas de física nuclear, mas depois, seu uso foi difundido na produção de radionuclídeos para a medicina nuclear, assim como na produção de feixes de prótons e nêutrons com uso em radioterapia. A recente introdução dos equipamentos PET/CT para uso em planejamentos de radioterapia tem aumentado a importância de ciclotrons na medicina ¹⁹.

O Betatron foi desenvolvido em 1940 por Donald Kerst como um acelerador cíclico para uso em pesquisa de física. Entretanto, nos anos 50 o betatron desempenhou um papel importante na radioterapia de megavoltagem. Os aceleradores lineares (LINAC) foram desenvolvidos nos anos 50. Os LINACs evoluíram através de cinco gerações tornando-se cada vez mais sofisticados, e tornou-se a fonte de radiação mais utilizada em radioterapia. Os LINACs, são denominados aceleradores de megavoltagem porque o feixe de raios-X é gerado por elétrons de energia cinética maior do que 1 MeV.

Em um LINAC, são produzidos raios-X devido à incidência do feixe de elétrons sobre um alvo de material de alto número atômico, como o tungstênio. Como resultado dessa interação, é gerado raios-X através de radiação característica e devido ao *bremsstrahlung*. O espectro de raios-X característico é discreto e para o tungstênio atinge energia máxima de 69,09 keV para transições de elétrons das camadas N_{III} – K ²⁰. No entanto, o espectro de fótons de *bremsstrahlung* é multienergético com energia máxima igual ao valor da energia dos elétrons incidentes. A energia média do feixe de fótons é aproximadamente um terço da energia máxima ²⁰. Em literaturas científicas de referência, a energia do feixe de fótons é definida pelo valor máximo do espectro, denominada energia nominal ^{9, 19, 20}. Em um LINAC, o feixe de fótons usado no tratamento inclui somente os fótons dentro de um estreito cone na direção e sentido do feixe de elétrons incidente ¹⁹. Portanto em

radioterapia megavoltagem o interesse centra-se no espectro de fótons gerado por *bremsstrahlung*.

Com o seu projeto compacto e eficiente, o acelerador linear oferece excelente versatilidade para uso em radioterapia por causa de sua montagem isocêntrica, fornecendo terapia de elétrons ou terapia de raios-X de megavoltagem com uma vasta gama de energias.

Atualmente, vários tipos de aceleradores lineares estão disponíveis para uso clínico. Os aceleradores lineares de alta energia usados na radioterapia moderna fornecem, além de feixes de duas energias de fótons de megavoltagem ^{19, 22}, vários feixes de elétrons com energias na faixa de 4 a 25 MeV. Por exemplo, a unidade da Varian Clinac 18 produz feixes de elétrons de energias de 6, 9, 12, 15 e 18 MeV, além de raios-X de 10 MeV de energia nominal ²⁰. O Quadro 1 apresenta a evolução dos LINACs e suas principais características.

Quadro 1. Evolução dos aceleradores lineares para radioterapia.

Geração	Feixe/Tensões elétricas	Tecnologias introduzidas	Características específicas
1^a	Fótons/ (4-8 MV)	- Montagem isocêntrico. - Filtro aplanador fixa. - Calços externos. - Travas simétricas. - 1 câmara de transmissão iônica	Feixes que percorrem trajetória reta.
2^a	- Fótons /(10-15 MV) - Elétrons	- Alvo de raios-X e filtro aplanador. - Folhas de espalhamento. - 2 câmaras de transmissão iônica. - Cones de elétrons.	Feixes que percorrem trajetória curva.
3^a	- Fótons /(18-25 MV) - Elétrons	- Fótons de 2 energias. - Elétrons de várias energias. - Magneto curvo acromático. - Folhas de espalhamento duplas ou feixe de e ⁻ de varredura. - Calços motorizados. - Garras colimadoras assimétricas ou independentes.	-
4^a	- Fótons (alta energia) - Elétrons	- Controle de operação computacional. - Calços dinâmicos. - Dispositivos eletrônicos de aquisição de imagem-EPID. - Colimador multifolhas (MLC).	-
5^a	- Fótons (alta energia) - Elétrons	- Fótons de intensidade modulada por MLC. - Completo ajuste dinâmico de liberação de dose.	Feixes de intensidades moduladas.

Fonte: GUIMARÃES, N. A., 2011, p. 27.

A evolução de aceleradores lineares levou ao aprimoramento de suas aplicações como a radioterapia com intensidade modulada do feixe (IMRT). A IMRT é uma abordagem avançada para planejamento tridimensional e terapia conformada. Com ela, a deposição de dose para volumes de formato irregular é otimizada e se tem a capacidade de produzir concavidades em volumes de tratamento. IMRT pode ser entregue utilizando aceleradores lineares estáticos com colimadores multifolhas (MLC)⁴.

2.3.2 Princípio de funcionamento dos LINACs

A ideia fundamental na geração da alta energia para radioterapia é acelerar os elétrons com energia correspondente a milhares de elétrons-volt antes de colidir com o alvo. Para isso utilizam-se etapas intermediárias de aceleração entre a produção dos elétrons e sua colisão com o alvo¹⁹.

O processo consiste em acelerar elétrons sujeitos a um campo elétrico enquanto se deslocam através de uma estrutura constituída por anéis metálicos (eletrodos) ligados a uma fonte de radiofrequência (Klystron ou Magnetron). A Figura 2 apresenta uma representação esquemática dos componentes essenciais envolvidos no processo de aceleração dos elétrons em um LINAC.

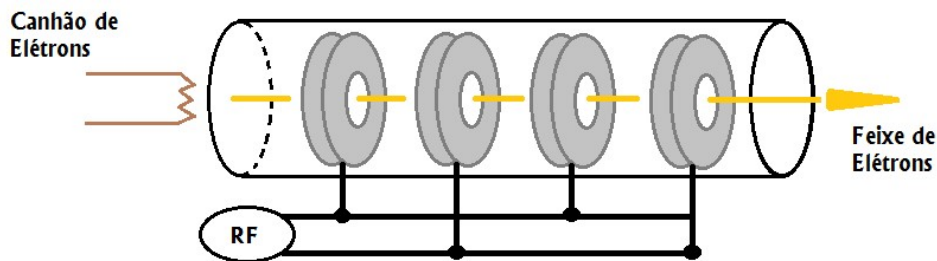


Figura 2. Princípio de aceleração dos elétrons em um acelerador linear.

Um sistema de vácuo proporciona baixa pressão para o emissor de elétrons, estrutura aceleradora e magneto de deflexão do feixe.

Múltiplos testes estão incorporados ao console e são realizados automaticamente de modo a garantir uma operação correta. Nos aceleradores modernos, essas verificações são realizadas por um sistema computadorizado associado. A quantidade total de dose entregue pelo equipamento é registrada em unidade monitor (UM). Um sistema de

contagem associado à UM encerra o tratamento quando a dose prescrita é entregue. Um intervalo de tempo é determinado para encerrar o tratamento no caso de falha da UM

2.3.3 Componentes do sistema de aceleração de um acelerador linear clínico

2.3.3.1 Válvula Klystron

Em 1937 os irmãos Russell e Sigurd Varian, inventaram a Klystron a primeira válvula de alta frequência (*Ultra High Frequency* – UHF) e micro-ondas, com duas ou mais cavidades ressonantes, e que acelera o feixe de elétrons.

Klystrons de alta potência são usadas em transmissores de televisão UHF, retransmissores de microondas, comunicações via satélite, transmissores de radar e para fornecer energia para alguns tipos de aceleradores de partículas. O Klystron não é um gerador de micro-ondas, é um amplificador de micro-ondas que precisa de um oscilador de micro-ondas de baixa potência para seu funcionamento ²⁰.

A Figura 3 apresenta a seção longitudinal de uma válvula Klystron de duas cavidades. No Klystron, um feixe de elétrons passa através de duas ou mais cavidades ressonantes. A primeira cavidade aceita um sinal de Radiofrequência (RF) de baixa potência e modula o feixe de elétrons, causando o aparecimento de regiões de alta densidade e baixa densidade de elétrons. O feixe modulado desloca-se até a próxima cavidade, o que acentua o efeito da modulação. Na cavidade coletora, os elétrons são desacelerados e devido ao princípio de conservação da energia, a energia cinética dos elétrons é transformada em micro-ondas de alta potência.

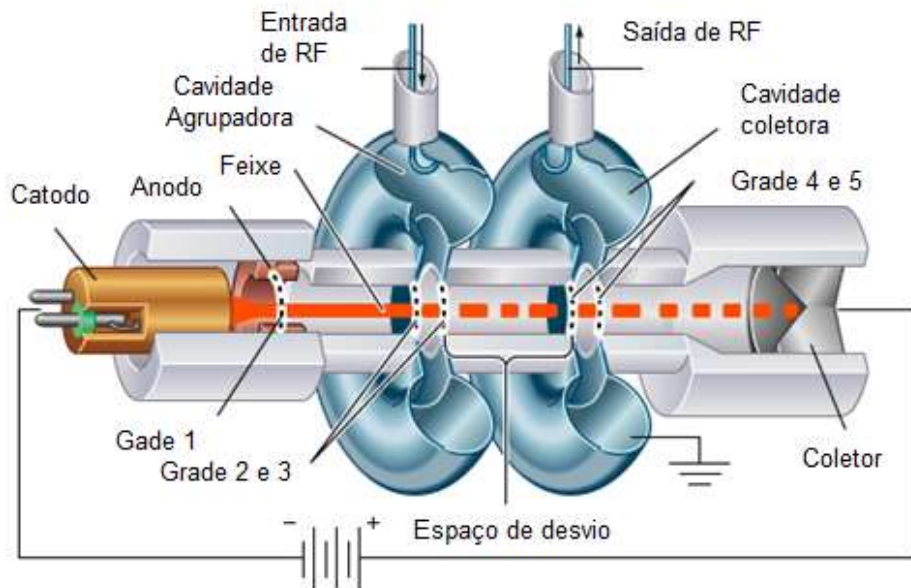


Figura 3. Seção longitudinal do Klystron.
 Fonte: ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA. Disponível em:
<http://www.britannica.com/technology/klystron>

Acesso em: 8 de jun. 2016.

2.3.3.2 Magnetron

O Magnetron é um gerador de micro-ondas, que atua como um oscilador de alta potência, gerando pulsos de micro-ondas de vários microssegundos de duração. O Magnetron gera pulsos de micro-ondas de até 3000 MHz ²⁰. Normalmente, o Magnetron é utilizado em LINACs de baixas energias (4 a 6 MeV de energia nominal). Na figura 4 observa-se uma seção longitudinal e transversal do Magnetron. Semelhante ao Klystron é formado por dois elementos, catodo e anodo. O catodo central está posicionado em uma região de vácuo para o livre fluxo de cargas, e no seu redor encontra-se uma estrutura cilíndrica que é o anodo.

