



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE – **UFS**
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA – **PPGFI**
CURSO: MESTRADO EM FÍSICA

**AVALIAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR MÉDICO USANDO O CÓDIGO
PHITS**

Aracaju
Janeiro - 2024



FELLIPE OLIVEIRA FERRAZ SILVA

AVALIAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR MÉDICO USANDO O CÓDIGO PHITS

Dissertação apresentada ao curso de Mestrado em Física da Universidade Federal de Sergipe - UFS, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Física.

Orientador: Profa. Dra. Susana de Souza Lalic

Orientadora:
Profa. Dra. Susana de Souza Lalic

Orientando
Fellipe Oliveira Ferraz Silva

Aracaju
Janeiro - 2024



FELLIPE OLIVEIRA FERRAZ SILVA

AVALIAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR MÉDICO USANDO O CÓDIGO PHITS

Dissertação apresentada como um dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Física, no curso de Mestrado em Física da Universidade Federal de Sergipe.

Aprovado em:

Aracaju, 31 de janeiro de 2024.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Susana de Souza Lalic (Orientadora)
Professora Doutora, da Universidade Federal de Sergipe

Prof. Dr. Marcio André, Rodrigues Cavalcanti de Alencar
Professor Doutor, Universidade Federal de Sergipe

Prof. Dr. Walmir Belinato
Professor Doutor, do Instituto Federal da Bahia



*Dedico este trabalho, a minha mãe,
Zenaide de Oliveira Ferraz Silva
e ao meu pai,
Apolidário Ferraz Silva Neto*

Agradecimentos

Agradeço a Deus, por ter me dado saúde e força para superar todas as dificuldades que encontrei durante minha graduação.

A minha mãe Zenaide que lutou para que tanto eu quanto meu irmão tivéssemos sucesso, que me mostrou o quão era importante estudar fazendo sua graduação enquanto era mãe e trabalhava para nos sustentar.

Ao meu pai Apolidário que mesmo não tendo um curso superior, nos incentivava a estudar sabendo ele da importância que teria em nossas vidas.

Ao meu irmão João Vitor que é um exemplo a ser seguido e melhor irmão que poderia ter, agradeço a ele não só por ter me apoiado sempre, mas por sua paciência quase eterna comigo.

Aos meus tios Marcos e Sandra e também Rondinelly que eu considero como realmente meus pais, que me ajudaram tanto com conselhos durante todo o curso.

A minha esposa Islana que tanto me apoiou e incentivou na escrita desse trabalho de conclusão.

A minha primeira orientadora Simara que mesmo sem saber foi a pessoa que me fez desistir da ideia de trancar o curso e me apaixonar pela Física Médica.

A todos que fizeram parte direta ou indiretamente da minha formação, o meu muito obrigado.

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Instituição: Universidade Federal de Sergipe

Programa de Pós-graduação em Física

Mestrado em Física

UFS- Campus de São Cristóvão

Cidade Univ. Prof. José Aloísio de

Campos, Av. Marcelo Deda Chagas, s/n,

Bairro Rosa Elze São Cristóvão/SE

CEP: 49107-230

Telefone/Ramal: (79) 3194-6600

Título da Monografia:

Avaliação de um Acelerador Linear Médico usando o código PHITS.

Linha de Pesquisa:

Física Médica

Nome do discente:

Fellipe Oliveira Ferraz Silva

Nome da Orientadora

Prof^a. Dr^a. Susana de Souza Lalic

AVALIAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR MÉDICO USANDO O CÓDIGO PHITS

RESUMO

A radioterapia é uma modalidade essencial no tratamento do câncer, utilizando sistemas de planejamento 3D para avaliar tecidos saudáveis e alvos adjacentes. Durante o planejamento, a equipe de radiação médica busca maximizar a dose no órgão-alvo e minimizar as doses nos órgãos de risco, utilizando imagens de radiodiagnóstico. No entanto, a verificação da distribuição real da dose no tecido do paciente é desafiadora, devido à impossibilidade de colocar dosímetros dentro do corpo. Para abordar isso, foram desenvolvidos simuladores antropomórficos virtuais integrados aos códigos de Monte Carlo, permitindo a reprodução de situações clínicas e evitando irradiação inadequada. A simulação de Monte Carlo do transporte de radiação é considerada o método mais preciso para calcular a distribuição de doses em radioterapia e é amplamente utilizado para modelar LINACs na física médica. Antes da disponibilidade generalizada de sistemas computadorizados de planejamento de tratamento, as distribuições de doses eram calculadas manualmente a partir de gráficos de isodose. Neste estudo, propomos a simulação de um acelerador linear Elekta Precise com um feixe de 6 MV no código PHITS. A curva de dose profunda foi inicialmente simulada nos campos de 10 x 10 cm² e 40 x 40 cm². Os resultados obtidos através de Tally T-Deposit foram comparados com medidas experimentais, demonstrando equivalência com variações inferiores a 5%. Este método de avaliação numérica representa a melhor abordagem para validar valores medidos e calculados da distribuição de dose em radioterapia, permitindo avaliações em pacientes por meio de simuladores computacionais antropomórficos virtuais.

Palavras-chave: Radioterapia, Método Monte Carlo, Acelerador Linear, código PHITS

Evaluation Of A Medical Linear Accelerator Using The Phits Code

ABSTRACT

Radiation therapy is a crucial modality in cancer treatment, utilizing 3D planning systems to assess healthy tissues and adjacent targets. During planning, the medical radiation team aims to maximize the dose to the target organ and minimize doses to at-risk organs using images from radiodiagnosis images. However, verifying the actual dose distribution in the patient's tissue is challenging due to the impossibility of placing dosimeters inside the body. To evaluate the real dose distribution in patients' internal organs, virtual anthropomorphic simulators have been developed and integrated into Monte Carlo codes. This allows the reproduction of clinical situations and prevents undue irradiation. Monte Carlo simulation of radiation transport is considered the most accurate method for calculating dose distribution in radiotherapy and has become widely used for modeling linear accelerators in medical physics. Calculating the dose distribution in a patient is not straightforward. Before computerized treatment planning systems became widely available, dose distributions were manually calculated by adding estimated percentages from isodose charts. In this study, we propose simulating an Elekta Precise linear accelerator using a 6 MV beam in the PHITS code. The depth-dose curve was initially simulated in 10 x 10 cm² and 40 x 40 cm² fields. Results obtained through Tally T-Deposit were compared with experimental measurements, showing equivalence with variations below 5%. This numerical assessment method represents the best approach to validate measured and calculated dose distribution values in radiotherapy, enabling assessments in patients using virtual anthropomorphic computational simulators.

Keywords: Radiotherapy, Monte Carlo Method, Linear Accelerator, PHITS Code

LISTA DE SIGLAS

A → ampére

AAPM → Associação Americana de Física Médica

Bq → becquerel

cGy → centigray

CIRS → Computerized Imaging Reference Systems

cm → centímetro

ICRP → Comissão Internacional de Proteção Radiológica

Gy → gray

Linac → Acelerador Linear

kV → quilovolt

PHITS → Particle and Heavy Ion Transport code System

mm → milímetro

MMC → Método de Monte Carlo

MV → mega volt

PDP → Porcentagem de Dose Profunda

SI → Sistema Internacional

TMR → Relação Tecido Máximo

TPR → Relação Tecido Phantom

UM → Unidade de Monitora

α → Alfa

β → Beta

λ → Lambda

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- FLUXOGRAMA DOS PASSOS DE UM TRATAMENTO.	16
FIGURA 2- PROCESSO DE "BREMSSTRAHLUNG".	20
FIGURA 3- FORMAÇÃO DO RAIOS-X CARACTERÍSTICO.	21
FIGURA 4- MODELO SINTETIZADO DE UM TUBO DE RAIOS X.	22
FIGURA 5- ESPECTRO DE TUBO DE RAIOS X GERADO COM ANODO DE TUNGSTÊNIO.	22
FIGURA 6- IMAGEM CONTENDO ALGUNS COMPONENTES DE UM ACELERADOR.	24
FIGURA 7- ITENS DO CABEÇOTE DE UM LINAC. A: FEIXE DE FÓTONS. B: FEIXE DE ELÉTRONS.	26
FIGURA 8- DEMONSTRAÇÃO DE LEI DO INVERSO.	29
FIGURA 9- PORCENTAGEM DE DOSE COM A PROFUNDIDADE (D_d/D_{d0}) X 100, ONDE D_d É DOSE A QUALQUER PROFUNDIDADE E D_{d0} É A DOSE MÁXIMA NA PROFUNDIDADE DE REFERÊNCIA.	31
FIGURA 10- CURVAS DE PDP.	31
FIGURA 11- IMAGEM ILUSTRATIVA DOS ESTÁGIOS DO MÉTODO DE MONTE CARLO.	34
FIGURA 12- EXEMPLO DE CARACTERIZAÇÃO DE UMA CÉLULA.	36
FIGURA 13- EXEMPLO DE CARACTERIZAÇÃO DE PARÂMETROS.	37
FIGURA 14- EXEMPLO DE CARACTERIZAÇÃO DE UMA FONTE.	38
FIGURA 15- EXEMPLOS DE TALLIES.	38
FIGURA 16- SISTEMA COM SIMULADOR MODELO BLUE PHANTON.	40
FIGURA 17- CÂMARA DE IONIZAÇÃO.	41
FIGURA 18- LINAC ELEKTA PRECISE.	43
FIGURA 19- CONJUNTO DOSIMÉTRICO, ELETRÔMETRO DOSE1 E CÂMARA DE IONIZAÇÃO CC13.	44
FIGURA 20- SISTEMA COM SIMULADOR MODELO BLUE PHANTON II.	44
FIGURA 23 - REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO ACELERADOR ELEKTA SYNERGY E DO SIMULADOR DE ÁGUA.	47
FIGURA 24- IMAGEM DO CABEÇOTE DO MODELO ELEKTA SYNERGY E SIMULADOR DE ÁGUA.	47
FIGURA 25- IMAGEM DO FEIXE SIMULADO OBTIDO ATRAVÉS DO [T-TRACK] NA DIREÇÃO XZ NO PRIMEIRO CENÁRIO.	48

FIGURA 26- IMAGEM DO FEIXE SIMULADO OBTIDO ATRAVÉS DO [T-TRACK] NA DIREÇÃO XZ NO SEGUNDO CENÁRIO.....	49
FIGURA 27- CURVAS DE PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA L CALCULADAS PARA TAMANHO DE CAMPO DE 10 x 10 CM ² PARA FEIXE DE 6 MV.....	55
FIGURA 28- CURVAS DE PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA CALCULADAS PARA TAMANHO DE CAMPO DE 40 x 40 CM ² PARA FEIXE DE 6 MV.....	55

LISTA DE TABELAS

TABELA 1- POTENCIAL DE PENETRABILIDADE DOS FEIXES DE ENERGIAS DISTINTAS.....	24
TABELA 2- COMPONENTES PRINCIPAIS DE UM ACELERADOR.....	25
TABELA 3- CARACTERIZAÇÃO DE ALGUNS COMPONENTES DO CABEÇOTE.....	27
TABELA 4 - GUIA DE INTERPRETAÇÃO DOS ERROS RELATIVOS.....	39
TABELA 5- MÉDIAS E PORCENTAGENS DE DOSES DA PDPs ATÉ 30 CM EM CAMPO 10 x 10 CM ²	50
TABELA 6- MÉDIAS E PORCENTAGENS DE DOSES DA PDPs ATÉ 30 CM EM CAMPO 40 x 40 CM ²	51
TABELA 7– RESULTADOS DA SIMULAÇÃO EM PHITS DO PDPs ATÉ 30 CM DO CAMPO 40 x 40 CM ²	52
TABELA 8– RESULTADO DA SIMULAÇÃO EM PHITS DO PDPs ATÉ 30 CM DO CAMPO 10x10 CM ²	53
TABELA 9– COMPARATIVO ENTRE O RESULTADO EXPERIMENTAL E SIMULADO DA CURVA DE PDP COM O ERRO RELATIVO DE CADA MEDIDA PARA O CAMPO 10 x 10 CM ²	53
TABELA 10– COMPARATIVO ENTRE O RESULTADO EXPERIMENTAL E SIMULADO DA CURVA DE PDP COM O ERRO RELATIVO DE CADA MEDIDA PARA O CAMPO 40 x 40 CM ²	54

Sumário

1.Introdução	14
2. Objetivos.....	17
2.1 Objetivo Geral	17
2.2 Objetivos específicos.....	17
3. Fundamentação	18
3.1 Especificação da radiação.....	19
3.2 Interação de partículas com o núcleo atômico	20
3.2.1 Raios X	20
3.2.2 Espectro de Raios X	22
3.3 Caracterização do acelerador linear	23
3.4 Kerma e Dose absorvida.....	27
3.5 Cálculo de intensidade do feixe	28
3.6 Interação feixe-matéria	29
3.7 Porcentagem de dose de acordo com profundidade	30
3.8 Determinação da dose.....	31
3.9 Incertezas, Média e Erro relativo.....	32
3.10 Monte Carlo.....	33
3.10.1 Método Monte Carlo para transporte de radiação	33
3.10.2 Código PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System).....	34
3.10.3 Caracterização da simulação no PHITS.....	35
3.10.4 Arquivo de entrada - Input file	36
3.10.5 Bloco das geometrias.....	36
3.10.6 Bloco da Fonte.....	37
3.10.7 Bloco do Tally	38
3.10.8 Quantidade de histórias	39
3.10.9 Arquivo de saída - Output file.....	39
3.11 Objetos de Medição	40
3.12 PSFC4PHITS - Espaço de Fase	41
4. Materiais e Métodos	43
4.1 Acelerador linear (LINAC).....	43
4.2 Câmara de ionização e Eletrômetro.....	44
4.4 Objeto Simulador (Phantom).....	44
4.5 PDP (Porcentagem de dose profunda)	45

4.6 Modelo computacional desenvolvido.....	45
4.7 Verificação da Geometria.....	48
5. Resultados e Discussão	49
5.1 Porcentagem de dose profunda.....	49
6. Conclusão	56
6.1 Trabalhos futuros	56
7. Referências.....	57

1.Introdução

No contexto das doenças que mais afetam os indivíduos, o câncer segue como uma das principais doenças mundiais. Ela se divide em centenas de tipos diferenciados de doenças que se caracterizam pelo desordenado crescimento de células anômalas. A carcinogênese está ligada a circunstâncias multifatoriais que dá origem a mutações genéticas que podem ser tanto hereditárias quanto adquiridas. (INCA,2020).

