INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Caracterização da dose em pacientes devido à produção de imagens de raios-X utilizadas em radioterapia guiada por imagem - IGRT.

VINÍCIUS DEMANBORO GONÇALVES

Dissertação apresentada como parte

dos requisitos para obtenção do

Grau de Mestre em Ciências na Área de

Tecnologia Nuclear – Reatores

Orientador:

Dr. Helio Yoriyaz

SÃO PAULO

2012

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Dr Helio Yoriyaz, pela orientação, ensinamentos, apoio e confiança que foram fundamentais para realização desse trabalho.

A minha esposa Michelle Feltrim e meus filhos Marcelo e Rafael, que me deram forças nos momentos mais difíceis e compressão nos momentos de ausência.

Aos meus pais, José Ribeira e Analice Demanboro, que sem eles nada disso seria possível.

Ao meu avó, Antonio Demanboro, por ser um exemplo de pessoa e caminho a ser seguido

Ao Dr José Carlos Cruz, chefe da Física Médica no Hospital Israelita Albert Einstein pela confiança e ensinamentos transmitidos e pela oportunidade de executar esse projeto.

Ao físico Roberto Sakuraba, parceiro nas horas mais complicadas.

A biomédica Adriana Santos, por seu apoio nas leituras dos dosimetros TL.

Ao todos da equipe do departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein pelo apoio e contribuição nos tempos livre para execução das atividades experimentais.

Ao físico Eduardo Santana de Moura por todas as discussões proveitosas durante a elaboração desse trabalho.

CARACTERIZAÇÃO DA DOSE EM PACIENTES DEVIDO A PRODUÇÃO DE IMAGENS DE RAIOS X UTILIZADAS EM RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEM – IGRT

VINÍCIUS DEMANBORO GONÇALVES

RESUMO

O processo de radioterapia consiste em várias etapas, iniciando na indicação pelo médico. O plano de tratamento passa então por um processo denominado simulação, onde é adquirida uma série de imagens por tomografia computadorizada que são transferidas para o sistema de planejamento, onde a delineação dos volumes alvos e tecidos normais adjacentes serão realizadas. Após a delineação desses volumes, no sistema de planejamento são colocados os campos de irradiação e a dose desejada conforme prescrição médica. O sistema de planejamento calcula então a dose que o volume alvo e os tecidos adjacentes poderão receber. Se estas doses estão dentro dos padrões aceitáveis, o planejamento então é aprovado e enviado ao acelerador linear para a execução do tratamento. Antes da execução do tratamento, é realizada uma imagem, seja através de filme radiográfico ou digitalmente, para avaliar a posição no paciente na mesa de tratamento. Se a localização do paciente está correta, a dose é então liberada. Esse protocolo de aquisição de imagem é denominado como Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT). A quantidade de radiografias de posicionamento segue um protocolo definido conforme a região a ser irradiada. Como resultado deste procedimento, sabe-se que uma determinada dose adicional é recebida pelos pacientes, tornando-se um fator importante a ser determinado. Esta avaliação foi realizada através da simulação de Monte Carlo, utilizando o código MCNP. Para isso foi realizada primeiramente toda a caracterização da fonte de raios X com uso de câmaras de ionização e dosimetros TL juntamente com as simulações no MCNP. Após essa caracterização, as imagens e as estruturas do planejamento radioterápico foram convertidas para serem utilizadas no código MCNP. Para que as doses fossem calculadas nos principais órgãos de risco no tratamento de próstata: bexiga, reto e cabeças de fêmur direita e esquerda.

CHARACTERIZATION OF DOSE IN PATIENTS DUE TO PRODUCTION OF X-RAY IMAGES USED IN IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY - IGRT