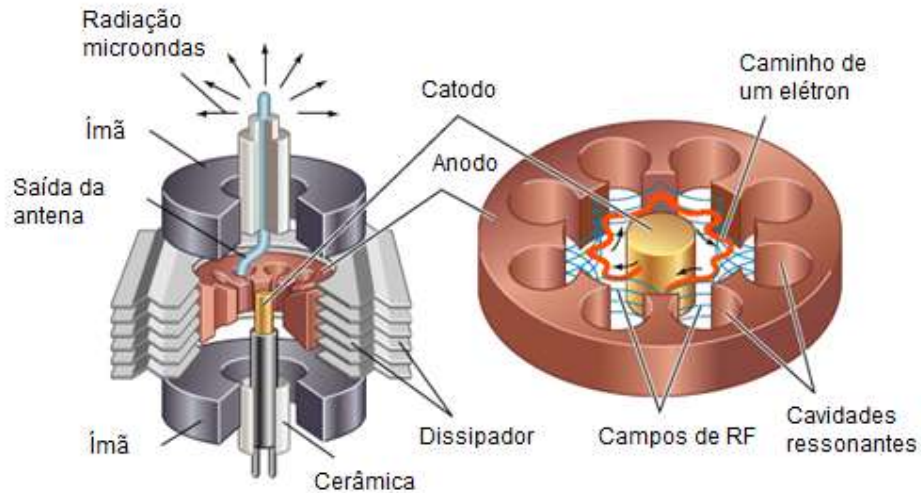


Figura 4. Seção longitudinal e transversal do Magnetron.
 Fonte: ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA. Disponível em:

<<http://www.britannica.com/technology/magnetron>>

Acesso em: 8 de jun. 2016.

O Magnetron é uma válvula osciladora de alta potência onde os elétrons emitidos pelo catodo cilíndrico atingem o anodo do campo magnético axial, fazendo com que os mesmos se movimentem ao redor do cátodo, interagindo com as cavidades ressonantes no ânodo. Finalmente, os pulsos de micro-ondas gerados são conduzidos para interior da estrutura aceleradora.

2.3.3.3 Estrutura aceleradora

Um dos componentes fundamentais em um LINAC é a estrutura aceleradora que é um cilindro uniforme, constituída de várias cavidades delimitadas por anéis metálicos posicionados uniformemente ¹⁹. No interior das cavidades, é gerado um alto vácuo para que os elétrons em aceleração não percam parte de sua energia em colisões com outras partículas. Devido às dimensões das cavidades, o fenômeno da ressonância acontece na frequência de 3 GHz. A figura 5 apresenta uma imagem da seção longitudinal da estrutura aceleradora.

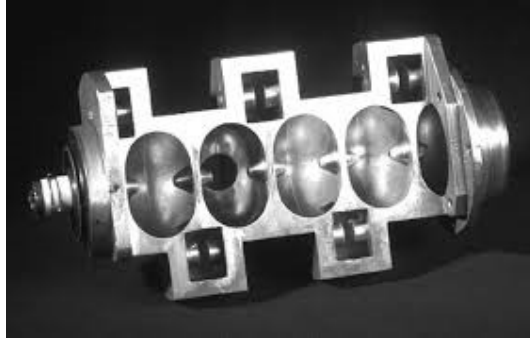


Figura 5. Seção longitudinal da estrutura aceleradora.
Fonte: PODGORSK, E. B., 2006, p.87.

Um feixe de elétrons flui de uma cavidade para outra, as paredes das cavidades são de cobre para garantir uma boa condutividade elétrica. Aproximadamente 1/3 dos elétrons injetados são capturados e acelerados.

As cavidades iniciais variam em comprimento para aumentar a velocidade dos elétrons agrupados. Posteriormente elas são uniformes e os elétrons se deslocam com velocidade constante, próximos à velocidade da luz.

2.3.3.4 Canhão de elétrons

Num LINAC, o sistema de injeção de elétrons, é basicamente um simples acelerador eletrostático denominado canhão de elétrons (*electron gun*)¹⁹. O aquecimento de um filamento pela passagem de corrente elétrica, semelhante ao de uma lâmpada incandescente, faz com que os elétrons do material tenham energia suficiente para escapar das suas órbitas. O material emissor (catodo) torna-se carregado positivamente pela emissão dos elétrons e para que os elétrons não sejam atraídos de volta, é necessária a aplicação de um campo elétrico convenientemente direcionado.

O campo elétrico é obtido através da aplicação de uma tensão, denominada tensão de extração, entre o catodo (emissor) e o anodo (estrutura do canhão). A tensão de extração dos aceleradores varia de 40 a 100 kV aproximadamente. O aquecimento do material emissor (catodo) pode ser realizado com aquecimento direto ou indireto do catodo. O aquecimento direto do catodo utiliza um fio com alta resistência elétrica no qual se aplica uma tensão para elevar a temperatura entre 1000 e 2000°C. Para o aquecimento indireto do catodo monta-se um aquecedor próximo ao material emissor de modo a elevar a temperatura do fio até a temperatura desejada. Com este processo é possível obter correntes eletrônicas bem mais elevadas.

2.3.4 Componentes do cabeçote do LINAC

No cabeçote estão localizados os sistemas de colimação, estabilização e monitoração do feixe. O feixe de elétrons acelerados é conduzido para o cabeçote de tratamento e ali é homogeneizado e colimado. O cabeçote é blindado com chumbo para reduzir a radiação de fuga cerca de 0,1%. A Figura 6 apresenta uma imagem dos principais componentes do cabeçote de um CLINAC 600C.

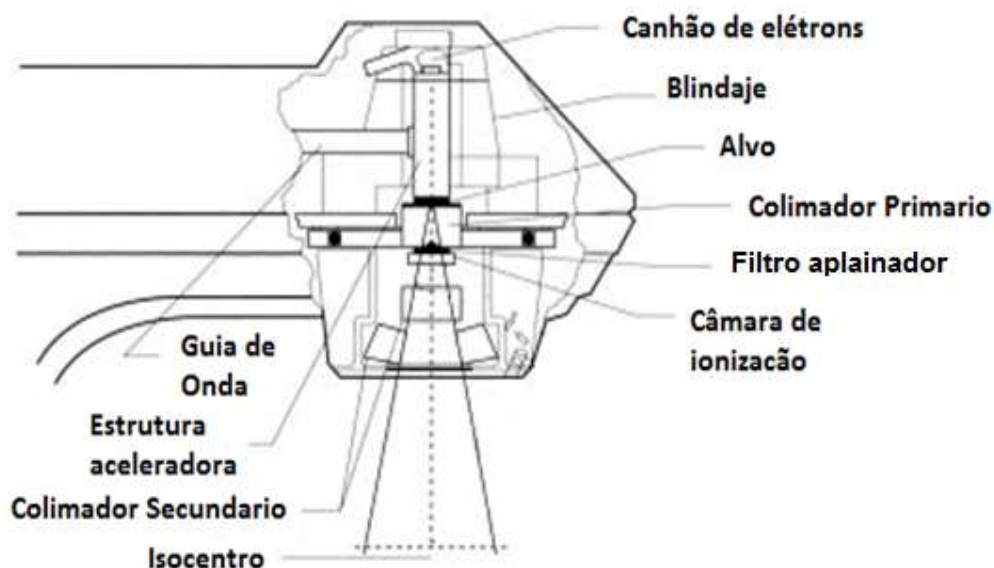


Figura 6. Cabeçote de um CLINAC 600C
Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. 2000, p. 4.

2.3.4.1 Alvo

Para produzir um feixe de fótons, o feixe de elétrons interage com um disco de metal com alto ponto de fusão e com características específicas dependendo da faixa de energias que se pretende gerar os fótons. Geralmente, o tungstênio é o material escolhido como alvo para LINACs. Seu alto número atômico permite maximizar a eficiência para produção de fótons. Além disso, o tungstênio tem um alto ponto de fusão o que permite minimizar os danos produzidos ao alvo pelo feixe de elétrons ¹⁹. O alvo é refrigerado com água e é suficientemente grosso para absorver a maior parte dos elétrons incidentes.

A produção de um feixe de fótons ou elétrons é montada em uma única estrutura. Fundamentalmente, para produção de fótons, são inseridos um alvo e um filtro aplainador

no caminho do feixe de elétrons. Para produção de elétrons, retira-se o alvo e substitui-se o filtro aplanador por uma lâmina ou folha espalhadora.

2.3.4.2 Colimador primário

O colimador primário delimita o campo máximo de irradiação. Tem um orifício cônico que está alinhado ao isocentro ¹⁹. Na figura 7 observa-se uma imagem do feixe de fótons sendo colimado através do colimador primário.



Figura 7. Colimador primário.

Fonte: ELEKTA. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=jSgnWfbEx1A>>
Acesso em: 8 de jun. 2016.

Esses colimadores são fixos, e fabricados em chumbo ou tungstênio, e atenuam o feixe cerca de 1.000 vezes o valor da energia fora da região de interesse, em relação à energia no eixo central do feixe.

2.3.4.3 Filtro aplanador

A focalização do feixe de elétrons, pelo magneto, irá determinar o feixe de fótons produzido. Os fótons de maior energia estão concentrados na parte central do feixe de fótons ²³. Um filtro com formato específico, intercepta o feixe de fótons atenuando sua região central e tornando homogêneo o campo de irradiação. Na figura 8 representa-se a

ação do filtro aplanador sobre o feixe de fótons. Esse filtro é construído de material com baixo número atômico tais como alumínio ou cobre.

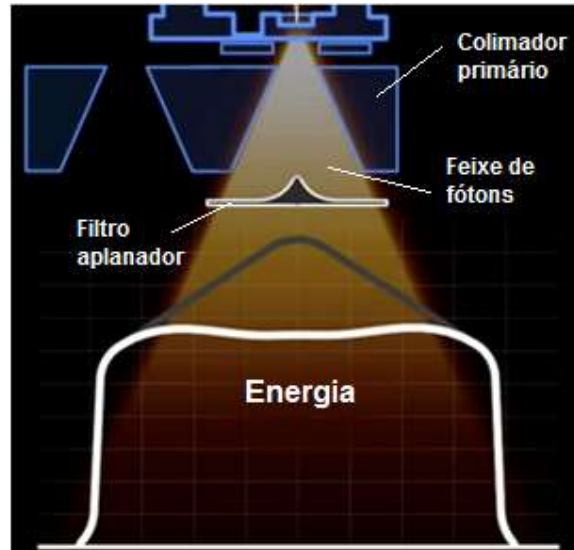


Figura 8. Feixe de fótons homogeneizado pelo filtro aplanador.

Fonte: ELEKTA. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=jSgnWfbEx1A>>
Acesso em: 8 de jun. 2016.

2.3.4.4 Câmara de ionização

Para garantir a precisão na intensidade do feixe de fótons produzido, pela realimentação do sistema, o feixe de fótons deve ser constantemente monitorado. Dois pares de câmaras de ionização interceptam o feixe de fótons. A figura 9 apresenta a disposição das câmaras de ionização para monitoração do feixe de fótons no acelerador linear. Essas câmaras detectam a intensidade do feixe produzido e realimentam o sistema para estabilizar a energia do feixe ²⁰.