No Brasil, estimativas indicam que novas ocorrências de câncer chegaram ao número de aproximadamente de quase 600 mil casos entre 2016 e 2017. Em termos globais essa estimativa poderá ser de 27 milhões em 10 anos ou até 2030. Portanto é inegável o fato de que para a população brasileira e mundial o câncer é uma questão de saúde pública, e tem que ser prioridade em todo mundo a sua prevenção e controle e por conseguinte o tratamento (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER,2020).

Existem diversos tipos de técnicas de tratamentos e abordagens que são definidas pelo oncologista para cada paciente, sendo elas radioterapia, quimioterapia, cirurgia, feitas de forma separada ou em conjunto, entre outras. Esses tratamentos são feitos em um hospital habilitado para execução da medicina oncologista, então um paciente ao ser diagnosticado com câncer ele é sempre encaminhado para tais hospitais (PODGORSAK, 2005).

Utiliza-se na radioterapia feixes de radiação ionizantes, que através de equipamentos de ortovoltagem e raios X superficiais são originados, também são utilizados LINACs ou equipamentos usando fontes de radiação, com todo o controle essencial para erradicar somente células tumorais.

Num tratamento radioterápico a dose a ser ministrada diariamente para cada modelo particular de tumor é estabelecida pelo radioterapeuta. Então o processo de simulação ocorre de forma em que o médico e o físico médico executam o local do tumor e posteriormente o campo da radiação tem suas dimensões essenciais determinadas. Assim sendo, o físico especialista utilizando de parâmetros conseguidos através dos procedimentos de comissionamento e dosimetria do equipamento, define os padrões radiométricos fundamentais para calcular o tempo de exposição ou as unidades monitoras satisfatórias para liberação da dose almejada. Apesar do fato de que geometria real da área nem sempre ser a considerada, os parâmetros são calculados levando em conta a dose no eixo central do feixe e campos

equivalentes que podem 10 x 10 cm² a 40 x 40 cm² (PODGORSAK, 2005; KHAN, 2003).

Ao adquirir um equipamento de radioterapia, é realizado o comissionamento e a instauração da máquina. Nesse processo de instalação o feixe é caracterizado e também é feita a quantificação dos parâmetros garantindo assim que softwares próprios de cada equipagem, realizem cálculos de unidades monitoras (UM), onde se tem a emissão de radiação calibrada no acelerador: Para o tratamento do paciente temos 1 UM equivalente a 1 cGy na profundidade do equilíbrio eletrônico. Logo o comissionamento é de fato a calibração primária executada na máquina que garantirá uma dose mais aproximada da que foi recomendada ao paciente pelo médico, e posterior ao comissionamento se dispõe de um serviço de radioterapia competente para realizar o tratamento (SCAFF, 1997; BIRAL, 2002).

Na realização de um tratamento radioterápico são necessárias seis etapas (Figura 1). A primeira é simulação do tratamento cujo propósito é encontrar a posição mais eficaz para o paciente, para que a mesma não precise ser alterada durante as sessões do tratamento, tornando menor a irradiação em tecidos sadios. Na segunda, a tomografia computadorizada (TC) é realizada com o paciente na mesma posição da simulação. O resultado é utilizado na estação computadorizada. Na terceira etapa, o delineamento é feito na pele para marcações da região irradiada e órgãos a serem protegidos. A quarta etapa consiste no planejamento. Nessa etapa o médico responsável demarca o alvo e órgãos a serem poupados. A partir dos dados passados pelo médico, o físico irá determinar a maneira mais eficiente de irradiar o alvo. O físico utiliza do sistema de planejamento para realização de tais cálculos. A quinta etapa consiste da aprovação do médico e do físico. Nesse momento o paciente será liberado para ter início do tratamento. E então, o médico e o físico realizam uma reavaliação do planejamento para garantir a precisão do tratamento com o que foi prescrito. Na quinta etapa é feita a simulação do plano de tratamento. Por fim, na sexta etapa, o técnico em radiologia executa o planejamento posicionando o paciente no acelerador linear garantindo assim as posições planejadas (SCAFF, 1997; BIRAL, 2002).

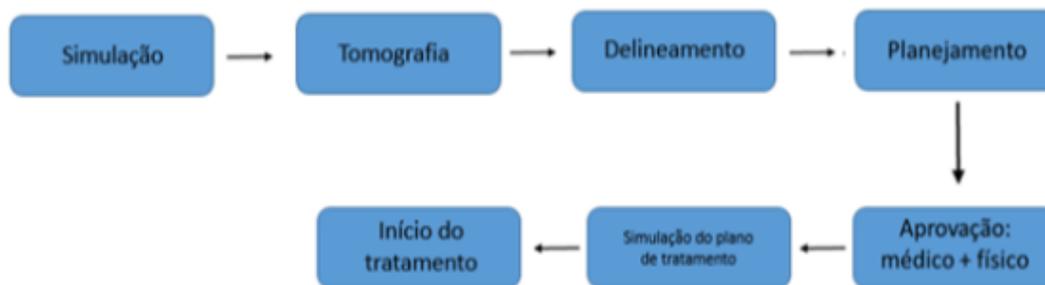


Figura 1- Fluxograma dos passos de um tratamento.

No planejamento citado anteriormente, precisão e rapidez são cruciais para o sucesso do tratamento, dependendo do método de cálculo empregado. Dosimetria computacional é o termo utilizado para denominar o grupo de métodos computacionais empregados nos planejamentos radioterápicos. É incontestável a relevância do Método de Monte Carlo (MMC) na dosimetria computacional. Essa é uma técnica desenvolvida pelo polonês Stanislaw Marcin Ulam na década de 1940. A ideia do método é considerada simples; ao analisar que é viável observar um evento aleatório de um sistema físico um número suficiente de vezes, é possível analisar grandezas físicas através desses eventos aleatórios de forma adequada (SIEBERT, THOMAS, 1997).

Com a modernização dos tratamentos radioterápicos, torna-se necessário realizar a simulação dos aceleradores lineares (LINACs) utilizados. Nesse trabalho o foco foi o LINAC Elekta Precise, com um feixe de 6 MV utilizando o código PHITS a fim de comparar sua curva de porcentagem de dose profunda (PDP) com os dados encontrados experimentalmente utilizando esse LINAC.

2. Objetivos

2.1 Objetivo Geral

O trabalho em questão objetiva determinar a curva de porcentagem de dose profunda utilizando o código PHITS de um modelo computacional do cabeçote do LINAC ELEKTA PRECISE com um feixe de 6 MV.

2.2 Objetivos específicos

- Elaborar o modelo do acelerador linear Elekta Precise no código PHITS;
- Avaliar a curva de porcentagem de dose profunda do Elekta Precise com feixe de 6 MV
- Obter curvas de dose profunda do LINAC simulado código PHITS comparadas com dados experimentais.

3. Fundamentação

Wilhelm Conrad, físico alemão, no ano de 1895 realizou experimentos onde descobriu algo até então desconhecido, os raios X. Logo foram surgindo aplicações para essa radiação. Dentre as diversas utilidades, os raios X dispunham de capturar uma imagem da parte interna do corpo humano. Tal descoberta foi de grande comoção na área médica, fazendo com que os raios X fossem utilizados para tratamentos de tumores (CAMARGO, 2015).

Enquanto isso, em terras francesas a descoberta de que o urânio é capaz de emitir uma espécie de radiação imperceptível a olho nu capaz de sensibilizar emulsões fotográficas, através de estudos feitos por Antoine Henri Becquerel. Posteriormente esse fenômeno foi denominado de radioatividade pelo casal Curie, no processo de escrita do trabalho de doutorado de Marie Curie, momento de muita empolgação pelas recentes descobertas concomitantemente com outros cientistas. Com isso, novos materiais radioativos foram descobertos, dando ênfase maior para o rádio que foi pioneiro em utilização na medicina (LEDERMAN, 1981).

Alexander Graham Bell no ano de 1903, descobriu que o rádio-226 inserido em um tumor do tipo maligno pode eliminar células doentes, mas em pequenas quantidades, sendo, portanto, descoberta o que viria a ser a braquiterapia. Durante esse período houve grande evolução nos estudos biológicos da radiação surgindo então diversos protocolos de radioproteção (TEIXEIRA; FONSECA, 2007).

Na década de 30 na França o Instituto de Radium, criado por Marie Curie, Irene Curie (filha de Madame Curie) e seu marido Frédéric Joliot, descobriram que materiais não radioativos poderiam passar a ser radioativos após interação com materiais radioativos, o que viria a ser denominado de radioatividade artificial.

Anos depois se deu a concepção de reatores nucleares, o que significou um avanço imensurável já que a partir daquele momento seria viável a geração de novos elementos radioativos, sendo alguns deles o cobalto-60 e o césio-137. Tais elementos foram de grande utilidade, analisando a forma dos tratamentos de radioterapia da época, que eram feitos através de dispositivos capazes de emitir raios X superficiais e de ortovoltagem. Equipamentos de menor energia utilizados apenas em tratamento de tumores superficiais de pele, no caso do superficial, e tumores ligeiramente

profundos com os raios X de ortovoltagem, tendo energia de 30 kV a 100 kV e 100 kV a 300 kV, respectivamente (TEIXEIRA; FONSECA,2007).

Com a concepção de equipamentos baseados na utilização da fonte de césio e cobalto, logo, houve a possibilidade de tumores mais profundos serem tratados. Mas os equipamentos feitos com fontes de césio entraram em desuso devido ao fato de apresentarem menor nitidez para definição da dimensão do campo.

Surge juntamente com a criação desses equipamentos de telecobaltoterapia (Co-60) os Betatrons, aceleradores de elétrons empregues em tratamentos de abscessos superficiais. Em seguida houve uma transição para LINACs, que por usar feixe de fótons ocasionava uma irradiação de campos maiores e tempos menores. O primeiro acelerador linear de elétrons foi construído no ano de 1953 no hospital Hammersmith em Londres. Durante as três décadas seguintes, houve a introdução de tratamento utilizando megavoltagem, com a introdução da cobaltoterapia e, por fim, dos LINACs (Gianfaldoni *et al.*, 2017).

Todos esses equipamentos contribuíram para os diversos avanços na física médica, contando com auxílio da informática, novas técnicas de imagens foram inventadas, assim foi dado início a era da tecnologia na radioterapia. Começando assim a utilização de métodos computacionais de apuração de dose, fornecendo dados mais específicos sobre cada tecido a ser irradiado, propiciando novos regulamentos clínicos de terapia, oferecendo o que a radioterapia busca, menor dano para um maior padrão de cura Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 2008).

3.1 Especificação da radiação

É possível classificar as radiações em ionizantes e não ionizantes. Tem-se que a radiação ionizante ocorre quando tal é capaz de extrair elétrons da última camada de distribuição eletrônica, já as não ionizantes são as que não são capazes de despossar elétrons da última camada (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969).