VINÍCIUS DEMANBORO GONÇALVES

RESUMO

The process of radiotherapy treatment consists of several stages, starting from the statement given by the physician. The treatment planning undergoes a process called simulation, where a series of computed tomography images is acquired and transferred to the treatment planning system, where the delineation of target volumes and adjacent normal tissues will be performed. After the delineation of these volumes, then irradiation fields and dose precribed by the physician are placed in the treatment planning system. It calculates the dose that target volume and surrounding tissues are receiving. If the doses are within acceptable standard values, then the design is approved and submitted to the linear accelerator for the treatment course. Before treatment course, an image is performed, either by radiographic or digital film, in order to evaluate (check) the patient position on the treatment table. If the patient position is correct, the treatment is realized. This image acquisition protocol is called Image-Guided Radiotherapy (IGRT). The amount of radiographic positioning follow a protocol defined for the region to be treated. As a result of this procedure, it is known that a specific additional dose is received by the patient, becoming an important factor to be determined. In this work, this additional dose evaluation was performed by the Monte Carlo simulation using the MCNP algorithm. The characterization of the entire X-ray source was primarily realized with ionization chamber thermoluminescent dosimeters and simulations with the MCNP code. After the X-ray tube characterization, images and the structures for the radiotherapy planning were converted to be used in the MCNP code for dose calculation at the main organs at risk during a prostate treatment: bladder, rectum and femoral heads right and left.

Sumário

1- Introdução 1
1.1. Câncer 1
1.2. Radioterapia - Conceitos Gerais 3
1.3. Etapas da Radioterapia 5
1.3.1. Imobilização 5
1.3.2. Simulação 7
1.3.3. Contorno 9
1.3.4. Planejamento 10
1.3.5. Posicionamento 11
1.3.6. Tratamento 12
1.4. IGRT 12
1.5. Geração dos Raios X 15
1.6. Dose Absorvida 18
1.7. Gerenciamento de Dose 19
2. Objetivos 20
3. Materiais e Métodos 21
3.1. Códigos de Monte Carlo 21
3.2. MCNP 21
3.3. Simulação do tubo de raios X no MCNP5 24
3.4. Caracterização do tubo de raios X 27
3.5. Conversão dos dados de tomografia para o MCNP5 31
3.6. Estimativa da dose no paciente com o código MCNP5 36
3.7. Medida da dose em simulador de água sólida 38
4. Resultados e Discussões 40
4.1. Simulação do espectro dos raios X 40

4.2. Simulação da porcentagem de dose profunda 43
4.3. Simulação da dose no MCNP 46
4.3.1. Dados da simulação dos pacientes de próstata 46
4.3.2. Dados da simulação com os TLDs 50
Referências Bibliográficas 52
Bibliografia 52

Lista de Figuras

Figura 1: Mecanismos de interação da radiação com o DNA 4

Figura 2: Árvore de processos da radioterapia..... 5

Figura 3: Mascaras de imobilização: crânio simples (esquerda), crânio reforçada (central) e cabeça e pescoço (direita) 6

Figura 4: *Alpha Cradle*® posicionado nos pés do paciente..... 6

Figura 5: Aparelho de tomografia computadorizada..... 7

Figura 6: Imagens de Ressonância Magnética Nuclear de crânio 8

Figura 7: Representação dos volumes alvos e órgãos de risco para o tratamento de câncer de próstata..... 9

Figura 8: Sistema de Planejamento 10

Figura 9: Definição do Isocentro..... 12

Figura 10: Acelerador Linear com sistema de imagem acoplado..... 13

Figura 11: Processo de fusão entre DRR e imagem kV..... 14

Figura 12: Tubo de raios X..... 16

Figura 13: Raios X característicos..... 17

Figura 14: Raios X de freamento..... 17

Figura 15: Tubo G242 da Varian Medical System..... 24

Figura 16: Simulação do tubo de raios X no MCNP 25

Figura 17: Objeto simulador de água para medidas de percentagem de dose profunda 26

Figura 18: Equipamento de dosimetria 3D: tanque de água e controle computadorizado de posicionamento..... 27

Figura 19: Posicionamento do equipamento de dosimetria 3D no feixe de kV 28

Figura 20: Posicionamento das câmaras de ionização: IC13 (superior) e NACP (inferior)..... 29

Figura 21: Câmara de Ionização de placas paralelas modelo NACP..... 30

Figura 22: Objeto simulador de água solida (esquerda) posicionado no feixe de radiação (direita) 31

Figura 23: Extração dos dados de um arquivo DICOM 33

Figura 24: Fluxo para conversão da tomografia/volumes para o arquivo de entrada do MCNP5..... 34

Figura 25: Imagem original tomográfica (esquerda) e imagem reconstruída com *lattice* (direita)..... 34

Figura 26: Volumes de cálculo de dose nos cortes axial (1), sagital (2) e coronal (3)..... 36