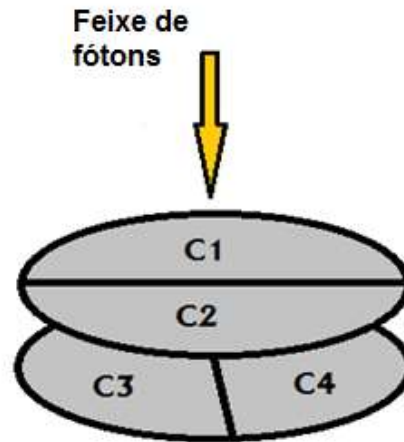


Figura 9. Disposição das câmaras de Ionização.

Dessa forma, controla-se a saída de energia, somando-se os sinais $[C1 + C2]$ e $[C3 + C4]$ monitorando a simetria e homogeneidade do feixe na direção transversal e radial. O acelerador é desligado caso seja detectada, além do aumento da intensidade da radiação de saída, a falta de simetria ou homogeneidade do feixe.

2.3.4.5 Colimadores secundários

Os colimadores secundários são constituídos por um sistema móvel que delimita o tamanho do campo de irradiação em até $40 \times 40 \text{ cm}^2$, projetado a uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm¹⁹. Esses colimadores são de tungstênio para assegurar a redução de dose não desejada em de cerca do 1% no eixo central⁸. A Figura 10 apresenta imagens dos pares de mandíbulas do colimador secundário.

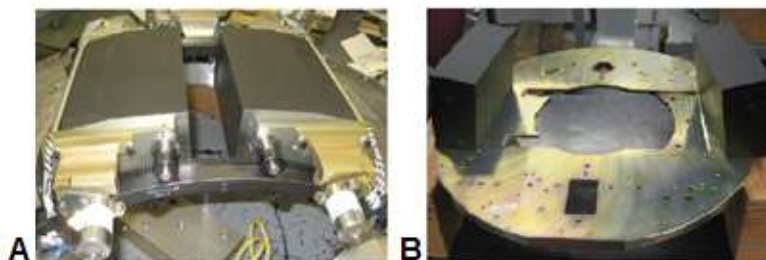


Figura 10. Mandíbulas superiores (A) e mandíbulas inferiores (B)

Dependendo do equipamento, esse sistema pode ter deslocamento assimétrico com o deslocamento individualizado das bordas do campo de irradiação. A vantagem desse

recurso é a possibilidade de definição de campos fora do eixo central e maior rapidez na delimitação do campo de irradiação, diminuindo o tempo de permanência do paciente na sala de tratamento.

Em aceleradores mais recentes, é possível o uso de um colimador formado por múltiplas folhas, com possibilidade de melhor moldar e alterar o campo de irradiação. O sistema multifolhas, também conhecido por *Multileaf Collimator* (MLC), é formado por 52, 80 ou 120 lâminas ²⁴ que se deslocam com velocidade aproximada de $1,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ comandadas individualmente por motores e controlado por um sistema computadorizado. As lâminas medem 10 mm de largura, 60 mm de espessura, e o comprimento varia de acordo com o número de pares, entre 20 e 40 cm ²⁴. A Figura 11 apresenta o feixe de fótons de um LINAC sendo colimado por um MLC de alta definição da Varian.



Figura 11. Imagem de um colimador multifolhas de alta definição (*HD-Multileaf Collimator*)

Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. Disponível em:
<<http://newsroom.varian.com/imagegallery?mode=gallery&cat=2473>>

Acesso em: 8 de jun. 2016.

2.3.5 Aplicações dos LINACs

Os aceleradores lineares têm grande aplicação no campo da medicina, mais especificamente na área da radioterapia. Os tratamentos com tais equipamentos oferecem maior precisão, tornando o câncer uma doença melhor controlada. Na Figura 12 observa-se uma imagem de um CLINAC iX da Varian.



Figura 12. CLINAC iX da Varian.

Fonte: VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. Disponível em:
<<https://www.Varian.com/oncology/products/treatment-delivery/clinac-ix>>
Acesso em: 8 de jun. 2016.

As principais aplicações dos LINACs são a radioterapia convencional 2D, radioterapia conformada ou 3D, radioterapia estereotáxica, radioterapia de intensidade modulada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy - IMRT*), radiocirurgia intraoperatória (*Intraoperative Radiation Therapy - IORT*), radioterapia guiada por imagem (*Image-Guided Radiation therapy - IGRT*) e arcoterapia volumétrica modulada (*Volumetric Modulated Arc Therapy - VMAT*).

A radioterapia convencional 2D é uma técnica que usa apenas as estruturas anatômicas como parâmetro para elaboração dos campos e da área a ser tratada. Como não existe a visão tridimensional das estruturas que devem ser tratadas, esta forma de Radioterapia não permite que se façam doses muito elevadas e também não permite a redução das margens de tratamento, o que traz como consequência o aumento de efeitos colaterais ²⁵. A radioterapia conformada ou 3D é utilizada na maioria dos casos submetidos à radioterapia hoje em dia no Brasil. Esta é uma técnica mais moderna do que a radioterapia

convencional, pois permite melhor precisão na delimitação das áreas a serem tratadas. O planejamento do tratamento é feito com o auxílio de imagens médicas, fornecidas de estudos de CT, PET-CT ou MRI. A aquisição de imagens de CT é feita na posição de tratamento, com o aparato de imobilização e com base nas marcas na pele. Em alguns casos é possível ainda a fusão de imagens de MRI ou de PET com a CT, levando a uma precisão ainda maior na identificação e definição dos volumes GTV, CTV e PTV, possibilitando a aplicação de doses mais elevadas ao tumor, com menor exposição dos tecidos saudios ²⁵.

A radioterapia estereotáxica é uma técnica onde são administradas altas doses de radiação e aplicadas em frações em um volume limitado da lesão, por meio de técnicas de alta precisão. O fracionamento da dose promove a reparação de tecido saudável perto da lesão, especialmente estruturas críticas, como as vias ópticas ou cerebrais. Radioterapia estereotáxica pode ser entregue usando sistemas de acelerador linear ou com aparelhos como *Cyberknife* ou *Gamma Knife*. Esta técnica é atualmente utilizada com ótimos resultados para o tratamento de oligometástases intracranianas ⁴.

A radioterapia de intensidade modulada é uma modalidade de tratamento que permite administrar altas doses de radiação aos volumes-alvos, minimizando as doses nos tecidos saudios adjacentes de forma muito eficaz. No IMRT é definida a dose tanto para o GTV como para os OAR. Logo, através de programas computacionais utilizados para o planejamento do tratamento, são definidos uma série de padrões de modulação onde cada ângulo do feixe deve alcançar as doses prescritas pelo médico. Em geral, são utilizados cerca de 5 a 9 campos de radiação, que são administrados ao paciente a partir de aceleradores lineares com sistemas de colimação de múltiplas folhas (MLC). A toxicidade resultante da radioterapia pode ser reduzida em boa parte dos casos utilizando IMRT, que permite também escalonamento de dose para melhorar os resultados de controle local ⁴.

A radiocirurgia intraoperatória é uma modalidade de tratamento que permite a utilização de altas doses em comparação com a radioterapia convencional. A dose de radiação é administrada diretamente no volume tumoral, com exposição mínima dos tecidos saudios que são blindados com placas de atenuação para proteger os órgãos de risco ²⁷. O objetivo da IORT é melhorar o controle local do tumor e as taxas de sobrevida para pacientes com diferentes tipos de câncer.

A radioterapia guiada por imagem é indicada principalmente em casos de lesões tumorais que podem se mover durante o tratamento devido às diferenças nos órgãos adjacentes como, por exemplo, bexiga cheia e vazia, respiração, etc. O IGRT envolve radioterapia

conformada guiada por ultrassom ou radiografias ou mesmo CT feitas na sala de tratamento. Com o uso desta técnica torna-se possível entregar doses de radiação maiores em alvos cada vez mais específicos, num tempo menor. A técnica é indicada para irradiar células doentes nos mais variados órgãos tais como próstata, cabeça e pescoço, abdômen, reto, dentre outros ²⁵.

A arcoterapia volumétrica modulada é uma evolução da radioterapia de intensidade modulada. Essa técnica consiste em um tratamento em arco volumétrico que proporciona uma distribuição de dose 3D precisa com uma única rotação de 360° do equipamento em torno do volume alvo. Isso é possível devido a um algoritmo de planejamento que altera simultaneamente três parâmetros durante o tratamento: a velocidade de rotação do equipamento, o uso do colimador multifolhas e a taxa de dose liberada. Assim, todo o volume alvo é atingido de tal forma que a radiação seja distribuída precisamente em três dimensões ²⁵.

2.4 Método de Monte Carlo para o transporte de radiação

Em geral, para modelar as interações de radiação com a matéria, a fim de obter a distribuição da dose absorvida existem duas estratégias: uma é basicamente determinística e a outra é estocástica. Dentro desta última está o método baseado na técnica de Monte Carlo (*Monte Carlo code* – MC). A abordagem determinística constrói o modelo por um sistema acoplado de equações lineares de Boltzmann que descrevem o comportamento do transporte de fótons, elétrons, pósitrons, etc., em um ambiente determinado. Essa técnica funciona bem em meios homogêneos de níveis macroscópicos, mas tem alguns inconvenientes nas interfaces entre diferentes meios.

A simulação utilizando o MC, por outro lado, é uma técnica quantitativa que utiliza estatística e computação para simular, utilizando modelos matemáticos, o comportamento aleatório dos sistemas reais. Assim os processos físicos são simulados teoricamente sem resolver totalmente o sistema de equações. O MC tem sido explorado como uma alternativa aos métodos determinísticos, e embora seja mais preciso, requer longos tempos computacionais. O MC é considerado o mais apropriado para descrever os feixes de radiação em configurações simples ou complexas, como os feixes dos LINACs e a sua interação com a região irradiada, possibilitando assim estudos em regiões de interface, bem como o conhecimento dos componentes no processo de deposição de energia ²⁷.

2.4.1 O Código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*)

O MC tem se tornado, ao longo dos anos, uma ferramenta fundamental para cálculos de dose absorvida, e outras grandezas de interesse, relacionados ao tratamento do câncer por radiação tanto com fontes externas como com fontes internas. Além disso, as aplicações do método têm se estendido para a avaliação de dose em procedimentos diagnósticos e estudos sobre qualidades de imagens médicas em geral ⁷. Com o aumento da utilização deste método, também surgiram vários códigos computacionais, alguns para aplicações gerais e outros específicos para determinadas áreas de pesquisa. Dentre esses códigos, podem-se citar os mais conhecidos: EGS, MCNP, GEANT, PENELOPE, entre outros. Dentre vários códigos baseados em técnicas de Monte Carlo, o MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) foi escolhido para os cálculos apresentados neste trabalho. O MCNP é um código flexível que permite a utilização de registros para a modelagem de fontes e geometrias não convencionais. Esse código tem diferentes técnicas de redução de variância e diversos registros de magnitudes dosimétricas ²⁸.

O código MCNP é um código de transporte de radiação (fótons, nêutrons, elétrons, etc.) por métodos de Monte Carlo, que permite a estimativa das magnitudes dosimétricas, tais como a corrente, o fluxo ou energia depositada, normalizados de acordo com o número de histórias simulado.