Alguns exemplos de radiações ionizantes são as eletromagnéticas, sendo elas os raios X e γ ou radiações corpusculares que é dividida em partículas α , partículas β , prótons e nêutrons. A primeira delas se deve a uma alternância magnética próximo

ao átomo, entretanto a radiação corpuscular constitui-se da propagação e da energia oriunda do núcleo atômico (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969).

Já no ano de 1925, Louis de Broglie mostrou que a dissimilitude entre os dois tipos de radiação não são tão evidentes, visto que as ondas eletromagnéticas agem como partículas e as partículas podem portar-se como ondas (DYK 1999; KHAN 1994; JOHNS 1969).

3.2 Interação de partículas com o núcleo atômico

3.2.1 Raios X

Os raios X têm duas diferentes formas distintas de serem produzidos. Uma delas é através do "bremsstrahlung", também conhecida como emissão livre-livre, e a outra é por meio de raios X característicos. O "bremsstrahlung" ou freamento é oriunda da ação do campo elétrico sobre cargas em movimento (Figura 2). A desaceleração do campo Coulombiano leva a essa emissão. Esses fótons emitidos por meio da "bremsstrahlung" tem o espectro contínuo, portanto, sua energia varia desde a energia inicial até zero (OKUNO,2010; TAHUATA,2001).

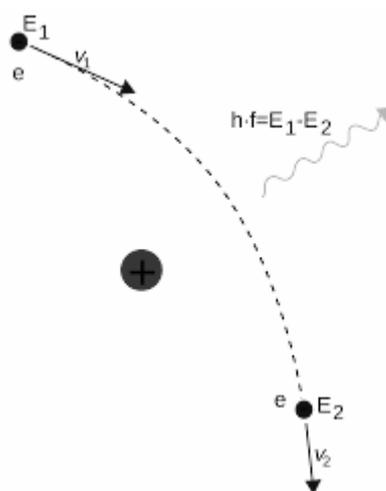


Figura 2- Processo de "bremsstrahlung".

Fonte: (TAHUATA, 2001).

Outra maneira de formar os raios X é por meio dos raios X característicos (Figura 3). O mesmo ocorre quando um elétron, possuindo energia cinética, interage com os átomos do elemento alvo expelindo um elétron orbital, especificamente das camadas K, L ou M. Isso resulta em uma vacância orbital e, para equilibrar esse desequilíbrio, um elétron orbital mais externo passa a ocupar essa vaga, irradiando energia eletromagnética. Diferentemente da radiação de "bremsstrahlung", a emissão é feita na forma de energia discreta (OKUNO,2010; TAHUATA,2001).

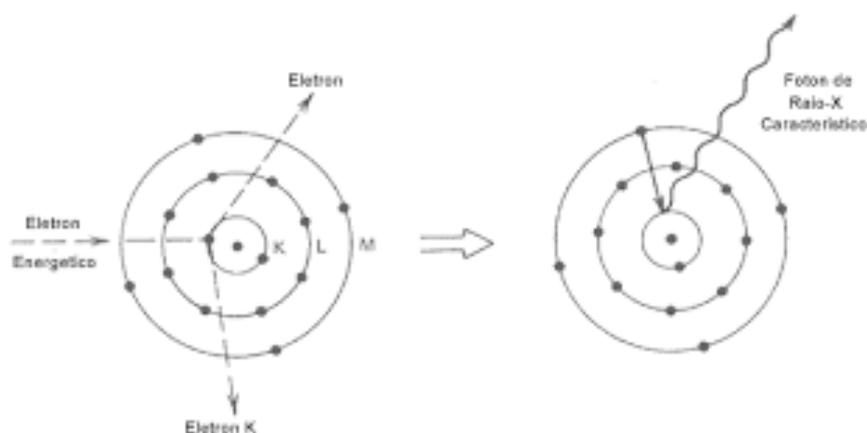


Figura 3- Formação do raio-X característico.

Fonte: (KHAN, 2003).

A emissão de raios X por esse mecanismo funciona simplificada da seguinte forma: um filamento é aquecido, emitindo elétrons, que, sob a ação de uma diferença de potencial, são acelerados no meio dos eletrodos. Enfim, esses elétrons atingem um alvo, que pode ser formado de tungstênio ou molibdênio, materiais com altíssimos pontos de fusão, gerando raios X nas duas formas, característico e de freamento (SCAFF, 1997). A Figura 4 mostra um modelo de um tubo de raios X.

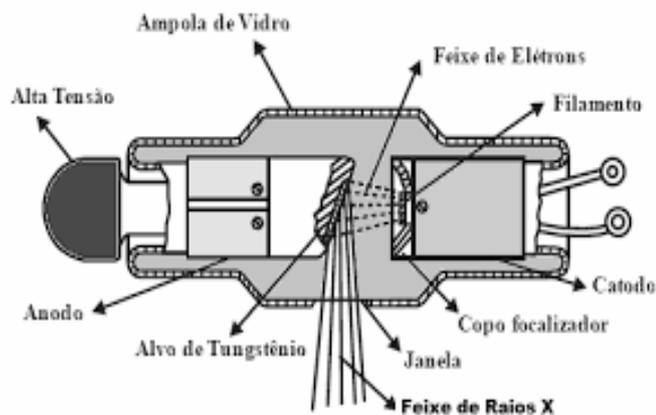


Figura 4- Modelo sintetizado de um tubo de raios X.

Fonte: (KHAN, 2003).

3.2.2 Espectro de Raios X

O espectro de energia gerado pelos LINACs apresenta uma distribuição contínua, característica herdada da radiação de freamento, e uma distribuição discreta sobreposta devido a radiação característica (Figura 5).

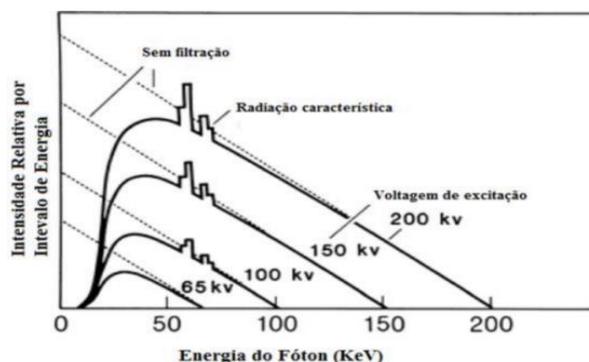


Figura 5- Espectro de tubo de raios X gerado com anodo de tungstênio.

Fonte : (KHAN, 2003).

Visto o que foi ilustrado na Figura 5, quando não há filtro localizado na saída do feixe, o espectro deterá uma configuração linear, desde a intensidade com um valor máximo até zero devido a variação na voltagem aplicada ao tubo. O papel do filtro é remover feixes de baixa energia e aumentar a energia média do feixe de fótons, melhorando a capacidade de penetração do feixe. A caracterização qualitativa do feixe

de radiação é um trabalho árduo e complexo, já que o arranjo espectral de energia depende de fatores como a diferença de potencial, interações de freamento e capacidade de penetração (KHAN,2003).

3.3 Caracterização do acelerador linear

Com o decorrer dos anos, houve um grande progresso nas estratégias de radioterapia através das adaptações feitas nos LINACs para uso médico. Com esses equipamentos tornou-se possível realizar tratamentos através de feixes de elétrons com melhores resultados comparados aos que eram apresentados pelos betatrons (SCAFF,1997).

A Tabela 1 mostra a profundidade de dose máxima para feixes de energias distintas. As energias mais comuns utilizadas nos LINACs são 6 MV e 10 MV, por terem respectivamente profundidades de 1,5 cm e 2,5 cm, o que possibilita que tumores com maior profundidade possam ser irradiados com menor prejuízo da pele(ATTIX,2004; OKUNO, 2010).

LINACs são equipamentos de alta complexidade, possuem uma tecnologia avançada para geração de feixes com características de dose e geométricas bastante definidas. O equipamento é dividido em uma parte fixa e outra móvel, o gantry (ATTIX,2004; OKUNO, 2010). Eles são compostos de diversos componentes mostrados na Figura 6. Na Tabela 2 é mostrada uma lista com explicação abreviada sobre os principais componentes dos LINACs.

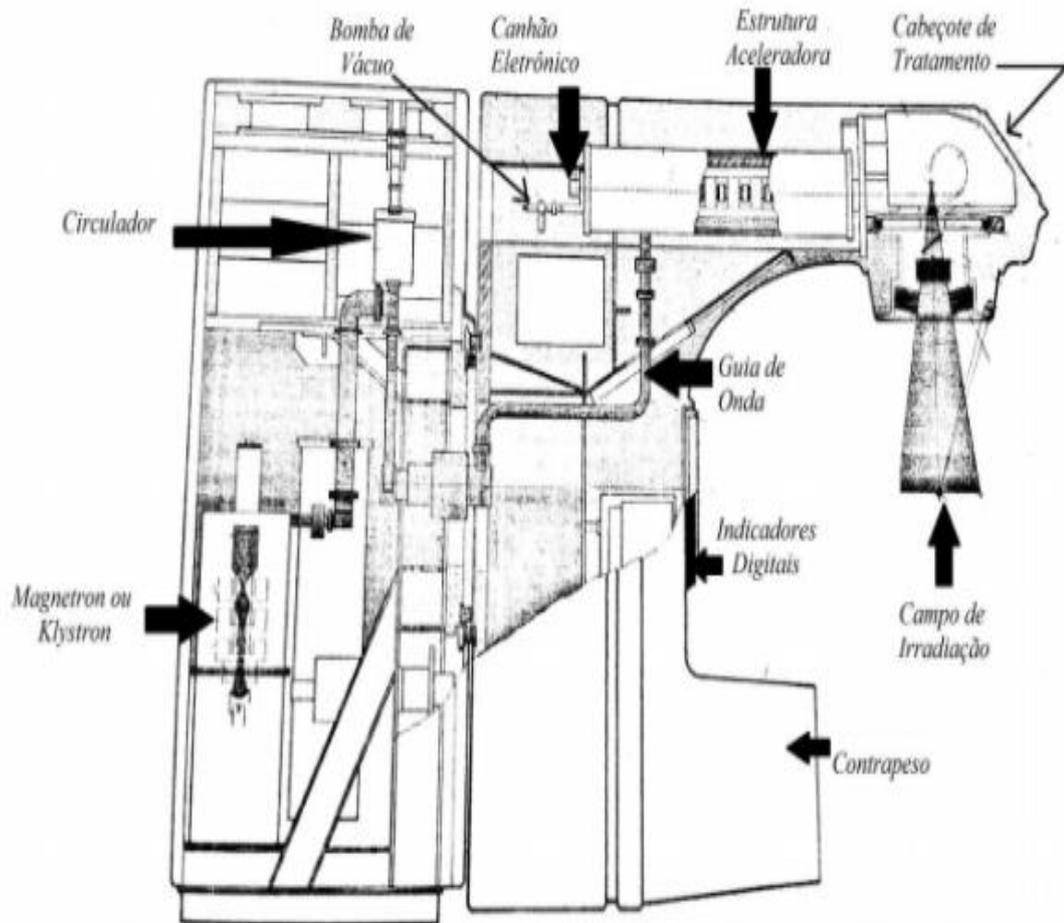


Figura 6- Imagem contendo alguns componentes de um acelerador.

Fonte: (SCAFF,1997).

Tabela 1- Potencial de penetrabilidade dos feixes de energias distintas.

Fonte: (SCAFF,1997).

<i>Equipamento</i>	<i>Raios X de ortovoltagem</i>		<i>Co-60</i>		<i>Acelerador linear</i>	
	<i>Energia</i>	<i>Energia</i>	<i>Energia</i>	<i>Energia</i>	<i>Energia</i>	<i>Energia</i>
	10 kV	140 kV	250 kV	1,25 MV	6 MV	10 MV
<i>Distância fonte superfície (cm)</i>	40	40	40	80	100	100
<i>Profundidade de dose máxima (cm)</i>	0	0	0	0,5	1,5	2,5
<i>% dose a 10 cm de profundidade</i>	11,9	21,4	29,5	56,4	66,8	74,8

Tabela 2- Componentes principais de um acelerador.

Fonte: (SCAFF, 1997).

Canhão de elétrons	Filamento em que são gerados os elétrons para serem acelerados.
Secção aceleradora	Estrutura em que os elétrons são acelerados até atingirem a energia desejada.
Bomba de vácuo	Equipamento responsável por manter o vácuo na secção aceleradora.
Magnetrons ou klystron	Os magnetrons são geradores de ondas de radiofrequência, enquanto os klystrons são amplificadores dessas ondas.
Guia de onda	Estrutura responsável por transportar as micro-ondas até a secção aceleradora.
Circulador e carga d'água	Componentes responsáveis por absorver as micro-ondas que não chegam a secção aceleradora.
Magneto de deflexão	Componente responsável por conduzir o feixe de elétrons até o carrossel.
Carrossel	Componente responsável pela localização dos filtros específicos para obtenção de feixes de elétrons ou fótons.
Colimadores	Componentes responsáveis pela definição do tamanho do campo de irradiação a ser utilizado.
Circuito d'água	Responsável pela refrigeração de todo equipamento.