Figura 27: Representação do calculo da energia depositada pelo tally *F8..... 37

Figura 28: Objeto simulador para medidas de dose absorvida no TLDs..... 39

Figura 29: Espectro de emissão dos raios X no alvo 40

Figura 30: Espectro de emissão dos raios X antes do filtro 41

Figura 31: Espectro de emissão dos raios X após o filtro 42

Figura 32: Curva de porcentagem de dose profunda simulada pelo MCNP5 .. 43

Figura 33: Comparação da PDP entre MCNP5 e NACP..... 44

Figura 34: Diferenças percentuais entre as dose calculada - MCNP e medidas experimentas - NACP..... 45

Figura 35: Comparação entre a PDP da NACP, MCNP e TLD 45

Figura 36: Cortes axial, coronal e sagital 46

Lista de Tabelas

Tabela 1: Distribuição anatômica dos novos casos de câncer 2

Tabela 2: Opções das grandezas físicas estimadas pelo código MCNP5 (tallies) 23

Tabela 3: Relação tecidos e HU 32

Tabela 4: Relação HU e densidade..... 35

Tabela 5: Volumes dos órgãos de risco para cada paciente 47

Tabela 6: Cálculo de fótons aproximado emitido pela fonte de raios X..... 47

Tabela 7: Valores de dose absorvida simulados no MCNP5 para cada paciente em imagem anterior (ANT) e imagem lateral esquerda (LE) 48

Tabela 8: Projeção das doses absorvidas para cada órgão durante todo o tratamento 49

Tabela 9: Comparação entre doses absorvidas para o MCNP5 e TLD..... 50

Lista de Siglas

AP – Antero-Posterior

CT – Tomografia Computadorizada

CTV – Volume tumoral clínico

DICOM – Imagem Digital para Comunicação em Medicina

DRR – Radiografia por Reconstrução Digital

GTV – Volume tumoral grosseiro

HU – Unidade Hounsfield

ICRU – Comissão Internacional de Unidade e Medidas de Radiação

IGRT – Radioterapia Guiada por Imagem

IMRT – Radioterapia por Intensidade Modulada

IM – Margem Interna

ISOCENTRO – Ponto de rotação central do acelerador linear geralmente definido a 100 cm da fonte de radiação

MCNP – Monte Carlo N-Particule

LL – Latero-Lateral

PTV – Volume alvo de planejamento

SDEF, SI e SP – Cartões que determina as características da fonte no MCNP

SM – Margem de posicionamento

TLD – Dosimetro Termoluminescentes

1- Introdução

1.1. Câncer

O câncer é um relevante problema de saúde coletiva, pois é um dos grandes responsáveis pelos óbitos observados na maioria dos países latino-americanos e tem assumido, progressivamente, uma situação de vanguarda nas causas de mortalidade no Brasil e no mundo, superando até, em alguns casos, as doenças cardiovasculares.[1]

O câncer, termo utilizado para mais de 200 tipos de doenças neoplásicas, tem por característica básica o crescimento anormal e rápido das células. Estas podem originar-se em qualquer tecido humano, como e em qualquer faixa etária. Caracteriza-se pela capacidade de invadir os tecidos circunvizinhos por extensão direta ou disseminação pelas vias linfáticas ou sanguíneas.[1]

Segundo dados da *World Health Organization* (WHO), em 2008, foram 7,6 milhões de óbitos, o que representa cerca de 13% de todos os óbitos no mundo. No Brasil, dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA) [2], mostram que para o ano de 2012 a estimativa de casos novos na população do Brasil foi de 518.210 casos. A Tabela 1 mostra a distribuição dos novos casos conforme o sexo e a região anatômica.

Tabela 1: Distribuição anatômica dos novos casos de câncer

	Masculino	Feminino
Próstata	60.180	-
Mama	-	52.680
Colo do Útero	-	17.540
Traquéia, Brônquio e Pulmão	17.210	10.110
Estômago	12.670	7.420
Cólon e Reto	14.180	15.960
Cavidade Oral	9.990	4.180
Esôfago	7.770	2.650
Leucemias	4.750	3.940
Pele Melanoma	3.170	3.060
Outras Localizações	43.120	38.720
Pele não Melanoma	62.680	71.490
Total	235.720	227.750

Quanto ao diagnóstico, sabe-se que, de modo geral, quanto mais precocemente for feito, maior a possibilidade de um melhor prognóstico. Entretanto, existem tumores que, pelas suas características, têm pouca probabilidade de cura, mesmo com diagnóstico precoce.