2.4.1.1 Bibliotecas de transporte de fótons

O código MCNP utiliza a biblioteca MCPLIB04 para o transporte de fótons. Essa biblioteca com base na EPDL97 para cálculos de transporte de fótons do LLNL (Lawrence Livermore National Laboratory) ²⁸. A biblioteca MCPLIB04 inclui as seções de choque dos fótons para os elementos com número atômico de 1 a 100, do hidrogênio ao fêrmio, em uma faixa de energias entre 1 keV e 100 GeV.

2.4.1.2 Bibliotecas de transporte de elétrons

O MCNP usa a biblioteca EL03 para o transporte de elétrons, substituindo a biblioteca anterior EL01, que foi introduzido no código pela primeira vez na versão 4C ²⁸.

2.4.1.3 Registros dosimétricos em MCNP

Em uma simulação de Monte Carlo, cada partícula emitida pela fonte pode contribuir na magnitude dosimétrica que deseja estimar, tornando-se necessário gravar cada uma dessas contribuições. O registro é um contador das contribuições produzidas por cada história durante uma simulação de Monte Carlo que estão relacionadas, por exemplo, com a corrente de partículas, seu fluxo e a deposição de energia.

Em MCNP os registros classificam-se em registros de superfície (F1, F2), de volume (F4, F6, F7, F8) e pontuais (F5) ²⁸.

Nos registros de superfície, o registro é efetuado cada vez que uma partícula passa através da superfície de controle, enquanto nos registros volume o registro é produzido cada vez que a partícula entra e sai do volume considerado.

Em registros pontuais (F5, FIR5, FIP5, FIC5), um registro é produzido cada vez que uma partícula é gerada ou interage fisicamente no modelo. Um asterisco (*) antes de cada registro indica que o resultado é multiplicado pela energia da partícula.

O registro *F8 foi escolhido na realização dos cálculos de distribuição de dose. O registro F8 por sua vez fornece a distribuição de energia de pulso criado em uma célula que representa um detector. Também pode fornecer a deposição de energia nesta célula (*F8). A contagem da altura do pulso é análoga a um detector físico. Enquanto o registro F4 foi usado no cálculo da fluência de fótons.

2.4.1.4 Paralelização do código

O principal objetivo da computação paralela é a redução do tempo computacional (ou obter maior desempenho) para a resolução de um problema.

Para obter um paralelismo real é preciso adicionar, pelo menos, mais um processador. Este outro processador pode estar executando outro processo, mas não necessariamente.

Ele pode estar executando o mesmo processo, contribuindo assim com a diminuição do tempo total de execução.

Existem diversos pacotes de paralelização, dos quais os mais utilizados são o MPI (*Message Passing Interface*) e o PVM (*Parallel Virtual Machine*). O MPI é uma biblioteca de funções em linguagem C ou sub-rotinas em FORTRAN, usadas para executar a comunicação de dados entre processos em um ambiente paralelo distribuído²⁹. Por outro lado, o sistema PVM é um conjunto integrado de bibliotecas e programas que fazem a emulação de um sistema flexível, de uso geral numa rede distribuída e heterogênea de computadores³⁰.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve em detalhes a modelagem com MCNP do CLINAC 600 C/D da Varian. Em particular, descreve-se a modelagem da geometria e materiais da unidade de radioterapia e as condições especiais da simulação do transporte de partículas que passam através do cabeçote até ser registradas no detector localizado em um objeto simulador de água. São detalhados os elementos mais importantes utilizados no desenvolvimento do modelo computacional do cabeçote do acelerador. Também são descritos os procedimentos e elementos específicos utilizados nas medições experimentais.

3.1 Descrição dos componentes do cabeçote

O desenvolvimento de um modelo computacional simples e confiável de um CLINAC 600 C/D da Varian, é uma parte essencial deste projeto. Para isso, foram simulados os componentes fundamentais do cabeçote do acelerador linear com base em informações detalhadas do fabricante. A Figura 13 apresenta os componentes incluídos no modelo computacional desenvolvido.

Uma placa de tungstênio faz a função de alvo para o feixe de elétrons. Esta placa encontra-se ligada na sua parte inferior com um filtro de cobre. Um espectro de fótons é gerado devido ao *bremstrahlung* produzido da interação do feixe de elétrons com o alvo de tungstênio. Abaixo do alvo localiza-se o colimador primário de tungstênio. Este componente tem um orifício cônico de 28° de amplitude no seu interior, onde é inicialmente colimado o espectro de fótons. Após o colimador primário encontra-se o filtro aplanador. Feito de cobre, esse filtro está projetado para absorver a radiação em uma maior proporção na área central do feixe de fótons. O projeto cônico do filtro aplanador permite absorver parte da radiação com uma diminuição gradual do centro para as bordas. Assim, perfis de dose uniformes e praticamente aplanados são obtidos, e assim a distribuição de dose no paciente é melhorada.

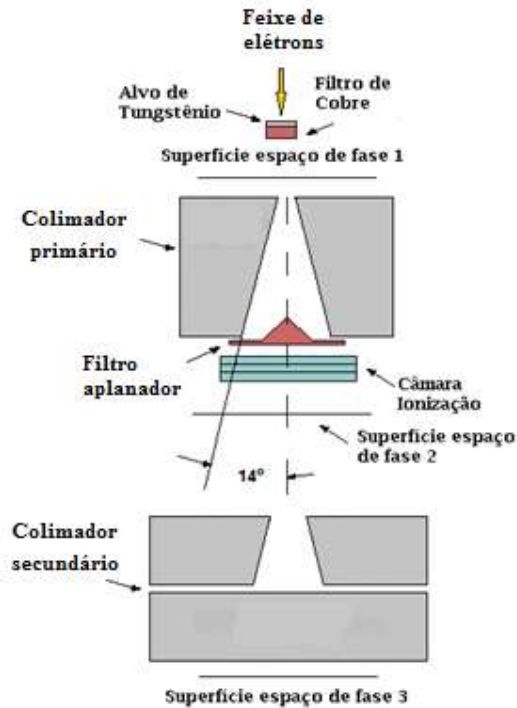


Figura 13. Componentes do CLINAC incluídos no modelo computacional desenvolvido.

A câmara de ionização existente no equipamento não foi incluída no modelo. Estudos anteriores mostram que a câmara de ionização não tem influência significativa sobre o feixe de fóton ^{11,31}.

3.2 Campo de irradiação

Uma característica essencial na definição do modelo a desenvolver é a correta definição do campo de irradiação. Em um CLINAC 600 C/D, o campo de irradiação é definido pelo colimador secundário, formado por quatro blocos de tungstênio compondo um sistema de diafragma ajustável. Dois blocos que formam a colimação superior na coordenada X e os outros dois que formam a colimação inferior no eixo Y. A Figura 14 apresenta uma representação esquemática das mandíbulas do colimador secundário definindo os campos de irradiação 5x5, 10x10 e 20x20 cm².

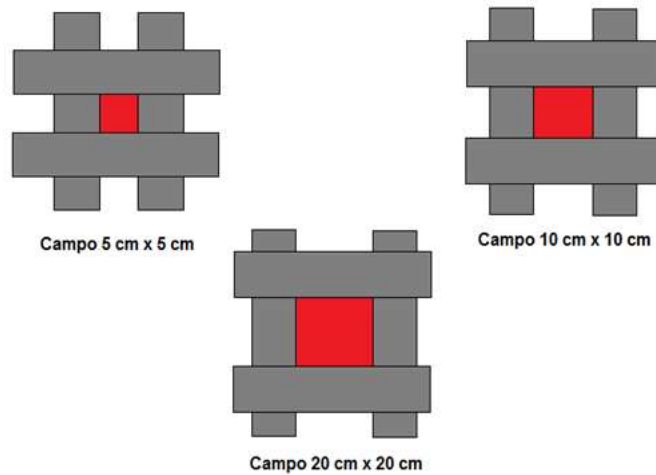


Figura 14. Campos de irradiação definidos pelo colimador secundário.

3.3 Parâmetros dosimétricos usados na validação do modelo

Com o objetivo de realizar uma melhor avaliação do modelo computacional serão utilizados dois parâmetros dosimétricos amplamente empregados em protocolos de controle de qualidade nos LINACs. O primeiro é o Percentagem de Dose Profunda (PDP), através do qual é caracterizada a distribuição de dose no eixo central²⁰. O PDP é definido pela equação 1. A Figura 15 apresenta um esquema das considerações para o cálculo do PDP.

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (1)$$

onde,

D_{d_0} = Dose máxima na profundidade de referência;

D_d = Dose em uma profundidade determinada;

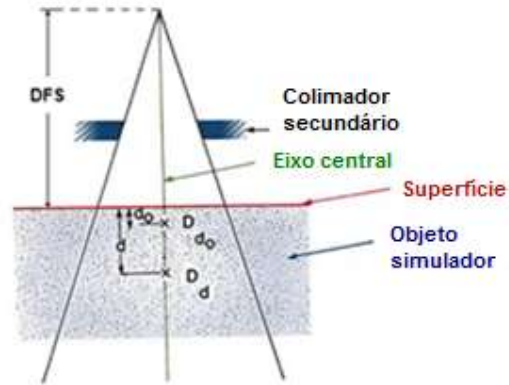


Figura 15. Representação esquemática do Percentagem de Dose Profunda (PDP)
 Fonte: KHAN, F., 2003, p. 162.

Como ilustrado na Figura 16, o PDP decresce com o aumento da profundidade depois de atingir a dose máxima, a qual é denominada região de descenso. No entanto, na região definida entre a superfície do objeto simulador e a dose máxima, está localizada uma região de aumento da dose, resultante das contribuições dos elétrons secundários gerados pelo feixe fótons. Esta região é denominada *build-up*, e sua área sob a curva é proporcional a energia do feixe ²⁰.

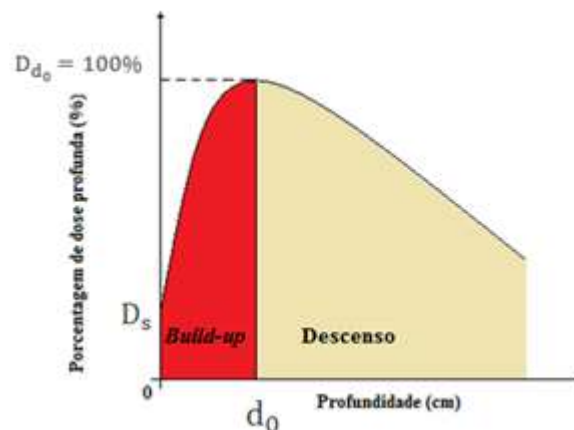


Figura 16. Gráfico do PDP.

O segundo parâmetro dosimétrico utilizado é o perfil lateral do feixe, para o qual é calculada a dose perpendicularmente ao eixo central em uma profundidade determinada.

A Figura 17 apresenta o efeito do filtro aplanador e o colimador primário sobre o perfil lateral do feixe. Na figura também foi localizada a região de planura (Sombra) e a região de penumbra (entre o 90% e o 10%).