Os LINACs, assim como outros instrumentos de terapia superficial e ortovoltagem, utilizam um foco metálico para produzir fótons. O mecanismo explicando de forma simples tem o seguinte funcionamento, os elétrons são acelerados até ficarem com alta energia partindo do acelerador atingem um alvo metálico. Então os elétrons são desacelerados ao passarem perto do núcleo carregado positivamente, como a energia dos elétrons é muito elevada ela é liberada em forma de Raios X, e esse tipo de radiação é chamada de BREMSSTRAHLUNG. (KHAN,2003; SCAFF,1997).

Então para se gerar um feixe de fótons, é necessário acelerar os elétrons até o cabeçote do acelerador onde se encontra o alvo metálico de tungstênio. Para o feixe de elétrons ocorre o mesmo processo, com a diferença de que o alvo é substituído por uma folha de alumínio (Figura 7). A colimação dos feixes é específica para cada caso.

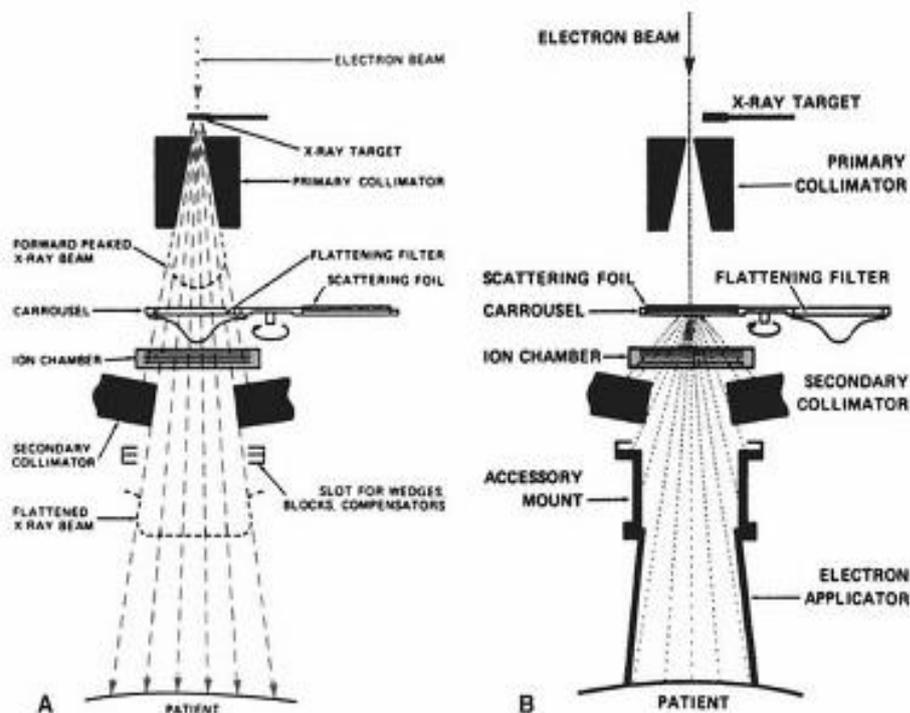


Figura 7- Itens do cabeçote de um LINAC. A: feixe de fótons. B: feixe de elétrons.

Fonte: (KHAN, 2003).

A estrutura do cabeçote é blindada com chumbo, que é capaz de reduzir a dose fora do feixe principal a 0,1% da dose sem a blindagem. No cabeçote estão todos os sistemas de seleção do feixe, sendo eles o de colimação e monitoração manipulados para a obtenção de um feixe homogêneo.

Na Tabela 3 temos a descrição dos principais componentes do cabeçote para que o campo e a homogeneidade do feixe sejam garantidos.

Tabela 3- Caracterização de alguns componentes do cabeçote.

Fonte: (KHAN, 2003).

Colimadores primários	Esses colimadores são fixos e determinam o maior campo de irradiação (normalmente 40 x 40 cm ²). São feitos normalmente de chumbo ou tungstênio e localizados perto do alvo.
Câmaras monitoras	Dois pares de câmaras de ionização interceptam o feixe. Essas câmaras são responsáveis por medir a taxa de dose, dose absoluta e simetria do feixe do campo de radiação.
Filtro aplainador	Como aceleradores lineares produzem elétrons em um intervalo de megavoltagem, a intensidade dos raios-X é maior na região central do que na periferia do feixe, devido aos elétrons seguirem na mesma orientação dos fótons. Por este motivo são utilizados os filtros aplainadores, com a finalidade de tornar o feixe plano. Com relação ao material do filtro aplainador, são usados cobre, chumbo, ouro, tungstênio, aço, alumínio ou uma liga com a combinação de alguns deles.
Folha espalhadora	Componente responsável pela criação de um feixe uniforme e plano de elétrons.
Colimadores secundários	Consistem de quatro blocos de tungstênio, sendo dois localizados na direção X e superior aos outros dois que se localizam no eixo Y. Os superiores são conhecidos com upper jaws e os inferiores lower jaws. A combinação destes colimadores pode gerar campos quadrados ou retangulares de 0 x 0 cm ² a 40 x 40 cm ² .
Colimadores terciários ou Multileaf colimator (MLC)	Existem vários modelos com variações na quantidade de lâminas, assim como na espessura e largura. Um conjunto de lâminas bastante utilizado é conhecido por MLC 120, que contem 120 lâminas (60 pares), sendo 80 lâminas centrais (40 pares) de largura 0,5 cm e 40 lâminas da periferia (20 pares) de largura 1,0 cm. Todas as lâminas tem a mesma espessura 6 cm e é feita de tungstênio. O uso do MLC possibilita uma melhor conformação dos campos de irradiação, pelo fato de cada lâmina obter uma movimentação individual.
Cones aplicadores	Utilizados para definir os diferentes tamanhos de campo de feixes de elétrons.
Sistema ótico	Indicador luminoso do tamanho do campo de irradiação e da distância fonte superfície (DFS).

3.4 Kerma e Dose absorvida

Diante do advento dos tratamentos com radiações ionizantes e das preocupações quanto à necessidade de reduzir danos à saúde humana, surgiram métodos para caracterizar e medir a radiação, incluindo grandezas definidas que proporcionassem realismo na interação da radiação com o tecido humano (TAHUATA,2001).

Existe uma dúvida bastante comum entre as duas grandezas, kerma e dose absorvida, por ambas receberem a mesma unidade (gray) e por haver uma relação entre elas que confunde bastante as definições. Mas elas não representam a mesma coisa. Nos dois processos descritos temos transferência de energia indiretamente ionizantes (TAHUATA,2001).

O KERMA (*Kinetic Energy Released per Mass*) é definida como a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por radiações

ionizantes não carregadas em um elemento de volume de massa. Ou seja, é simplesmente a energia do fóton que é transferida para os elétrons do meio, sabendo que há uma porcentagem de perda dessa energia para o efeito de freamento que ocorre na emissão de raios X ou na emissão de raios X característicos (KHAN; GIBBONS,2014). Resumindo, kerma é a energia que é transferida para o elétron por unidade de massa (equação 2).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

Já na dose absorvida, A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida, D_T . É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão, onde dE é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm. A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy) (BUENO,2017).

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad (2)$$

No Sistema Internacional (SI) temos a dose absorvida sendo definida em uma unidade especial gray (Gy), mas essas grandezas são medidas por J/kg.

3.5 Cálculo de intensidade do feixe

No cálculo da intensidade de um feixe de raios X existem algumas formas de se diminuir o seu valor, uma delas é através da lei do inverso do quadrado. Através dessa lei é possível ver que a intensidade do feixe diminui proporcionalmente ao distanciamento da fonte ao quadrado (Figura 8). Isso ocorre devido ao fato do feixe

emitido pelos LINACs ser divergente, portanto, sua intensidade diminui durante seu percurso pelo ar (PODGORSAK, E.B.,2003).

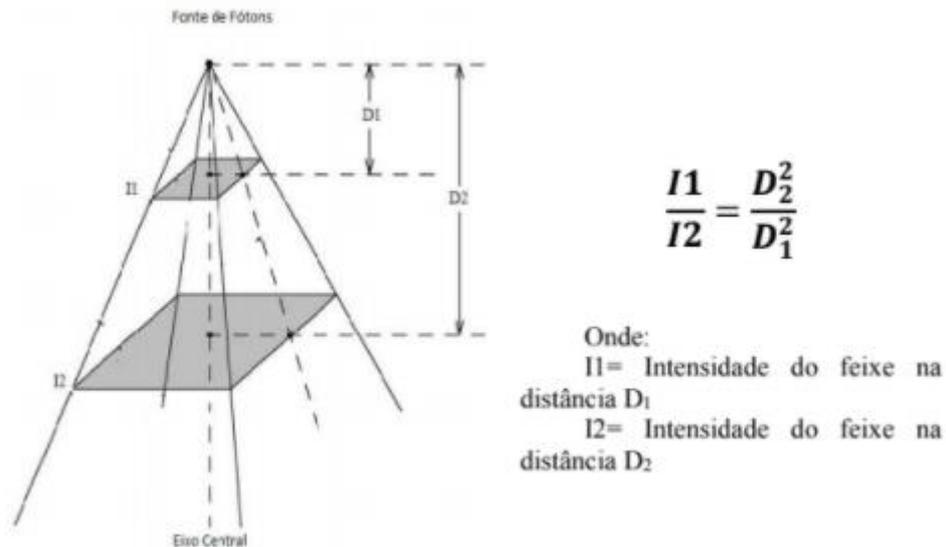


Figura 8- Demonstração de Lei do inverso.

Fonte: (ATTIX,2004; OKUNO, 2010).

Mas essa lei só é válida pois os LINACs podem ser considerados como fontes pontuais, devido ao fato de existir uma distância grande entre a fonte e o campo, quando observado o tamanho do alvo gerador dos fótons.

3.6 Interação feixe-matéria

Na radioterapia é necessário analisar diversos parâmetros, novas técnicas e técnicas de tratamento, sem utilizar pacientes para tais análises. Então, certos materiais que têm comportamento bastante semelhante ao do corpo humano são utilizados para espalhar e absorver as radiações, simulando o paciente ou partes dele. Tais materiais são denominados de objetos simuladores (phantoms) (SCAFF, 1997). Já que na radioterapia se exige o máximo de conhecimento sobre o comportamento da energia depositada pela radiação no corpo humano, os phantoms se tornam bastante importantes (CIRS, 2013).

Foram criadas funções e relações para que se pudesse relacionar as doses encontradas nas simulações utilizando phantoms com as doses que o paciente receberá durante o tratamento. Algumas delas são a Porcentagem de Dose Profunda (PDP), a Relação Tecido Máximo (TMR), a Relação Tecido Phantom (TPR), o Perfil de dose lateral, entre outras (CIRS, 2013). Neste trabalho abordaremos PDP que é um dos principais parâmetros para análise do estudo proposto.

3.7 Porcentagem de dose de acordo com profundidade

Ao incidir em um meio (ou paciente), a dose absorvida pelo feixe de radiação varia com a profundidade. Essa variação é influenciada por diversos fatores, como a energia do feixe, a profundidade, o tamanho do campo, a distância da fonte e o sistema de colimação empregado. Portanto, o cálculo da dose no paciente deve levar em conta todos esses aspectos.

Um modo de caracterizar a distribuição da dose no eixo central é a normalização da dose a uma certa altura com relação à dose a uma altura de referência (Khan,2003). O percentual de dose de acordo com a profundidade deve ser definido como o quociente entre uma porcentagem da dose absorvida a qualquer profundidade e a dose absorvida a uma profundidade de referência fixa ao longo do alicerce medial do feixe, como mostrado na Figura 9 (Khan,2003).

A Figura 10, mostra como a dose observada na superfície irradiada do paciente, dependente da energia do feixe, vai aumentando até um valor máximo no tecido. Essa região é chamada de build-up e fica localizada a milímetros depois da dose de entrada. Com a ressalva do build-up, o percentual de dose profunda diminui com o aumento da profundidade por causa da atenuação do feixe causada pela interação da radiação com os tecidos e pela Lei do inverso do quadrado da distância (Khan,2003).