O tratamento do câncer consiste em uma série de medidas que visam, se possível, eliminar o câncer ou então, com um caráter paliativo, melhorar o

estado geral do paciente. No final do século XIX, o único tratamento disponível era o cirúrgico, porém o tempo de sobrevida e a qualidade de vida eram extremamente precários. [1,3]

A partir de 1940, houve um fluxo muito grande de novos conhecimentos, novos agentes quimioterápicos, evolução no maquinário e técnicas de tratamento utilizadas na radioterapia, fazendo com que as taxas de sobrevida tivessem um aumento significativo.[1]

A terapêutica atual instituída para o tratamento do câncer é composta de cirurgia, radioterapia, quimioterapia e imunoterapia, estas modalidades podem ser utilizadas isoladamente ou em conjunto.

1.2. Radioterapia - Conceitos Gerais

A radioterapia teve início em 1895, quando o físico Wilheim Conrad Roentgen descobriu os raios X. Desde então, o seu uso na medicina foi amplamente diversificado, gerando um grande impacto na área do diagnóstico e da terapêutica.[3,4]

A interação da radiação com o meio biológico inicia-se como um processo físico e passa aos estágios físico-químico e biológico na manifestação de seus efeitos, como a morte celular, a perda da função do órgão, a mutagênese e a carcinogênese.[5pode]

A radiação ionizante, ao interagir com a matéria, pode desencadear dois processos de ação, denominado direto e indireto (Figura 1). Na ação direta, a radiação ionizante provoca a quebra do DNA, gerando um dano irreparável, levando a célula à morte. No caso da ação indireta, a radiação ionizante irá interagir com as moléculas de água do meio; dessa interação teremos como produto dois radicais livres OH- e H-.[5]

Esses radicais livres, por sua vez, contribuem para causar um dano celular, impedindo que a célula se mantenha viva.

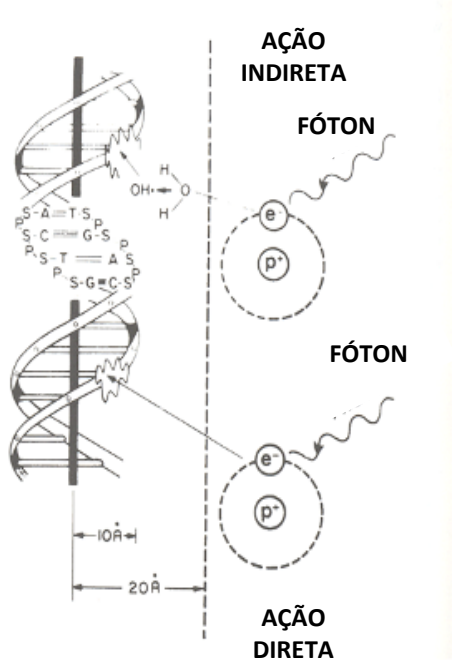


Figura 1: Mecanismos de interação da radiação com o DNA

Para maximizar esses danos, a radioterapia é geralmente realizada em protocolos que variam entre 20 a 35 aplicações, dependendo da região a ser tratada. Esse fracionamento auxilia no reparo do dano as células sadias e torna-se possível causar os dados nas células tumorais em diferentes fases do ciclo celular. Como as doses de radiação ionizante são localizadas, durante o tratamento é importante o paciente manter uma posição na qual não ocorram alterações devido ao movimento. Alguns acessórios de imobilização, como máscaras e colchões de isopor, auxiliam na imobilização e na localização diária da região de tratamento desses pacientes.