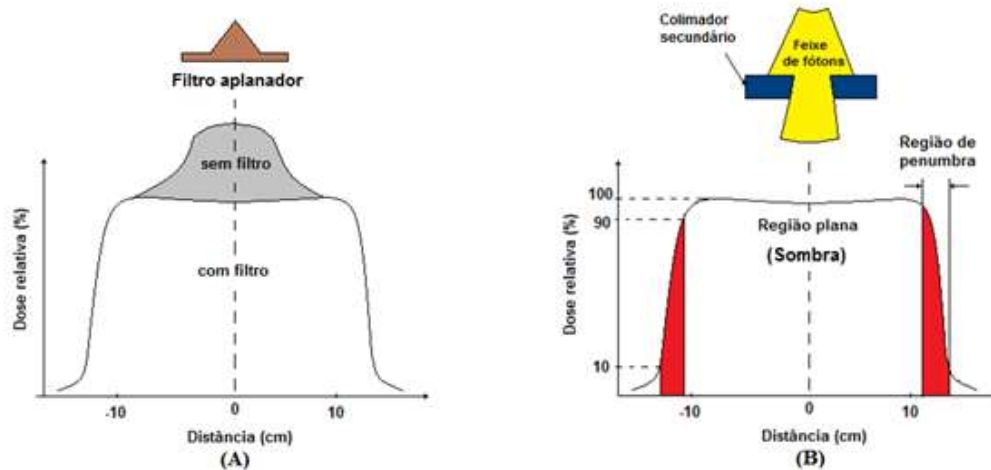


Figura 17. Influência do filtro aplanador na homogeneidade do feixe de fótons (A).
Efeito do colimador secundário na amplitude do perfil lateral do feixe (B).

3.4 Simulação do CLINAC Varian 600 C/D com Monte Carlo

O código MCNP permite o desenvolvimento do modelo computacional 3D do cabeçote do LINAC. Na simulação do CLINAC 600 C/D foram usados os componentes descritos anteriormente, com suas respectivas geometrias, composições químicas e densidades. KARZMARK, C. J. et al. (1993) determinaram que o ângulo típico de incidência do feixe de elétrons de um LINAC está no intervalo entre $0,06^\circ$ e $0,3^\circ$. Este intervalo é muito próximo de 0° , de modo que nesta simulação uma fonte de disco monodirecional (de raio igual a 0,05 cm) é assumida como o feixe de elétrons incidente no alvo de tungstênio²³. Uma das principais dificuldades para simular o feixe de elétrons gerado por um acelerador linear é o desconhecimento da sua energia média. A energia média adequada do feixe primário de elétrons foi determinada através do cálculo do Porcentagem de Dose Profunda (PDP) para diferentes energias no intervalo entre 6 a 6,5 MeV para um tamanho do campo de 20 x 20 cm². Logo através do método de tentativa e erro foi escolhida a

energia média do feixe de elétrons, para a qual os cálculos de PDP com MCNP tivessem o menor erro relativo associado as medições ³².

O espectro de fótons gerados por *bremstrahlung* foi estudado através do cálculo da fluência de fótons registrados sobre uma célula cilíndrica. A célula foi localizada abaixo do filtro de cobre (a 0,7 cm da fonte), onde foi calculada a fluência de fótons na faixa de energia entre 0,01 e 6,3 MeV, através do registro F4. A Figura 18 apresenta um esquema com os componentes e considerações para o cálculo da fluência de fótons.

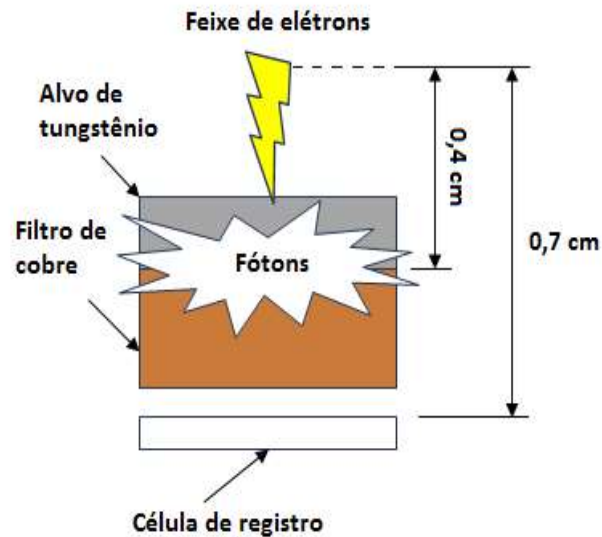


Figura 18. Componentes incluídos no cálculo de fluência de fótons.

A fim de obter resultados com incerteza estatística abaixo de 1%, segundo estudos anteriores, até 10^{11} partículas primárias foram requeridas ^{5,32,33}. Neste trabalho, os cálculos com MC foram realizados usando 10^7 e 10^8 partículas iniciais, com o objetivo de verificar a validade do modelo computacional desenvolvido com um tempo de cálculo menor. No entanto, para uma avaliação mais precisa do modelo computacional desenvolvido, em futuros trabalhos, um maior número de partículas primárias deverá ser utilizado.

Para reduzir o tempo de processamento e melhorar a incerteza estatística, a simulação inclui três superfícies espaço de fase (*Phase-Space – PS*). A inclusão de superfícies PS dividiu a simulação em quatro etapas. A primeira etapa inclui a interação do feixe de elétrons com o alvo de tungstênio. Localizada justamente abaixo do alvo de tungstênio, a primeira superfície registra o espectro de fótons gerados por *bremstrahlung* devido a

interação dos elétrons com o alvo. Na segunda etapa, os fótons registrados são usados como a nova fonte de irradiação. Após interagir com o colimador primário e o filtro aplanador, se realiza um novo registro, mas desta vez na saída do filtro aplanador.

Na terceira etapa, o feixe de fótons passa pelo colimador secundário e um novo arquivo PS é gerado abaixo deste colimador. Neste arquivo armazena-se a energia, e a distribuição angular e espacial dos fótons, registrados na superfície PS.

Finalmente, na quarta etapa, as partículas registradas após o colimador secundário são definidas como a nova fonte de irradiação, e logo, as partículas são transportadas para o objeto alvo, neste caso, o objeto simulador de água.

Um objeto simulador com dimensões de 30 x 30 x 30 cm³ foi modelado e colocado a uma distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm. A Figura 19 apresenta a imagem de um objeto simulador tipo MP3. Os cálculos de PDP foram realizados usando tamanhos do campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm². No entanto, os cálculos de perfil de dose do feixe de fótons foram realizados a 5 e 10 cm de profundidade no objeto simulador de água e usando os mesmos tamanhos do campo.



Figura 19. Objeto simulador tipo MP3.

Fonte: PTW BEAMSCAN. Disponível em: <www.ptw.de>

Acesso em: 8 de junho 2016.

Para os cálculos de dose em profundidade, 40 detectores esféricos de 0,25 cm de raio foram posicionados no feixe central no interior do objeto simulador a partir dos 0,5 cm de profundidade até os 20 cm. Na configuração da simulação para os cálculos de perfil do feixe, foram definidos 29 detectores em forma de cubos com arestas de 0,5 cm. Esses detectores foram dispostos horizontalmente a 5 e 10 cm de profundidade em um objeto

simulador. A Figura 20 ilustra o posicionamento dos detectores no interior do objeto simulador de água.

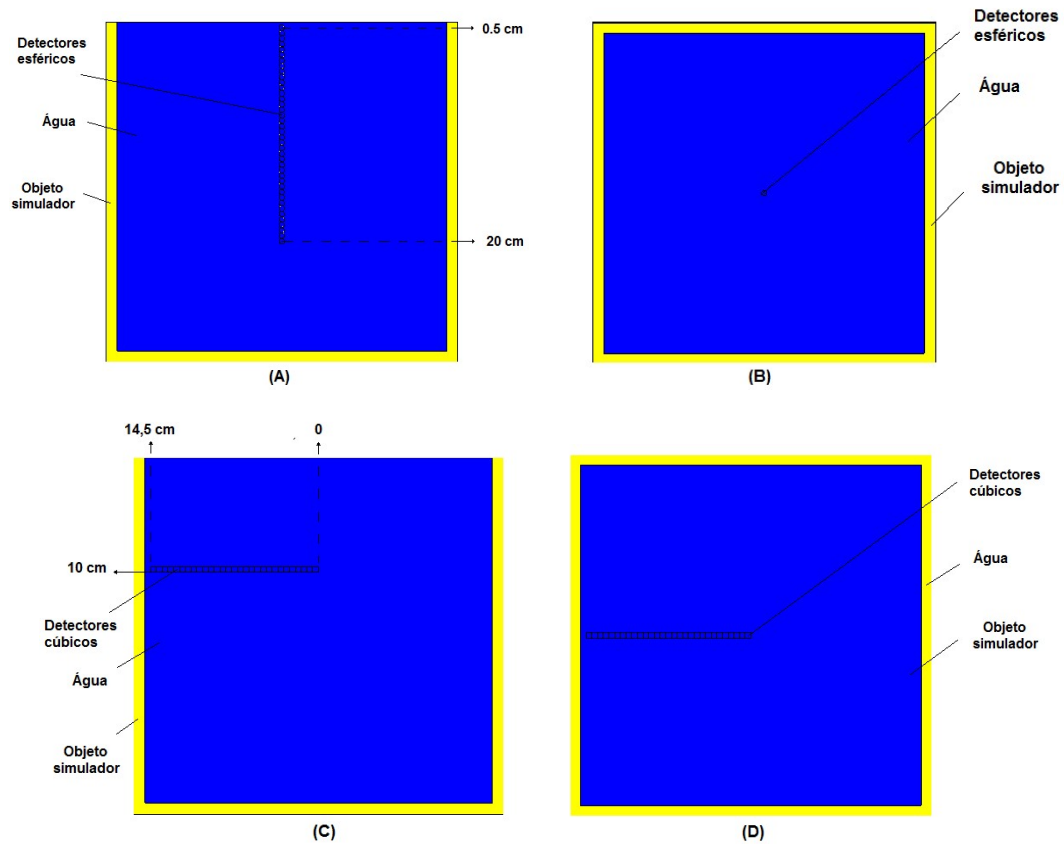


Figura 20. Vista frontal do objeto simulador com o posicionamento dos detectores esféricos (A). Vista superior do objeto simulador com o posicionamento dos detectores esféricos (B). Vista frontal do objeto simulador com o posicionamento dos detectores cúbicos (C). Vista superior do objeto simulador com o posicionamento dos detectores cúbicos (D).

Para calcular a distribuição de dose lateral e na profundidade do objeto simulador de água, foi usado o registro *F8, que fornece a energia depositada por partícula (MeV). Logo esses resultados fornecidos em MeV foram divididos pela massa do detector usado na simulação, e depois, multiplicados por uma constante de conversão de $1,602 \times 10^{-10}$ para a conversão de $\text{MeV} \cdot \text{g}^{-1}$ para gray (Gy) ³⁴.