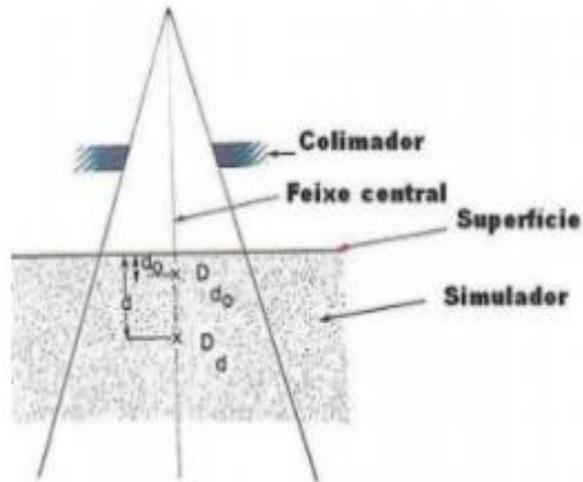


Figura 9- Porcentagem de dose com a profundidade $(D_d/D_{d_0}) \times 100$, onde D_d é dose a qualquer profundidade e D_{d_0} é a dose máxima na profundidade de referência.
 Fonte: (Khan,2003).

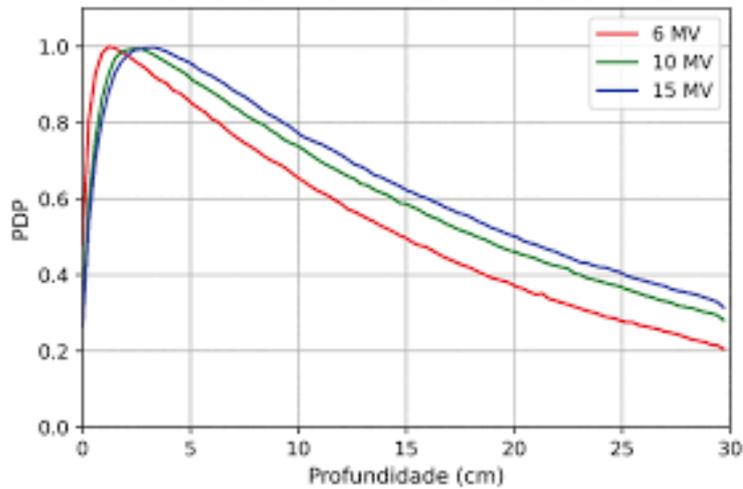


Figura 10- Curvas de PDP.
 Fonte:(SMITH,2006)

3.8 Determinação da dose

Diversas vezes para se determinar parâmetros na radioterapia determinados fatores de correção são necessários. Stopping-power é um fator capaz de auxiliar na quantificação de dose absorvida. Ele depende de duas condições: da energia do feixe e do material irradiado por este feixe. Portanto o Stopping-power está ligado ao quanto o material é afetado pelo feixe.

Na radioterapia existem protocolos para determinação de dose, os mais recentes são o AAPM TG-51 (ALMOND, 1999) e IAEA TRS-398 (OKUNO, 2010), que são para aceleradores com filtro equalizador. Pelo fato de se determinar o espectro do feixe dentro do ambiente clínico, a qualidade do feixe é o que importa para esses protocolos, e tal qualidade pode ser garantida através das curvas de PDP ou medidas feitas com o objeto simulador. Para referência, habitualmente são usados os valores de PDP (10), que são os valores de porcentagem de dose profunda para 10 cm de profundidade e campo 10x10 cm² (ALMOND, 1999; SEUNTJENS, 2000).

3.9 Incertezas, Média e Erro relativo

Existe um limite de variações aceitáveis para o estudo da PDP. Por isso, é imprescindível que os níveis de tolerância sejam alcançados, tendo em vista que a dose tem que ser entregue com precisão, esse é o objetivo da simulação (MAYLES et al, 2007).

O desvio padrão é a incerteza que ocorre no resultado de um cálculo (MOORE,2005).

$$DP = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum (X_i - \bar{X})^2} \quad (3)$$

Onde DP é desvio padrão, n é o número de dados da amostra, Xi são dados da amostra e \bar{X} é a média dos dados da amostra

A média aritmética é obtida somando todos os valores de um dado conjunto, dividindo tal pelo número de elementos somados (MOORE,2005).

$$\bar{X} = \left(\frac{X_1 + X_2 + X_3 \dots + X_n}{n} \right) \quad (4)$$

Onde: $X_1, X_2, X_3, \dots, X_n$ são os valores das medidas e n é o número de dados

O erro relativo é definido como sendo a razão do erro absoluto e do valor aproximado (MOORE,2005).

$$ER = \frac{\bar{X} - X}{\bar{X}} * 100 \quad (5)$$

Onde ER é o erro relativo, \bar{X} é a média de dados da amostra e X_i são os dados da amostra.

3.10 Monte Carlo

3.10.1 Método Monte Carlo para transporte de radiação

Existem duas formas de se observar a distribuição de dose absorvida sendo uma delas essencialmente determinística e o outro modelo é o estocástico. Através dessas formas são modeladas as interações de radiação com a matéria. Utilizando do molde estocástico tem-se o método Monte Carlo.

O método Monte Carlo (MC) é uma técnica quantitativa que usa modelos matemáticos para simular o comportamento aleatório de sistemas reais, fazendo uso da estatística e da computação para realizar tal simulação. Então, o MC tem sido uma solução para os sistemas em que os métodos determinísticos não são eficazes para obtenção de soluções e, mesmo onde são, tendo em vista a sua precisão maior em ambas as situações, mesmo que o MC necessite de tempos enormes de simulações computacionais. Sistemas simples e complexos, caso em que os LINACs e suas interações com a região irradiada se encaixam, o MC é o mais apropriado para a descrição dos feixes, pois ele torna possível estudar a interface e a deposição de energia (BIELAJEW, 2011).

O MC abdica do conhecimento das equações diferenciais, portanto suas soluções analíticas são desnecessárias. A única área de conhecimento necessária para o código é a distribuição de probabilidade e suas funções (JUNIOR, 2007).

Variando entre zero e um, as simulações com amostragens aleatórias são realizadas diversas vezes, tendo é claro as funções de distribuição de probabilidade. Então através de técnicas da estatística se obtém os resultados esperados através dos dados gerados pelas simulações (SOBOL, 1994).

Vale ressaltar que quanto maior o número de simulações nesse método menor será o erro produzido, já que o resultado obtido é uma aproximação. Contudo, aumentar bastante o número de simulações também pode inviabilizar a utilização do método devido ao tempo necessário para as mesmas (SOBOL, 1994).

Na Figura 11 são mostrados os estágios do método Monte Carlo, onde FDP é a função de densidade de probabilidade.

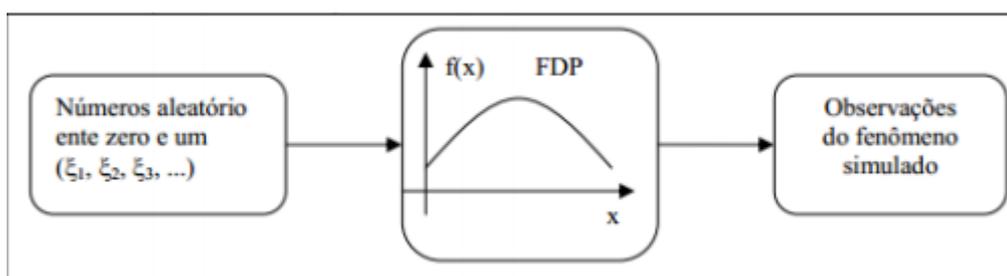


Figura 11- Imagem ilustrativa dos estágios do Método de Monte Carlo.

Fonte: (SOBOL, 1994).

3.10.2 Código PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System)

Estudos relacionados ao tratamento de câncer utilizando radiação de fontes externas e internas vem sendo fundamentalmente feitos através do MC, uma ótima ferramenta tanto para cálculo de dose absorvida quanto para outras grandezas de interesse. Esse método tem se desenvolvido bastante na área de avaliação de dose para diagnósticos e qualificação de imagens médicas (YORIYAZ, 2009). Logo, com tal eficácia do MC, surgiram diversos códigos, uns de aplicação geral e outros para específicas a depender da área de pesquisa. Os códigos mais conhecidos dentre eles

estão: EGS, MCNP, GEANT, PENELOPE, PHITS, entre outros. Para o trabalho aqui apresentado, o código escolhido foi o PHITS.

O PHITS foi escolhido, pois tal código é considerado flexível por permitir o uso de registros para realizar a modelagem de fontes e geometrias não convencionais (Manual PHITS, 2023). O transporte de radiação é o que fundamenta o PHITS, que se utiliza do método MC. Algumas magnitudes dosimétricas, como deposição de calor, comprimento da trilha e rendimentos de produção, podem ser obtidas por meio de simulação MC com PHITS usando as funções de estimador “tally” implementadas.

O PHITS é um código de simulação de transporte de partículas de Monte Carlo de uso geral desenvolvido em colaboração entre JAEA (Agência Japonesa de Energia Atômica), RIST (Organização de Pesquisa para Ciência e Tecnologia da Informação), KEK (Organização de Pesquisa de Aceleradores de Alta Energia) e vários outros institutos. O PHITS pode lidar com o transporte de diversas partículas em uma faixa de energia de 10^{-4} eV à 1 TeV podendo elas ser nêutrons, prótons, íons, elétrons, fótons, etc. Utilizando vários modelos de reação nuclear e bibliotecas de dados nucleares. O código-fonte do PHITS é escrito em Fortran e o compilador recomendado é Intel Fortran 11.1 (ou versões posteriores). O Gfortran 4.7 (ou versões posteriores) também pode compilar PHITS, mas possui algumas limitações, como falha na compilação usando o OpenMP ou opções de otimização. (CINTRA, 2010).

3.10.3 Caracterização da simulação no PHITS

Quando se planeja a utilização do código PHITS para simular algo, é de extrema importância que se tenha algumas informações específicas sobre o problema em questão sendo elas a geometria do ambiente, descrição completa dos materiais, bibliotecas de seção de choque, localização e características da fonte, quais resultados deseja obter, e técnicas de variância para aumentar a eficiência.

Então, para se fazer uma simulação com o PHITS e conseguir resultados aceitáveis, deve-se ter um conhecimento sobre a fonte de radiação, sua característica, e a geometria do problema.

3.10.4 Arquivo de entrada - Input file

O arquivo de entrada ele tem um formato txt, ele é limitado a oitenta colunas e tem um certo número de linhas. Esses arquivos são iniciados com uma letra “C”, que para o programa significa comentário. Input é como ele é comumente denominado.

O arquivo input possui um modelo de organização feito em três grandes blocos, cada um contendo uma informação para o código e são separados por uma linha em branco. São eles o bloco de geometrias, o da fonte e o das contagens, respectivamente (BUENO,2017).

3.10.5 Bloco das geometrias

Neste bloco estão descritas todas as células do problema, contendo nessa descrição o nível de importância da célula para a simulação, qual a composição do material da célula, quais são as superfícies, a forma e a densidade da célula.

Então, a partir da combinação de três etapas, podemos formar o bloco de geometrias. As etapas são: definir os materiais, definir as superfícies e juntar as duas definições para formar uma célula. Na Figura 12 é mostrado um exemplo simples de como formar uma célula.

```
[Material]
mat[1] H 2 O 1

[Surface]
10 so 10.

[Cell]
100 1 -1. -10
101 -1 10
```

Figura 12- Exemplo de caracterização de uma célula.

Fonte: (Manual PHITS, 2023).

3.10.6 Bloco da Fonte

A simulação PHITS é controlada por vários parâmetros definidos na seção [Parâmetros]. Cada parâmetro tem seu valor padrão e não é necessário alterar a maioria deles. Mas é necessário alterar alguns parâmetros para obter os resultados adequados a depender da condição de transporte de partículas. Na Figura 13 é apresentado um exemplo de caracterização de parâmetros.

```
[ Title ]
.....
[ Parameters ]
  icntl = 5
  maxcas = 100
  maxbch = 10
  file(1) = c:/phits
  file(6) = phits.out

set: c1[5]
[ Source ]
.....
```

Figura 13- Exemplo de caracterização de parâmetros.

Fonte: (Manual PHITS, 2023).

Na simulação PHITS, a geometria no espaço virtual tridimensional e as informações sobre as partículas de origem são essenciais para contabilizar várias quantidades das partículas. O tipo de fonte é especificado pelo número s-type=N com base em sua geometria. A energia da partícula fonte pode ser dada por e0 para mono energia ou tipo e para espectro de energia e a direção é definida no sistema de coordenadas esféricas com o eixo Z sendo a direção padrão no PHITS como demonstrado abaixo na figura 14 (Manual PHITS,2023).

```
[ Source ]
s-type = 1
proj   = proton
dir    = 1.0
r0     = 0.0
z0     = 0.
z1     = 0.
e0     = 150
```

Figura 14- Exemplo de caracterização de uma fonte.

Fonte: (Manual PHITS, 2023).