1.3. Etapas da Radioterapia

A radioterapia atualmente segue um fluxo onde cada etapa será discutida abaixo. [6]

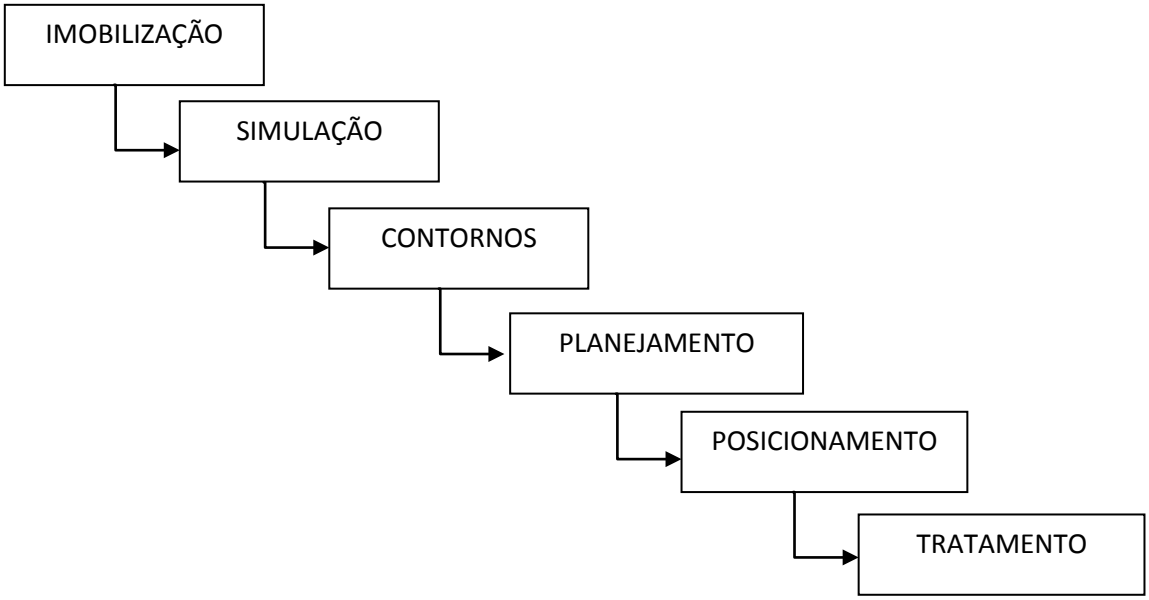


Figura 2: Árvore de processos da radioterapia

1.3.1. Imobilização

Durante o tratamento radioterápico o paciente deve permanecer na mesma posição na qual foi simulado, com uma boa reprodutibilidade diária e fixação, buscando sempre o conforto do paciente. Essa fixação é importante para garantir que as condições iniciais definidas na simulação serão reproduzidas durante todo o tratamento.

Existem diversos acessórios de imobilização, cada um específico para uma determinada região que será irradiada. Para regiões do crânio e pescoço utilizamos um material termoplástico usado como uma mascara, onde esse material passará por um processo de aquecimento em banho maria a temperaturas próximas de 70°C, no qual ficará maleável e ao resfriar em contato com a pele do paciente formará o molde da região na qual está.

Figura 3: Mascaras de imobilização: crânio simples (esquerda), crânio reforçada (central) e cabeça e pescoço (direita)

Para região do tórax, pelve e extremidades utiliza-se dois tipos de acessórios para imobilização: *alpha cradle*® e *vac-lock*^{tm}. No primeiro utilizamos um polímero que irá se expandir dentro de um reservatório. No segundo, têm-se um saco que contém pequenas esferas de isopor onde o paciente é deitado acima e uma bomba de vácuo é utilizada para retirar o ar desse saco. Durante esse processo é formado vácuo dentro do saco modelando a região do paciente que está em contato com o *vac-lock*^{tm}.

Figura 4: *Alpha Cradle*® posicionado nos pés do paciente

Para tumores que necessitam uma precisão mais elevada de imobilização, utilizamos os anéis estereotaxico no caso de radiocirurgia cranial e compressores abdominais para radiocirurgia extra-crânio de pulmão e fígado.

1.3.2. Simulação

Atualmente, os casos mais complexos que envolvem tumores e órgãos de risco muito próximos ou nos casos de altas doses de tratamento, a simulação é realizada utilizando imagens de tomografia computadorizada que serão reconstruídas em 3 dimensões, sendo isso possível através dos avanços tecnológicos no campo das imagens médicas. Para a radioterapia a tomografia computadorizada é o exame base, uma vez que, é possível ter informações sobre as estruturas que serão envolvidas durante a radioterapia em uma série de imagens. Além disso, por meio da tomografia computadorizada é possível obter, as informações da densidade eletrônica do meio, sendo essa informação vital para o correto cálculo da dose que o paciente receberá.