3.5 Medição experimental

A fim de validar o modelo computacional do cabeçote do LINAC, foram tomadas como dados de referência as doses obtidas pela utilização do protocolo dosimétrico, TRS (Technical Reports Series) 398 da Agência Internacional de Energia Atômica (2000), aplicado ao CLINAC 600 C/D da Varian. Esse protocolo define o formalismo para calcular a dose absorvida na água ($D_{W,Q}$) na profundidade z_{ref} . Considerando que a câmara de ionização se encontra no interior do objeto simulador de água a uma profundidade z_{ref} , onde se pretende medir $D_{W,Q}$. Este valor de dose é calculado de acordo com a equação 2, descrita a seguir:

$$D_{W,Q} = M_Q \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

onde M_Q é a leitura do dosímetro, N_{D,W,Q_0} é o fator de calibração obtido a partir de um padrão de laboratório e, k_{Q,Q_0} é um fator de correção da qualidade do feixe. Este fator corrige as diferenças entre o campo de calibração e campo clínico.

Um objeto simulador de água foi utilizado nas medições de dose. O uso de uma câmara de ionização com um sistema de posicionamento motorizado permitiu a realização de medições precisas. Esse sistema garante que as câmaras de ionização executem varreduras rápidas no objeto simulador.

A câmara de ionização usada foi uma do tipo Wellhoffer IC 70 Farmer, à prova d'água. As curvas de PDP foram obtidas das medições de $D_{W,Q}$, feitas a cada 0,5 cm da superfície do objeto simulador de água até os 29 cm de profundidade. Quanto ao perfil de dose, este foi obtido através das medições de $D_{W,Q}$ realizadas perpendicularmente ao eixo central do feixe cada 0,25 cm para profundidades de 1,5 cm, 5 cm, 10 cm e 20 cm no objeto simulador de água. Todos estes procedimentos de medição foram considerados nas simulações com MCNP. Assim, a comparação entre os cálculos simulados computacionalmente e as medições têm mais validade. Os dados foram normalizados baseando-se no máximo valor de dose obtida nas medições para tamanhos do campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm².

3.6 Critérios de recomendação

Vários critérios de recomendação foram levados em consideração para se avaliar a exatidão e a validade do modelo computacional desenvolvido. Conforme relatado por VERHAEGEN, F. (2003), nas curvas de PDP, diferenças abaixo de 2% entre os cálculos com MC e as medições experimentais são admissíveis na região de descenso. No entanto, segundo VENSELAAR, J. *et al.* (2001) na região de *build-up*, diferenças menores de 10% são aceitáveis no caso de uma geometria de modelo homogêneo.

No caso das curvas do perfil de dose do feixe, VENSELAAR, J. *et al.* (2001) propõem valores de tolerância de 2% na região plana e 10% na região de penumbra. As diferenças entre os resultados das medições e os cálculos com MC foram determinadas através da equação 3, onde é calculado o erro relativo associado as medições cuja expressão é apresentada a seguir:

$$Dif_{\%} = \frac{\text{Cálculo}_{MC} - \text{Medições}}{\text{Medições}} \times 100 \quad (3)$$

Para uma avaliação mais precisa dos critérios de tolerância anteriormente discutidos foi calculado o desvio padrão associado ao erro relativo médio através da equação 4 e 5:

$$\text{Variância} = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - X_{med})^2}{n} \quad (4)$$

$$\sigma = \sqrt{\text{Variância}} \quad (5)$$

onde,

X_{med} = Média aritmética;

X_i = Dado da série;

n = Tamanho da população;

σ = Desvio padrão;

Na Figura 21 apresenta-se uma representação esquemática das curvas de perfil do feixe e do PDP, onde estão localizados os valores máximos de tolerância nas regiões de interesse baseados nos critérios de recomendação anteriormente abordados.

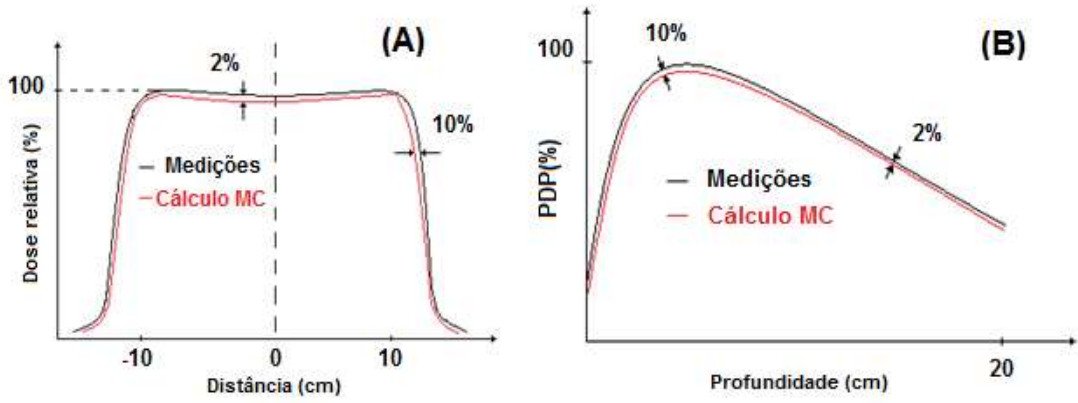


Figura 21. Tolerância máxima nas regiões de estudo nos gráficos de perfil do feixe (A) e PDP (B).

4. RESULTADOS E ANÁLISES

Todos os cálculos de MC foram executados usando uma CPU Intel Xeon do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG. Essa CPU tem 24 núcleos de 3,47 GHz de frequência, e 94,5 GB de memória RAM. O *Parallel Virtual Machine* (PVM) foi usado na paralelização do código de MCNP.

4.1 Validação do modelo computacional

4.1.1 Modelo computacional desenvolvido

O modelo computacional do CLINAC 600 C/D foi desenvolvido usando o código MCNP. Os componentes fundamentais do cabeçote do acelerador linear foram incluídos neste modelo computacional conforme representados na Figura 22. Nesta figura também são apresentadas as quatro fases do modelo computacional definidas por três superfícies FS. O uso destas superfícies FS permitiu uma melhora estatística e um ganho de tempo de cálculo significativo.

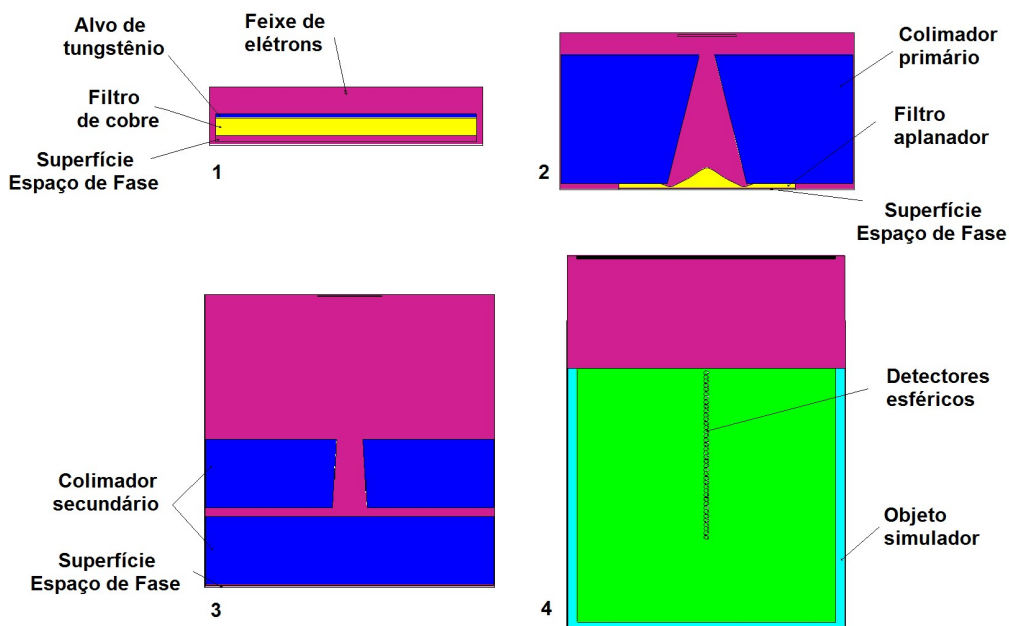


Figura 22. Imagem das quatro fases do modelo computacional do cabeçote do CLINAC 600C/D

4.1.2 Energia média do feixe de elétrons

Os testes feitos através do método de tentativa e erro onde foram comparadas às curvas de PDP obtidas das simulações e das medições, considerando valores de energia na faixa de 6 a 6,5 MeV. Os resultados mostraram que a energia média adequada do feixe de elétrons para o modelo computacional do CLINAC 600 C/D da Varian, foi de 6,3 MeV. A Figura 23 apresenta a comparação entre a curva de PDP obtidas através do código MCNP e das medições usando um tamanho de campo de 20x20 cm² e 10⁸ partículas da fonte. Este gráfico ilustra a maior correspondência entre a curva de PDP obtida com MC e a obtida dos dados experimentais, alcançada precisamente para uma energia média dos elétrons incidentes de 6,3 MeV.

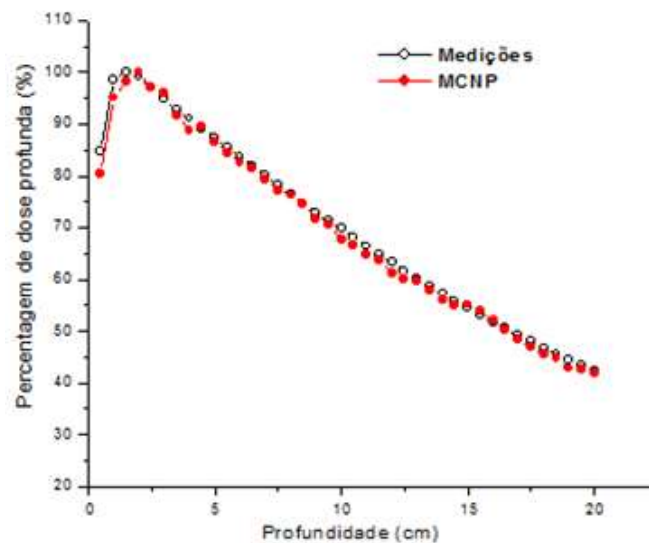


Figura 23. Comparação entre as curvas do PDP do cálculo com MC e das medições usando um tamanho de campo de 20x20 cm² e 10⁸ partículas da fonte.

Nas simulações realizadas para a determinação da energia média adequada do feixe de elétrons foi usada uma célula esférica de exclusão de 90 cm de raio (Tipo 1) em cada uma das fases do modelo computacional desenvolvido.

No entanto, com o objetivo de obter uma melhora estatística e um ganho de tempo de cálculo significativo, no resto das simulações com MC foi empregada uma célula esférica

de exclusão de 25 cm de raio em cada uma das três primeiras fases do modelo, e uma célula de raio 60 cm (Tipo 2) na quarta fase do modelo computacional desenvolvido.

4.1.3 Análise da influência do número de partículas da fonte

O PDP e o perfil de dose foram calculados com MCNP para tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm². Os resultados dos cálculos foram logo comparados com as medições experimentais⁵. A Figura 24 apresenta a comparação entre as curvas de PDP dos cálculos com MC e das medições usando tamanhos de campo 5x5, 10x10 e 20x20 cm². Todas as curvas foram normalizadas para a dose máxima (D_{max}). No gráfico da Figura 24 (1), os cálculos com MC foram realizados utilizando 10⁷ partículas primárias, enquanto no gráfico da Figura 24 (2) foram consideradas 10⁸ partículas da fonte.