3.10.7 Bloco do Tally

O tally é um registro do número ou quantidade de algo, especialmente algo ao qual você pode continuar adicionando (HORNBY,2020). No PHITS, a palavra “Tally” é usada para as funções para deduzir quantidades físicas, como fluxo e energia de deposição ou também para representar determinada área em 2D ou 3D.

Várias funções de contagem são implementadas no PHITS. Assim, muitas grandezas físicas podem ser deduzidas selecionando a contagem adequada, como podemos ver na Figura 15.

```
- Fluência de partículas [T-Track], [T-Cross]
- Energia de deposição (calor) [T-Deposit ], [T-Deposit 2]
- Partículas secundárias [ T-Yield ], [ T-Product ]
- LET ou distribuição microdosimétrica [T-LET], [T-SED]
```

Figura 15- Exemplos de tallies.

Fonte: (Manual PHITS, 2023).

3.10.8 Quantidade de histórias

Partindo do pressuposto de que o número de histórias define a incerteza da simulação, esse então é um dado crucial para a simulação e por ele também é analisada a eficiência do modelo. No PHITS, a incerteza é inversamente proporcional ao número de histórias. Assim, quanto maior o número de histórias menor a incerteza. Mas o número de histórias não deve ser tão alto a ponto de inviabilizar o código. Então a ideia é criar um cenário que seja bom o suficiente para que tenha um número de histórias adequado, com baixo valor de incerteza, e que não necessite um alto tempo computacional. A partir do momento que o código atinge o número de histórias desejadas ele irá parar a simulação (PEREIRA, 2013).

3.10.9 Arquivo de saída - Output file

O arquivo de saída é produzido ao final da simulação do PHITS. Nele são apresentadas as principais informações da simulação, os resultados solicitados e os erros relativos referentes a esses valores (Manual PHITS,2023).

Na interpretação e validação dos resultados, tornam-se de fundamental importância os erros relativos, já que os resultados demandados são aproximações (X-5, 2003). Na Tabela 4 é apresentado um guia de interpretação dos erros relativos.

Tabela 4 - Guia de Interpretação dos Erros Relativos.

Fonte: (SATO,2014).

FAIXA DO ERRO RELATIVO	QUALIDADE DO RESULTADO
0,5 a 1,0	Não significativo ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significante
0,1 a 0,2	Questionável
< 0,1	Geralmente confiável, exceto para detectores pontuais
< 0,05	Geralmente confiável para todos os casos

3.11 Objetos de Medição

Na radioterapia precisa-se analisar diversos parâmetros, novas técnicas e técnicas de tratamento, sem utilizar pacientes para tais análises, então se faz uso de certos materiais que são semelhantes ao corpo humano na forma de interação com a radiação, simulando-o. Tais materiais são denominados de objetos simuladores (phantoms) (SCAFF, 1997). Na Figura 16 é mostrado um sistema com simulador modelo Blue Phantom.



Figura 16- Sistema com simulador modelo Blue Phantom.

Fonte: autor do trabalho.

Para determinar a dose de radiação em procedimentos de radioterapia e radiodiagnóstico, utiliza-se câmaras de ionização. A calibração do feixe de radiação consiste na determinação da dose com base nos requisitos de referência. Existem diversas câmaras de ionização com diferentes tamanhos e formatos, dependendo do objetivo da medição.

Normalmente, uma câmara de ionização é um dispositivo preenchido com gás, cercado por uma parede condutora e possui um eletrodo coletor central (Figura 17). Quando a radiação interage na câmara, produz pares de íons que são coletados no eletrodo central por uma diferença de potencial entre ele e a parede condutora. Assim, é gerada a informação da dose. Porém, quando uma tensão é aplicada à câmara, ocorre uma corrente de fuga. Para mitigar esse efeito, há uma separação entre o

eletrodo coletor e as paredes condutoras. Devido à inconveniência da corrente de fuga, é necessário um cuidado especial.

Além disso, é inserido um eletrodo auxiliar na câmara para garantir uma melhor uniformidade e volume ativo. Esse eletrodo auxiliar assegura que possíveis sobrecargas sejam desviadas do coletor central, proporcionando maior estabilidade. No entanto, o volume de ar dentro da câmara está sujeito a variações de temperatura e pressão, exigindo uma definição precisa desses parâmetros para medidas realizadas em condições atmosféricas.

A câmara de ionização, portanto, desempenha um papel fundamental na medição e calibração precisa das doses de radiação, contribuindo para a segurança e eficácia dos procedimentos médicos envolvendo radiação.

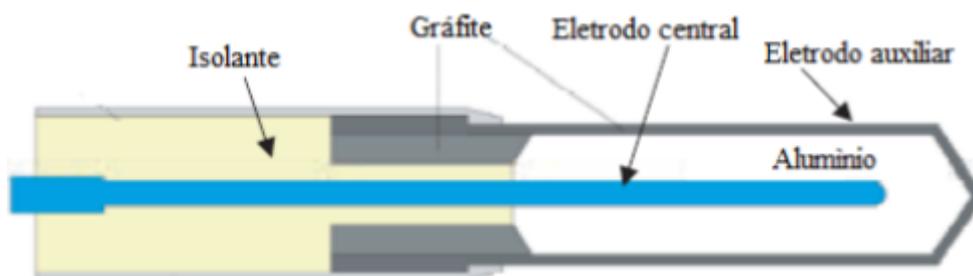


Figura 17- Câmara de ionização.

Fonte: (PODGORSAK,2005).

Eletrômetros são mecanismos utilizados na medição de correntes elétricas de ordem baixa, na casa de 10^{-9} A (ampére) ou até menos. Eles são utilizados acoplados à câmara de ionização, e sua função é aumentar o sinal recebido pela câmara de ionização.

3.12 PSFC4PHITS - Espaço de Fase

Os PSFC4PHITS (Espaço de Fase) são arquivos de dados que registram a origem de partículas produzidas por aceleradores clínicos ou de ^{60}Co . Usando esses arquivos, a simulação downstream (abaixo da saída do acelerador) pode ser conduzida sem simulação upstream (dentro do acelerador), o que requer detalhes de configuração dos aceleradores. Os arquivos podem ser baixados do Serviço de Dados

Nucleares da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Um arquivo de dados consiste em um par de arquivos de cabeçalho e arquivos binários (AIEA, 2023).

4. Materiais e Métodos

4.1 Acelerador linear (LINAC)

Neste trabalho, o modelo Elekta Precise, mostrado na Figura 18, foi o acelerador linear utilizado. O exemplar utilizado possui sete energias de fótons com filtro aplanador (4 MV, 6 MV, 8 MV, 10 MV, 15 MV, 18 MV, 25 MV) e somente duas energias quando o filtro aplainador está ausente (6 MV e 10 MV). Para o segundo caso, ou seja, sem filtro, tem-se a taxa de dose máxima de 1400 e 2400 unidades monitoras por minuto, para as energias 6 MV e 10 MV, respectivamente.



Figura 18- LINAC ELEKTA PRECISE.

Fonte: autor do trabalho.

As medidas experimentais utilizadas nesse trabalho foram determinadas após o comissionamento do acelerador pelo físico responsável pelo serviço de radioterapia para energia 6 MV e os campos utilizados para a confecção deste trabalho foram de 10 x 10 e 40 x 40 cm². Tais dados foram cedidos pelo Instituto do Câncer do Ceará (ICC).

A realização do trabalho não implicou na utilização pacientes para testes e ou medidas.

4.2 Câmara de ionização e Eletrômetro

O conjunto formado por uma câmara de ionização e um eletrômetro foi usado para determinar as doses de referência no comissionamento. O eletrômetro utilizado foi o Dose1 da marca Iba e a câmara de ionização foi a CC13, de volume sensível de $0,13 \text{ cm}^3$ também da marca IBA, como os mostrados na Figura 19.



Figura 19- Conjunto dosimétrico, eletrômetro Dose1 e câmara de ionização CC13.

Fonte: (PODGORSAK,2005).

4.4 Objeto Simulador (Phantom)

Neste trabalho, foi usado um objeto simulador de água, com dimensões $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$, modelo Blue Phantom II da empresa IBA, construído em acrílico translúcido de 15 mm de espessura conforme ilustrado na Figura 20.



Figura 20- Sistema com simulador modelo Blue Phantom II.

Fonte: (PODGORSAK,2005).

4.5 PDP (Porcentagem de dose profunda)

O isocentro de uma grande parte dos LINACs atuais está a uma distância de 100 cm da fonte, devido a isso, as medições de PDP são feitas a essa distância. Então, durante a obtenção dos dados através no phantom com a câmara de ionização, as informações concedidas pelo fabricante foram verificadas, analisando assim a confiabilidade dos valores obtidos. Para não haver erro nas leituras dentro do simulador e da câmara, as mesmas devem ser feitas a uma velocidade lenta o bastante. Para evitar prováveis perturbações na água, é recomendado que o início do escaneamento seja obtido com medidas no fundo do phantom seguindo até terminar na superfície, evitando assim erros na leitura das medidas (INDRA *et al.*, 2008).

Neste trabalho as medidas de PDP foram feitas para profundidades que variaram. Iniciou-se a 100 cm da fonte. Como a região de build-up está entre 1 cm e 2 cm, as medidas foram realizadas fazendo uma varredura variando-se de 0,5 cm em 0,5 cm nessa região, ou seja, até uma. Profundidade de 2 cm. Em seguida, passou-se a ter uma variação de 1,0 cm por medida, até chegar a uma profundidade final de 30 cm. O campo de radiação tinha um tamanho de 40x40 cm². Todos esses dados foram coletados e cedidos pela pelo ICC.

4.6 Modelo computacional desenvolvido

Nesse trabalho, o modelo computacional do LINAC ELEKTA PRECISE foi desenvolvido através do código PHITS. Na Figura 21 é mostrada a representação esquemática do acelerador realizada com o código no código MCNP6, base do modelo que foi usado para aquele que foi construído nesse trabalho (SANTOS, 2019). A Figura 22 mostra a representação de um dos modelos produzidos com a ferramenta PSFC4PHITS, usados como base para a simulação feita neste trabalho. Neste cenário estão presentes somente os colimadores e o simulador de água, pois a ferramenta já fornece o feixe a partir do colimador primário.

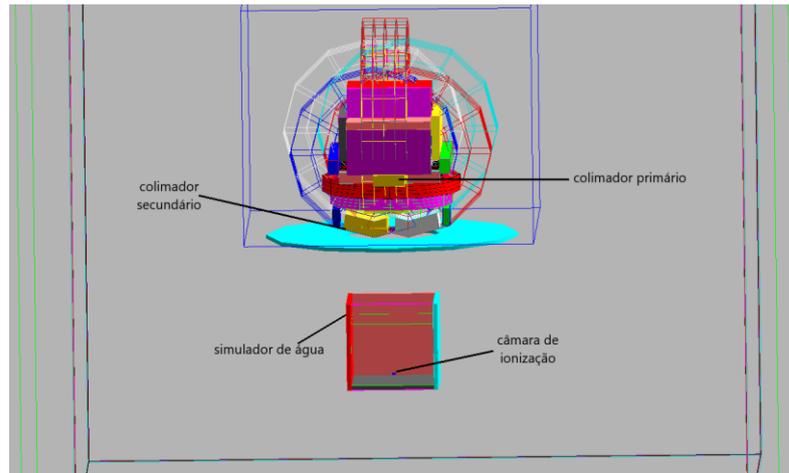


Figura 21- Representação esquemática do acelerador Elekta Precise e do simulador de água no MCNP6.

Fonte: (SANTOS,2019).

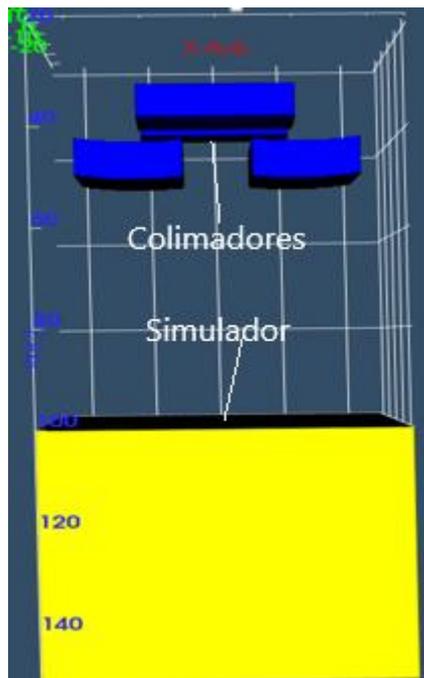


Figura 22- Representação esquemática do acelerador Elekta Precise (em azul) e do simulador de água (em amarelo).

Fonte: autor do trabalho.

Utilizando o fato que o input, a notação e a forma de simulação aplicados no MCNP6 são muito parecidos com os utilizados no PHITS, o cenário construído com MCNP6 foi reproduzido nesse trabalho com o PHITS. Na Figura 23 é mostrada a representação esquemática com o cenário utilizado do acelerador ELEKTA PRECISE

e do simulador de água. Na Figura 24 são apresentados os detalhes da imagem do cabeçote do LINAC modelo ELEKTA SYNERGY e do simulador de água, mostrando a denominação de cada um dos componentes mais importantes.

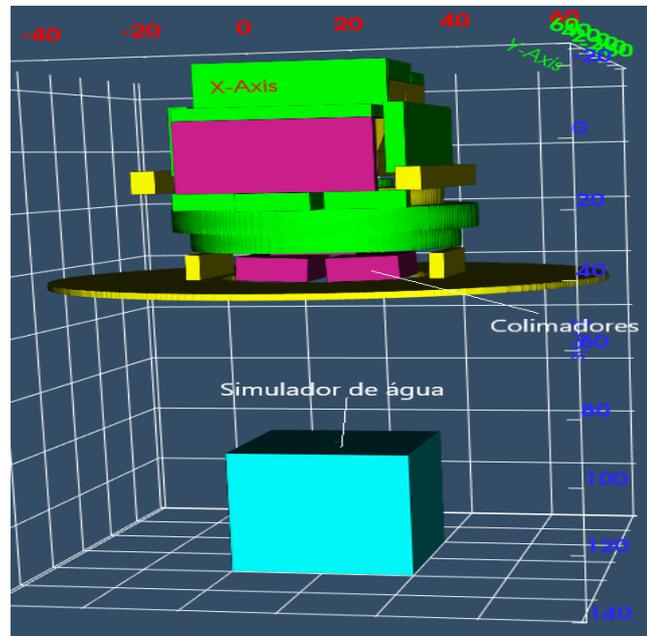


Figura 21 - Representação esquemática do acelerador Elekta Precise e do simulador de água.

Fonte: autor do trabalho.

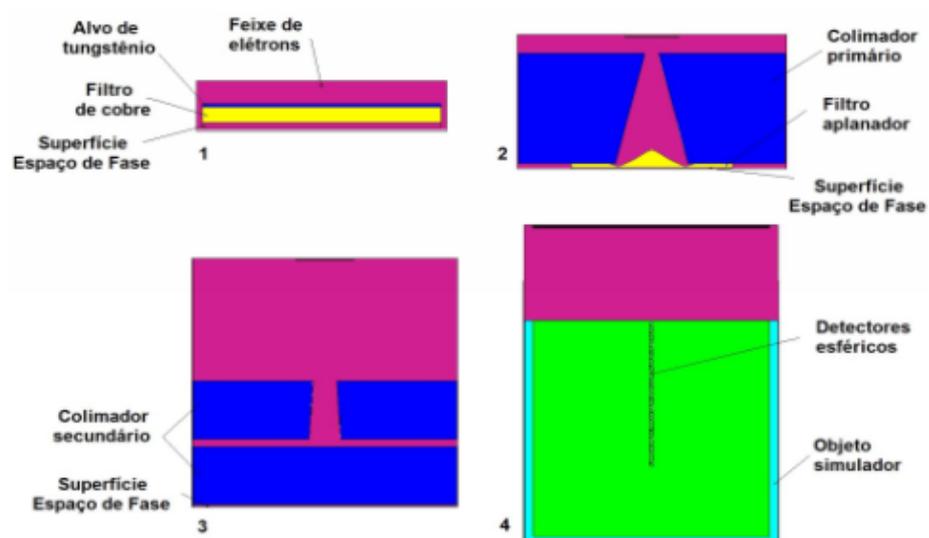


Figura 22- Imagem do cabeçote do modelo Elekta Precise e simulador de água.

Fonte: (PODGORSAK,2005).

4.7 Verificação da Geometria

Cada vez que se constrói uma nova geometria no PHITS, a verificação através do [T-Track] é a melhor opção, caso contrário a falta de definição da geometria pode gerar resultados errôneos. O [T-Track] pode ser útil também na verificação das trajetórias das partículas definindo uma malha fina na região de sinalização como mostra a Figura 25, em que temos uma simulação usando o [T-Track] em que o input dessa simulação utiliza a ferramenta PSFC4PHITS onde fica nítido a característica citada anteriormente de que essa ferramenta simula o acelerador a partir do colimador primário, necessitando da presença somente dos colimadores secundários.

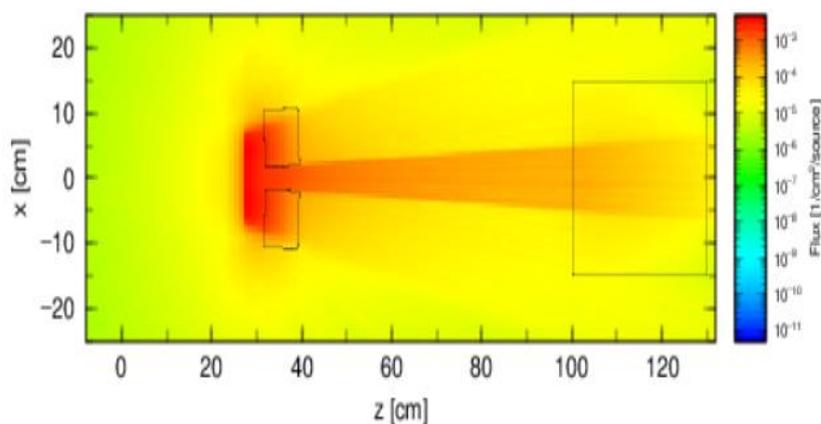


Figura 23- Imagem do feixe simulado obtido através do [T-Track] na direção XZ no primeiro cenário.

Fonte: autor do trabalho.

Na Figura 26 é mostrada a imagem obtida na simulação utilizando o tally [T-Track] para o cenário construído através do input do cenário do MCNP6.

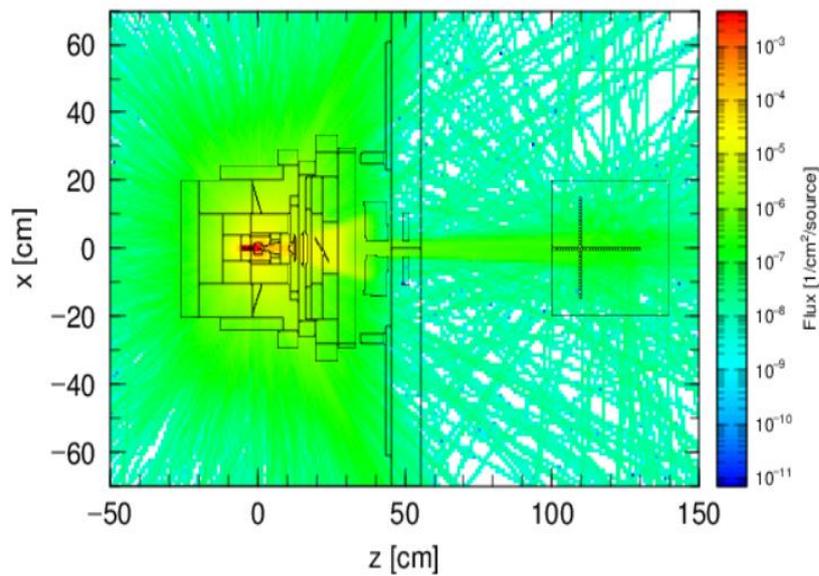


Figura 24- Imagem do feixe simulado obtido através do [T-Track] na direção XZ no segundo cenário.

Fonte: autor do trabalho.

5. Resultados e Discussão

5.1 Porcentagem de dose profunda

As Tabelas 5 e 6 apresentam dados obtidos com as medidas experimentais de PDP do LINAC ELEKTA PRECISE fornecidas pelo Instituto do Câncer do Ceará, que possuem um erro de 3% devido aos equipamentos de medição. São mostradas as médias e porcentagens de doses da PDPs até 30 cm para campos 10x10 cm² na Tabela 5 e campo 40 x 40 cm² na Tabela 6.

Tabela 5- Médias e porcentagens de doses da PDPs até 30 cm em campo 10 x 10 cm²

Fonte: (ICC, 2018).

Profundidade (cm)	PDP (%)	Profundidade (cm)	PDP (%)
0,0	49,8	15,0	52,0
1,0	97,7	16,0	49,3
1,5	100,0	17,0	46,6
2,0	99,1	18,0	44,2
3,0	95,1	19,0	41,9
4,0	91,0	20,0	39,8
5,0	86,7	21,0	37,7
6,0	82,6	22,0	35,8
7,0	78,6	23,0	34,0
8,0	74,8	24,0	32,2
9,0	71,1	25,0	30,6
10,0	67,5	26,0	29,0
11,0	64,1	27,0	27,6
12,0	60,9	28,0	26,2
13,0	57,8	29,0	24,8
14,0	54,7	30,0	23,5

Tabela 6- Médias e porcentagens de doses da PDPs até 30 cm em campo 40 x 40 cm²

Fonte: (ICC, 2018).

Profundidade (cm)	PDP (%)	Profundidade (cm)	PDP (%)
0,0	68,5	15,0	58,6
1,0	99,7	16,0	56,2
1,5	100,0	17,0	53,8
2,0	98,9	18,0	51,5
3,0	95,5	19,0	49,2
4,0	92,0	20,0	47,2
5,0	88,5	21,0	45,2
6,0	85,2	22,0	43,2
7,0	82,0	23,0	41,4
8,0	78,7	24,0	39,7
9,0	75,6	25,0	37,9
10,0	72,5	26,0	36,3
11,0	69,7	27,0	34,6
12,0	66,6	28,0	33,1
13,0	64,0	29,0	31,5
14,0	61,1	30,0	30,1

O PDP também foi calculado com PHITS para tamanhos de campo 10 x 10 cm² (Tabela 7) e 40 x 40 cm² (Tabela 8). Nas Tabelas 7 e 8 são apresentados os resultados da simulação PHITS com o respectivo valor da incerteza de cada medida. As medições experimentais foram comparadas com os valores obtidos pela simulação. As Tabelas 9 e 10 exibem as medições experimentais juntamente com as medidas de curvas PDP obtidas pelo cálculo no MC para os campos 10 x 10 cm² e 40 x 40 cm².

O erro aceitável na comparação com os dados experimentais deve ser menor que 5%. Isso não foi possível nos resultados quando foram utilizadas simulações com 10⁸partículas. Nesse caso, o erro médio encontrado foi maior de 8%. Por isso, com o objetivo de diminuir a variância, foi aumentado o número de histórias para validar o código escrito. Os dados, em sua totalidade, estão normalizados para a dose máxima e foram simuladas um total de 10⁹partículas.

Tabela 7– Resultados da simulação em PHITS do PDPs até 30 cm do campo 40x40 cm².

Distância (cm)	PDP simulado 40x40 cm ²	Incerteza 40x40 cm ²	Distância (cm)	PDP simulado 40x40 cm ²	Incerteza 40x40 cm ²
0,0	71,419	0,006	15,0	59,147	0,006
1,0	98,835	0,006	16,0	56,029	0,006
1,5	100,000	0,006	17,0	53,923	0,006
2,0	98,322	0,006	18,0	51,944	0,006
3,0	95,078	0,006	19,0	49,066	0,006
4,0	92,574	0,006	20,0	47,456	0,006
5,0	89,563	0,006	21,0	45,375	0,006
6,0	85,402	0,006	22,0	43,165	0,006
7,0	82,656	0,006	23,0	42,421	0,007
8,0	79,538	0,006	24,0	40,169	0,007
9,0	76,679	0,006	25,0	39,307	0,007
10,0	72,972	0,006	26,0	38,048	0,007
11,0	70,343	0,006	27,0	35,019	0,007
12,0	67,257	0,006	28,0	34,518	0,007
13,0	64,909	0,006	29,0	32,504	0,007
14,0	62,506	0,006	30,0	31,042	0,007

Tabela 8– Resultado da simulação em PHITS do PDPs até 30 cm do campo 10x10 cm².

Distância (cm)	PDP simulado 10x10 cm ²	Incerteza 10x10 cm ²	Distância em (cm)	PDP simulado 10x10 cm ²	Incerteza 10x10 cm ²
0,0	52,019	0,006	15,0	52,681	0,006
1,0	98,835	0,006	16,0	49,990	0,006
1,5	100,000	0,005	17,0	47,456	0,006
2,0	98,322	0,005	18,0	45,375	0,006
3,0	95,078	0,005	19,0	42,421	0,006
4,0	91,392	0,005	20,0	40,169	0,006
5,0	87,147	0,005	21,0	38,019	0,006
6,0	82,656	0,005	22,0	36,042	0,006
7,0	79,538	0,005	23,0	34,066	0,006
8,0	75,548	0,005	24,0	32,402	0,006
9,0	71,380	0,005	25,0	30,456	0,006
10,0	67,257	0,005	26,0	30,257	0,006
11,0	64,909	0,005	27,0	28,375	0,006
12,0	61,637	0,005	28,0	27,073	0,006
13,0	59,147	0,006	29,0	25,908	0,007
14,0	54,696	0,006	30,0	23,165	0,007

Tabela 9– Comparativo entre o resultado experimental e simulado da curva de PDP com o erro relativo de cada medida para o campo 10x10 cm².