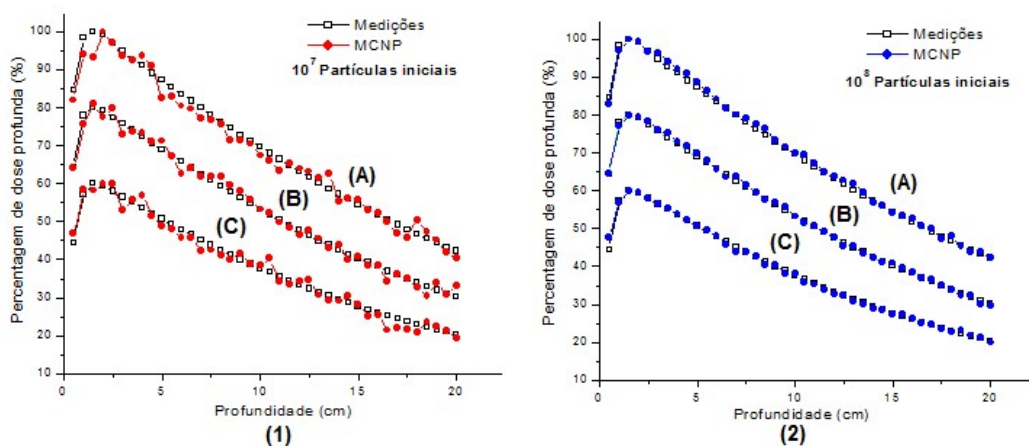


Figura 24. Comparação entre as curvas do PDP dos cálculos com MC e das medições usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm² (A). Cálculos de MC realizados com 10⁷ partículas iniciais (1). Cálculos de MC realizados com 10⁸ partículas primárias (2).

Conforme os valores descritos na Tabela 1, resultados conservadores foram obtidos nas simulações de MC com 10⁷ partículas primárias. Para este caso foram obtidos valores de erro relativo máximo de 9,6 % e erro relativo médio de 2,5 ± 2,3% na região de descenso da curva para tamanho de campo 10x10 cm², estando fora da faixa de tolerância segundo critérios de referência. No entanto os resultados dos cálculos com MC para 10⁸ partículas

iniciais mostraram-se consistentes com relação às medidas experimentais. Na Tabela 1 observa-se o aprimoramento destes resultados, obtendo-se um valor de erro relativo médio de $0,98 \pm 0,77$ % na região de descenso da curva para campo 10×10 cm². No caso da região de *build-up*, foram obtidos valores de erro relativo máximo de 1,9 % e erro relativo médio de $0,92 \pm 0,5$ %, ambos dentro da faixa de tolerância. Para tamanhos de campo 5×5 e 20×20 cm² e 10^8 partículas, na Tabela 1 observam-se também resultados razoáveis considerando os critérios de recomendação.

Tabela 1. Erro relativo associado às medições, considerando cálculos de PDP com MC para 10^7 e 10^8 partículas, e tamanhos de campo de 5×5 , 10×10 e 20×20 cm², respectivamente.

Região	No. Partículas	Campo (cm ²)	Erro relativo (%)			
			Mín.	Máx.	Mediã	σ
<i>Build-up</i>	10^7	5x5	0,9	6,4	3,6	2
		10x10	0,4	3,6	1,9	1,2
		20x20	0,1	6,6	2,7	2
	10^8	5x5	0	7,5	1,35	2,54
		10x10	0	1,9	0,92	0,5
		20x20	0,1	2,1	1,1	0,78
Descenso	10^7	5x5	0,15	9,4	4,4	3,2
		10x10	0	9,6	2,5	2,3
		20x20	0	7,8	2,9	1,8
	10^8	5x5	0	3,2	1,00	0,86
		10x10	0	2,8	0,98	0,77
		20x20	0,1	2,86	1,1	0,79

A Figura 25 apresenta a comparação entre as curvas de perfil do feixe dos cálculos com MC e dos dados experimentais usando tamanhos de campo 5×5 , 10×10 e 20×20 cm². Todas as curvas foram normalizadas para a dose máxima. No gráfico da Figura 25 (1), os cálculos com MC foram realizados simulando 10^7 partículas primárias. No caso do gráfico da Figura 25 (2), foram consideradas 10^8 partículas da fonte.

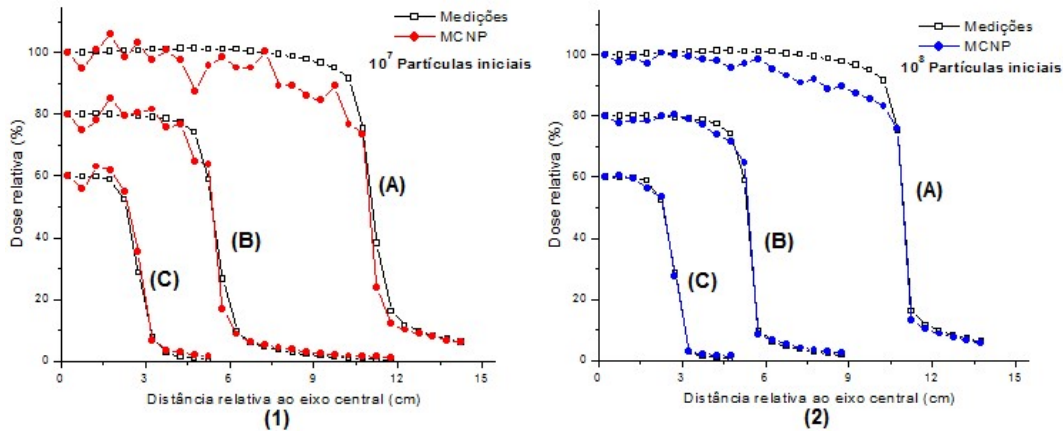


Figura 25. Comparação entre as curvas de perfil do feixe dos cálculos com MC e das medições usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm² (A). Cálculos de MC realizados com 10⁷ partículas iniciais (1). Cálculos de MC realizados com 10⁸ partículas primárias (2).

Conforme os valores apresentados na Tabela 2, resultados com uma considerável heterogeneidade foram observados nas simulações de MC com 10⁷ partículas. Para este caso foram obtidos valores de erro relativo máximo de 10,2 % e erro relativo médio de $5,3 \pm 4,2\%$ na região de planura (Sombra) da curva para 20x20 cm², estando fora da faixa de tolerância segundo critérios de referência. No entanto, os resultados dos cálculos com MC para 10⁸ partículas iniciais usando tamanhos de campo de 5x5, 10x10 cm², mostraram-se consistentes com relação aos dados experimentais. Na Tabela 2 observa-se o aprimoramento destes resultados, obtendo-se um valor de erro relativo médio de $0,9 \pm 0,38\%$ na região de sombra da curva calculada para tamanho de campo 5x5 cm². No caso da região de penumbra, foram obtidos valores de erro relativo máximo de 10,6 % e erro relativo médio de $5,6 \pm 3,6\%$, os dois dentro da faixa de tolerância.

No caso dos resultados dos cálculos com MC para 10⁸ partículas iniciais usando campo 20x20 cm², observa-se (Tabela 2) um grande aprimoramento em comparação aos obtido com 10⁷ partículas usando o mesmo campo. No entanto, estes resultados ainda estão fora da faixa de tolerâncias segundo os critérios de referência. Espera-se que tais resultados possam ser melhorados modificando-se as dimensões dos detectores usados para o cálculo do perfil do feixe e aumentando o número de partículas da fonte. Estes procedimentos serão realizados em trabalhos posteriores.

Tabela 2. Erro relativo associado as medições, considerando cálculos de perfil do feixe com MC para 10^7 e 10^8 partículas, e tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm^2 , respectivamente.

Região	No. Partículas	Campo (cm^2)	Erro relativo (%)			
			Mín.	Máx.	Media	σ
Sombra	10^7	5x5	0	6,9	4,4	2,6
		10x10	0,4	6,6	2,8	2,3
		20x20	0,2	10,2	5,3	4,2
	10^8	5x5	0	4,6	1,4	1,8
		10x10	0	4,5	1,6	1,4
		20x20	0	10	4,7	3,4
Penumbra	10^7	5x5	5,3	23,7	14,2	7,5
		10x10	1,1	37,1	14	12,2
		20x20	0,8	37,8	14,8	12,3
	10^8	5x5	2,2	10,6	5,6	3,6
		10x10	3,5	13,3	8,9	4
		20x20	0,3	19,6	9,4	5.8

Nos cálculos de MC com 10^8 partículas iniciais os valores de desvio padrão (associados ao MC) foram menores que 2%. No entanto, os cálculos realizados com 10^7 partícula primárias, mostraram desvio padrão de até 8%. Assim, fica evidenciada a dependência direta entre o número de partículas primárias e a precisão das grandezas estimadas, nas simulações com MC.

4.1.4 Discussão dos resultados na faixa de tolerância

Na Figura 26 estão representados os gráficos, resultado do estudo do PDP e perfil de dose. Estes foram realizado através da simulação de um cabeçote de CLINAC 600 C/D com MC considerando 10^8 partículas da fonte e célula de exclusão Tipo 2. Para os quais obtiveram-se os valores mais baixos de erro relativo associado as medições. Permitindo assim, junto a outros fatores de relevância, a validação do modelo.

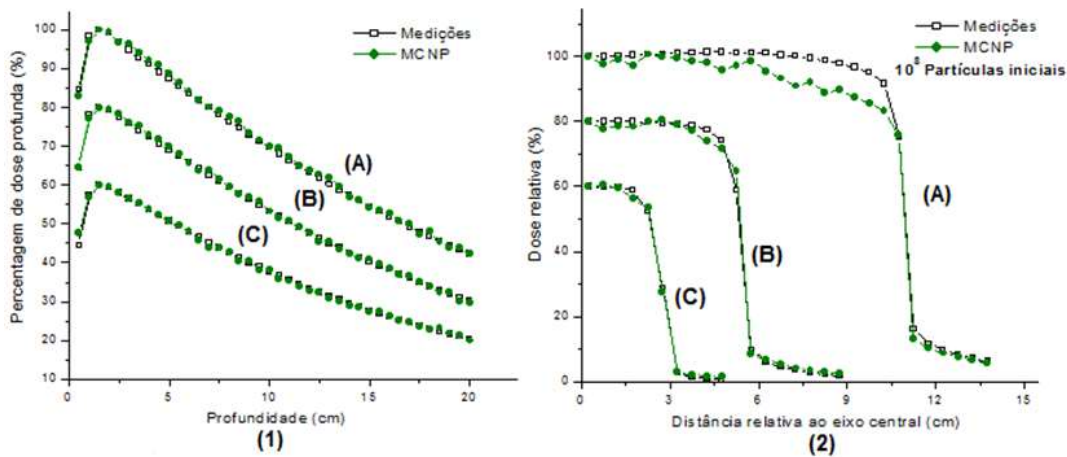


Figura 26. Comparação entre as curvas do PDP dos cálculos com MC e das medições (1), e entre as curvas de perfil do feixe dos cálculos com MC e das medições (2) usando tamanhos de campo 5x5 (C), 10x10 (B) e 20x20 cm² (A).