Distância (cm)	PDP 10x10 cm ²	PDP simulado 10x10 cm ²	Erro Relativo (%)	Distância (cm)	PDP 10x10 cm ²	PDP simulado 10x10 cm ²	Erro Relativo (%)
0,0	49,8	52,019	4,5	15,0	52,0	52,681	1,3
1,0	97,7	98,835	1,1	16,0	49,3	49,990	1,5
1,5	100,0	100,000	0,0	17,0	46,6	47,456	1,8
2,0	99,1	98,322	0,8	18,0	44,2	45,375	2,7
3,0	95,1	95,078	0,0	19,0	41,9	42,421	1,1
4,0	91,0	91,392	0,4	20,0	39,8	40,169	0,9
5,0	86,7	87,147	0,5	21,0	37,7	38,019	0,7
6,0	82,6	82,656	0,1	22,0	35,8	36,042	0,7
7,0	78,6	79,538	1,1	23,0	34,0	34,066	0,3
8,0	74,8	75,548	0,9	24,0	32,2	32,402	0,5
9,0	71,1	71,380	0,4	25,0	30,6	30,456	0,5
10,0	67,5	67,257	0,4	26,0	29,0	30,257	4,2
11,0	64,1	64,909	1,2	27,0	27,6	28,375	2,9
12,0	60,9	61,637	1,1	28,0	26,2	27,073	3,5
13,0	57,8	59,147	2,3	29,0	24,8	25,908	4,5
14,0	54,7	54,696	0,0	30,0	23,5	23,165	1,5

Tabela 10– Comparativo entre o resultado experimental e simulado da curva de PDP com o erro relativo de cada medida para o campo 40x40 cm².

Distância (cm)	PDP 40x40 cm ²	PDP simulado 40x40 cm ²	Erro Relativo (%)	Distância (cm)	PDP 40x40 cm ²	PDP simulado 40x40 cm ²	Erro Relativo (%)
0,0	68,5	71,419	4,3	15,0	58,6	59,147	1,0
1,0	99,7	98,835	0,8	16,0	56,2	56,029	0,3
1,5	100,000	100	0,0	17,0	53,8	53,923	0,3
2,0	98,9	98,322	0,6	18,0	51,5	51,944	0,8
3,0	95,5	95,078	0,4	19,0	49,2	49,066	0,4
4,0	92,0	92,574	0,6	20,0	47,2	47,456	0,5
5,0	88,5	89,563	1,2	21,0	45,2	45,375	0,3
6,0	85,2	85,402	0,3	22,0	43,2	43,165	0,1
7,0	82,0	82,656	0,9	23,0	41,4	42,421	2,5
8,0	78,7	79,538	1,1	24,0	39,7	40,169	1,2
9,0	75,6	76,679	1,5	25,0	37,9	39,307	3,6
10,0	72,5	72,972	0,7	26,0	36,3	38,048	4,8
11,0	69,7	70,343	1,0	27,0	34,6	35,019	1,2
12,0	66,6	67,257	1,0	28,0	33,1	34,518	4,3
13,0	64,0	64,909	1,5	29,0	31,5	32,504	3,0
14,0	61,1	62,506	2,3	30,0	30,1	31,042	3,1

Nas Figuras 27 e 28 são apresentadas as curvas de porcentagem de dose profunda calculadas para tamanho de campo de 10x10 cm² e 40x40 cm², respectivamente, para feixe de 6 MV. Nelas é mostrado que para a região de build-up o erro relativo entre a curva calculada por MC e aquelas obtidas com dados experimentais é bem menor que na região da descida. Porém em ambas as regiões, o erro relativo ficou dentro aceitável para o MC, ou seja, abaixo dos 5%.

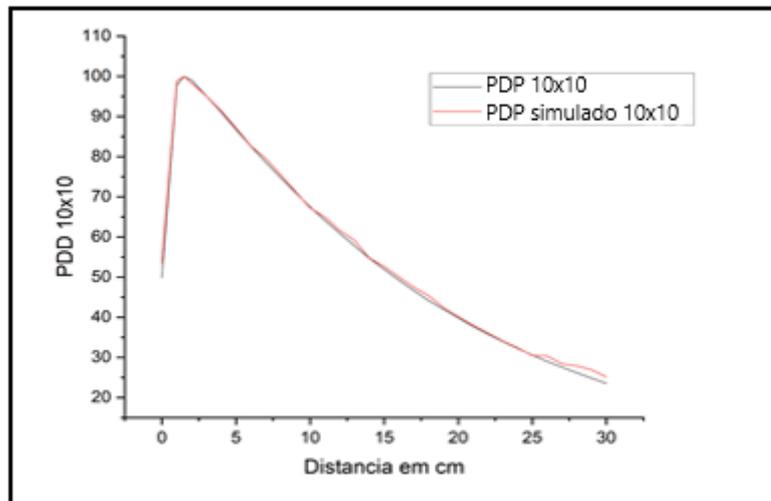


Figura 25- Curvas de porcentagem de dose profunda I calculadas para tamanho de campo de 10x10 cm² para feixe de 6 MV.

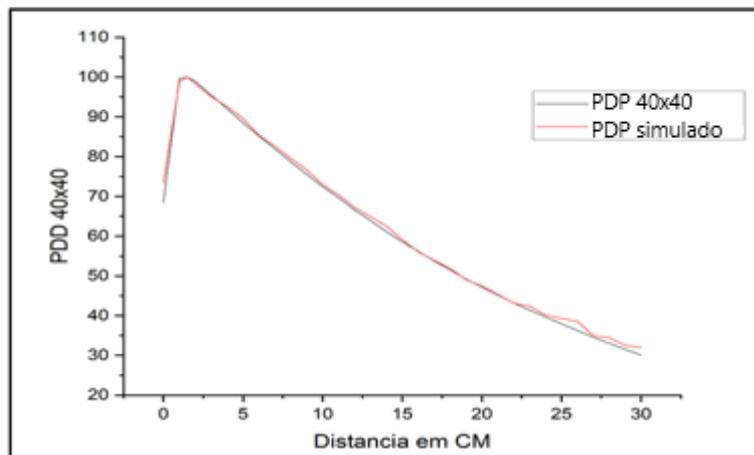


Figura 26- Curvas de porcentagem de dose profunda calculadas para tamanho de campo de 40x40 cm² para feixe de 6 MV.

6. Conclusão

Neste trabalho foi desenvolvido um modelo computacional do cabeçote do ELEKTA PRECISE. As informações dadas pelo fabricante permitiram que fosse possível construir o modelo computacional muito próximo da realidade.

Os cálculos efetuados com o MC comparados com as medições experimentais apresentaram bons resultados, com uma margem de erro que variou de 0% até 4,5% no campo de 10x10 cm² e de 0% até 4,8% no campo 40x40 cm², tornando assim o modelo desenvolvido confiável para protocolos de controle do LINAC construído.

O modelo desenvolvido usando 10^9 partículas foi o que apresentou uma menor margem de erro relativo, evidenciando a sua influência na precisão do modelo simulado.

6.1 Trabalhos futuros

A construção do código para incorporar o colimador multilâminas, a elaboração do cálculo do perfil de dose e a subsequente integração do simulador antropomórfico visando o cálculo de doses em simuladores virtuais antropomórficos adultos e/ou pediátricos representa uma perspectiva para trabalhos futuros.

7. Referências

ALMOND, P.R.; BIGGS, P.J.; COURSEY, B.M.; HANSON, W.F.; HUQ, M.S.; NATH, R.; ROGERS, D.W. **AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams**. Med. Phys. 26 (9), 847–1870, 1999.

ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. 1. Ed. New York: 1986.

BIELAJEW A. F. **Fundamentals of Monte Carlo method for neutral and charged particle transport**. The University of Michigan. Ann Arbor, 2001.

BIRAL, A.R. **Radiações ionizantes para físicos médicos e leigos**. Florianópolis: Insular, 2002.

BUENO, K.P. **Controle de Qualidade em Feixe de Fótons de Megavoltagem de Alta Intensidade, Flattening Filter Free (FFF)**. Dissertação (Mestrado em Ciência) - Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2017.

CAMARGO, R., **Radioterapia e Medicina Nuclear - Conceitos, Instrumentação, Protocolos, Tipos de Exames e Tratamentos**. 1a. São Paulo, Érica. 2015.

CINTRA, F.B. **Avaliação da Metodologia de Cálculo de Dose em Microdosimetria com Fontes de Elétrons com o Uso do Código MCNP5**. Dissertação (Mestrado em Ciência de Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 2010.

CIRS - **Tissue Simulation & Phantom Technology**. Atom dosimetry phantoms, models 701 - 706. 2013. Disponível em: <https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2022/03/ATOM-701-706-UG-030322.pdf> Acesso em: 26 jan. 2024.

PHITS. **User's Manual, 2023**. Disponível em: <https://phits.jaea.go.jp/manual/manualE-phits.pdf> Acesso em: 23 jan. 2024

DYK, J.V.; BARNETT, R.B.; CYGLER, J.E.; SHRAGGE, P.C. **Commissioning and quality assurance of treatment planning computers**. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1993.

GIANFALDONI, S.; GIANFALDONI, R.; WOLLINA, U.; LOTTI, J.; TCHERNEV, G.; LOTTI, T. **An Overview on Radiotherapy: From Its History to Its Current Applications in Dermatology**. *Global Dermatology, Republic of Macedonia Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*. 2017.

HORNBY, A.S. **Oxford advanced learner s dictionary of current English**. 10. Ed. Oxford: Oxford University Press, 2010.

INDRA, J.; CHENG; C.W., RONALD, J.; GIBBONS, J.; LOWENSTEIN, J.; MITRA, R.K.; SIMON, W.; TIMOTHY, C. Z. **American Association of Physics (AAPM)**. Accelerator 66 beam data commissioning equipment and procedures Task Group 106, Med. Phys. 35 (9), 4186-4215, 2008.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **O que é câncer?** 2020. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/cancer/o-que-e-cancer>. Acesso em: 27 jan. 2024.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. Charles C. Thomas Publisher, 1974.

KHAN, F.M. **The Physics of Radiation Therapy**. 3. Ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

LEDERMAN, M. **The early history of radiotherapy: 1895–1939**. International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics, 1981.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.C. **Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice**. 1ed. Boca Raton, 2007.

MOORE, D.S. **A estatística Básica e Sua Prática: 3 ed.** Grupo Editorial Nacional: 2005.

OKUNO, E., YOSHIMURA, E.M, **Física das radiações**, São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PEREIRA, P.S. **Cálculos do Espectro de Raios X e do Equivalente de Dose Ambiente no Interior da Sala de um Acelerador Linear de Elétrons de Uso Industrial**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear) - UFRJ, Rio de Janeiro, 2013.

PODGORSAK, E.B. **Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students**. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005 Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1196_web.pdf Acesso em: 14 fev. 2024.

SANTOS, W.S. **Computacional modelling of cervix uterus radiation procedure using a virtual anthropomorphix phantom and the MCNPX code**. Metrologia, 2019.

SCAFF, L.A.M., **Física da radioterapia**. São Paulo, 1997.

SEUNTJENS, J.P.; ROSS, C.K.; SHORTT, R.; ROGERS, D.W. **Absorbed dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high energy photon beams**. Med. Phys. 27 (12), 2763–2779, 2000.

SIEBERT, B.R.L.; THOMAS, R.H. **Computational Dosimetry. Radiation Protection Dosimetry**, 1997.

SOBOL, L.M.A. **Primer for the Monte Carlo Method**. CRC Press Florida: Boca Raton, 1994.

TEIXEIRA, L.A.; FONSECA, C.O. **De doença desconhecida a problema de saúde pública: o INCA e o controle do câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 2007.

X-5, Monte Carlo Team. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Volume 1: Overview and Theory, LA-UR-03-1987**. Los Alamos National Laboratory, USA, 2003. Disponível em: https://mcnpx.lanl.gov/pdf_files/TechReport_2003_LANL_LA-UR-03-1987Revised212008_SweezyBoothEtAl.pdf Acesso em: 14 fev. 2024.

YORIYAZ, H. **Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica**. Rev. Bras. Fís. Med. v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009.