A Tabela 3 apresenta valores de erro relativo razoáveis considerando os critérios de recomendação considerados neste estudo. Somente no estudo do perfil do feixe usando campo 20x20 obtiveram-se resultados discretos, fora da faixa de tolerância. Os quais podem ser aprimorados mudando as dimensões dos detectores usados para este estudo e aumentando o número de partículas.

Tabela 3. Erro relativo associado as medições, considerando cálculos do PDP e perfil do feixe com MC para 10⁸ partículas, e tamanhos de campo de 5x5, 10x10 e 20x20 cm², respectivamente.

Estudo	Região	Campo (cm ²)	Erro relativo (%)			
			Mín.	Máx.	Media	σ
PDP	<i>Build-up</i>	5x5	0	7,5	1,35	2,54
		10x10	0	1,9	0,92	0,5
		20x20	0,1	2,1	1,1	0,78
	Descenso	5x5	0	3,2	1,00	0,86
		10x10	0	2,8	0,98	0,77
		20x20	0,1	2,86	1,1	0,79
Perfil do feixe	Sombra	5x5	0	4,6	1,4	1,8
		10x10	0	4,5	1,6	1,4
		20x20	0	10	4,7	3,4
	Penumbra	5x5	2,2	10,6	5,6	3,6
		10x10	3,5	13,3	8,9	4
		20x20	0,3	19,6	9,4	5.8

A Figura 27 mostra o espectro de fótons gerados por *bremstrahlung* obtido através do cálculo da fluência de fótons na faixa de energia de 0,01 a 6,3 MeV. A curva do espectro de fótons apresenta um comportamento padrão de um espectro contínuo de *bremstrahlung*.

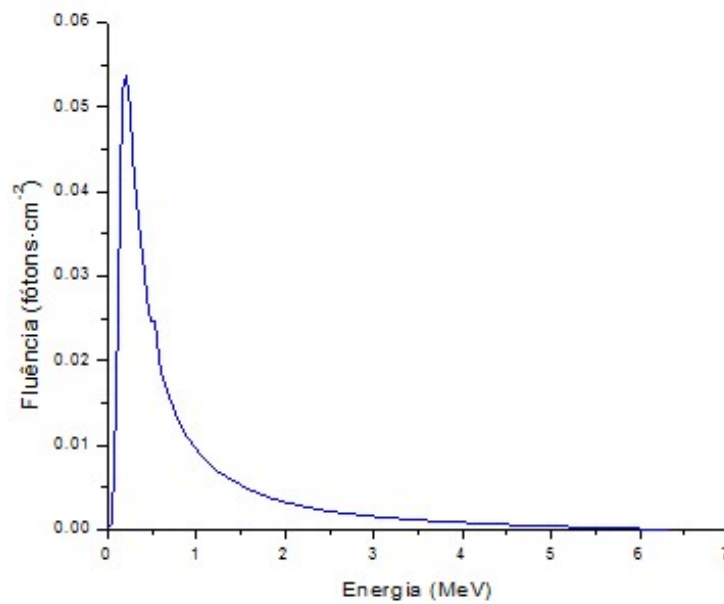


Figura 27. Espectro de fótons para um feixe de 6 MeV de energia nominal obtido através do cálculo da fluência de fótons a 0,7 cm da fonte.

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um modelo computacional do cabeçote do CLINAC 600 C/D da Varian. As especificações técnicas fornecidas pelo fabricante permitiram a criação do modelo computacional muito próximo ao aparelho que representa.

Da análise do espectro de fótons obtido conclui-se que a curva do espectro apresenta um comportamento típico de um espectro contínuo de *bremsstrahlung*.

As comparações entre os cálculos com MC e as medições apresentaram resultados na faixa de tolerância, considerando os critérios de recomendação, validando o modelo computacional desenvolvido como uma ferramenta confiável nos protocolos de controle de qualidade dos CLINAC 600 C/D da Varian.

Os parâmetros dosimétricos escolhidos (PDP e perfil de dose do feixe) e comparados foram cruciais na validação do modelo computacional. O uso de superfícies de espaço de fase permitiu uma melhora estatística e um ganho de tempo de cálculo significativo. O modelo desenvolvido usando 10^8 partículas primárias e geometria de exclusão Tipo 2 apresentou os valores mais baixos de erro relativo associado às medições, evidenciando sua influência na obtenção de um modelo computacional mais preciso.

REFERÊNCIAS

1. FERLAY J. et al. GLOBOCAN 2012 v1.0, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 11 [Internet]. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2013. Disponível em: <<http://globocan.iarc.fr>> Acesso em: 8 de jun. 2016.
2. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Estimativa 2016 – Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2015. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/bvscontrolecancer/publicacoes/edicao/Estimativa_2016.pdf> Acesso em: 8 de jun. 2016.
3. FERRIGNO, R. Panorama da Radioterapia no Brasil. Sociedade Brasileira de Radioterapia – SBRT, 2013. Disponível em: <<http://www.sbradioterapia.com.br/pdfs/panorama2013b.pdf>> Acesso em: 8 de jun. 2016.
4. SALVAJOLI, J. V.; SALVAJOLI, B. P. O papel da radioterapia no tratamento do câncer – avanços e desafios. *Revista Onco&*, p. 32-36, set./out. 2012.
5. SOUSA, R.V. Dose rate influence on deep dose deposition using a 6 MV x-ray beam from a linear accelerator. *Brazilian Journal of Physics*, v. 39, n.2, p. 292-296, 2009.
6. OLIVEIRA, A. H. et al. Monte Carlo Simulation of a Medical Linear Accelerator for Generation of Phase Spaces. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE, n. 6, 2013, Recife. Anais INAC 2013, 2013.
7. YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, v.3, n.1, p. 141-149. 2009.
8. LOVEROCK, L. Linear Accelerators. In: MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD J. C. (Org.). *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. New York: Taylor & Francis, 2007. p. 197-239.
9. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. I Encontro Nacional de Informação Regulatória. Brasil, 2005.
10. LEÃO, R. G. et al. Modeling and commissioning of a Clinac 600 CD by Monte Carlo method using the BEAMnrc and DOSXYZnrc codes. In: INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE, n. 7, 2015, São Paulo. Anais INAC 2015, 2015.
11. SEMPAU, J. et al. Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE. *Physics in Medicine and Biology*, v.46, n.4, p. 1163-1186, 2001.

12. SHEIKH-BAGHERI, D.; ROGERS, D. W. O. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Medical Physics*, v. 29, n. 3, p. 391-402, 2002.
13. VENSELAAR, J.; WELLEWEERD, H.; MIJNHEER, B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy Oncology*, v. 60, n.2, p. 191-201, 2001.
14. VERHAEGEN, F.; SEUNTJENS, J. Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, v. 48, n. 21, p. 107-164, 2003.
15. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Technical Report Series No. 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, 2000. 242 p.
16. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Manual para Técnicos em Radioterapia. Programa de Qualidade em Radioterapia. Disponível em: <<http://www.saocamilo-sp.br/biblioteca/base-dados/programa-qualidade-radioterapia.pdf>>
Acesso em: 8 de jun. 2016.
17. CHASSOT, A.I., Raios-X e Radioatividade. *Química Nova na Escola*, n. 2, p. 19-22, 1995.
18. MORAIS, B.; MARANGONI, A. Characteristic and operation of linear accelerators in radiotherapy and the aspects of radiotherapy planning development. *Tekhne e Logos*, v.6, n.2, p. 140-154, 2015.
19. PODGORSK, E. B., Production of X Rays. In: PODGORSK, E. B. (Org.). *Radiation Physics for Medical Physicists: Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*. Berlin: Springer, 2006. p. 86-115.
20. KHAN, F. Basic Physics. In: KHAN, F. (Org.) *The physics of radiation therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2003. p. 2-156.
21. VARIAN MEDICAL SYSTEMS, INC. *CLINAC 600C & 600C/D. Equipment Specifications*. Palo Alto, 2000. 8 p.
22. BIGGS P. J. Radiation Generators. *Physics Review Course 52nd Annual Meeting*, AAPM. Philadelphia, 2010. 31 p.
23. KARZMARK, C. J.; NUNAN, C. S.; TANABE E. Medical Electron Accelerators. New York: McGraw-Hill, 1993.
24. BOYER, A. et al. Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM Report No. 72. Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2001. p. 62.

25. TORRES, H. Física Medica. Técnicas de Radioterapia. 2011. Disponível em: <<http://fisicamedica.webnode.com.br/tecnicas-de-radioterapia/>> Acesso em: 8 de jun. 2016.
26. HERRANZ, E. et al. Iterative Reconstruction of Whole Accelerator Phase Spaces for Intraoperative Radiation Therapy (IORT) from Measured Dose Data. *Nuclear Science Symposium Conference Record*, IEEE. Valencia, 2011. p. 2644-2646.
27. BIELAJEW A. F. Fundamentals of Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. The University of Michigan. Ann Arbor, 2001. 348 p.
28. X-5 MONTE CARLO TEAM. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Los Alamos Nacional Laboratory, 2003. 340 p.
29. PACS TRAINING GROUP. Introduction to MPI. University of Illinois, 2001. 202 p.
30. GEIST, A. et. al. PVM: Parallel Virtual Machine. A Users' Guide and Tutorial for Networked Parallel Computing. Massachusetts: The MIT Press, 1994. 299 p.
31. HASSAN, A. N. et al., Monte Carlo study of electron dose distributions produced by the Elekta precise linear accelerator. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, v. 11, n. 6, p. 287-292, 2006.
32. MESBAHI, A. et al. Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 62, n. 3, p. 469-477, 2005.
33. MESBAHI, A. Development a simple point source model for Elekta SL-25 linear accelerator using MCNP4C Monte Carlo code. *Iran Journal of Radiation Research*, v. 4, n.1, p. 7-14, 2006.
34. SHAHBAZI-GAHROUEI, D.; AYAT, S. Determination of Organ Doses in Radioiodine Therapy using Monte Carlo Simulation. *World Journal in Nuclear Medicine*, v. 14, n. 1, p. 16-18, 2015.

APÊNDICE – Artigos Publicados

Resumos publicados em anais de congressos

- CANCINO, J. B.; SILVA, C. M.; SOUSA, R. V.; PEREIRA, C. Estudo Dosimétrico de um Acelerador Linear Clínico VARIAN 600 C/D utilizando o código MCNPX2.6.0. In: Semana de Emalaria Nuclear e Ciência das Radiações, n. 2, 2014, Belo Horizonte. Anais SENCIR 2014, 2014.
- CANCINO, J. B.; SILVA, C. M.; SOUSA, R. V.; PEREIRA, C. Development of a VARIAN 600 C/D Linear Accelerator model using MCNPX 2.6 Monte Carlo code. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, n. 14, 2015, Toronto. Anais IUPESM 2015, 2015.

Artigos pendente para publicação em periódicos

- CANCINO, J. B.; LEÃO, R. G.; VELASQUEZ, C. E.; SOUSA, R. V.; PEREIRA, C.; OLIVEIRA, A. H. Monte Carlo Dosimetric Study of a Varian 600 C/D Linear Accelerator Head Model: A Comparison Between MCNP, BEAMNRC and Measurements. *Brazilian Journal of Physics*.