Durante a realização do exame de tomografia computadorizada, o paciente será representado através de uma imagem onde cada estrutura do corpo será representada por tons de cinza. Na prática do dia-a-dia denomina-se cada imagem dessa como um corte tomográfico.

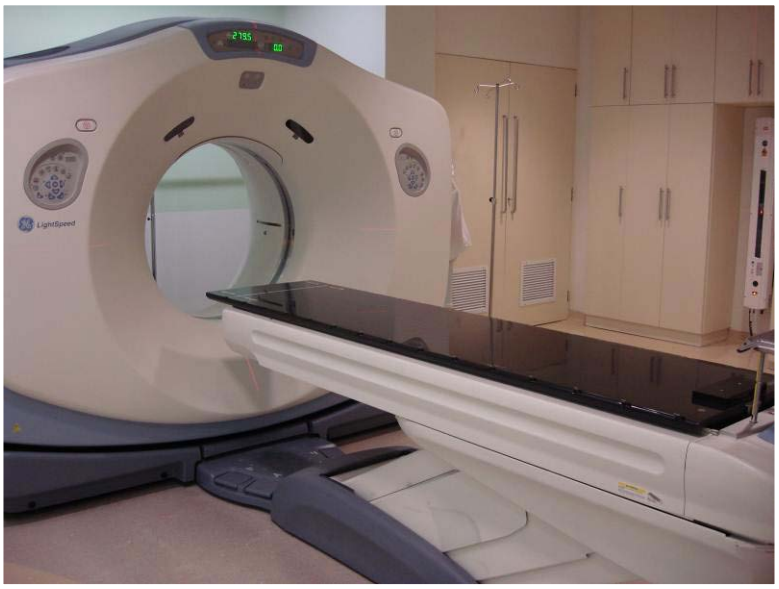


Figura 5: Aparelho de tomografia computadorizada

Porém, para tumores cerebrais a ressonância magnética nuclear é a modalidade de imagem mais indicada para a visualização das lesões que serão irradiadas. Caso seja necessária a utilização dessas imagens faz-se um processo de fusão, isto é, as duas séries de imagens, tomografia computadorizada e ressonância magnética nuclear, serão colocadas no mesmo sistema de coordenadas, possibilitando assim a transferência dos volumes desenhados entre elas.

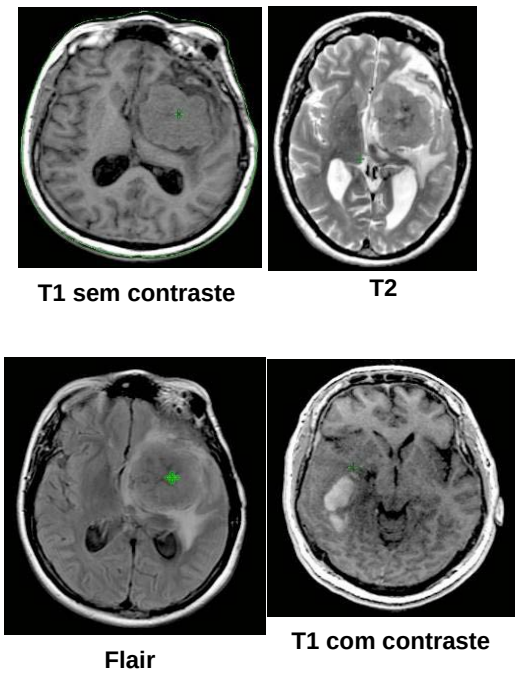


Figura 6: Imagens de Ressonância Magnética Nuclear de crânio

Outra modalidade de imagem que vem sendo muito utilizada na simulação de um tratamento radioterápico é a tomografia por emissão de pósitrons (PET/CT). Nessa modalidade temos a junção entre imagem e metabolismo, uma vez que na tomografia por emissão de pósitrons utiliza-se um material radioativo que é injetado no corpo do paciente. Esse material irá se concentrar nas regiões onde ocorre um maior metabolismo, uma vez que, equivale a uma molécula de glicose, porém modificada para incorporar um átomo de ^{18}Fluor, emissor de radiação γ.

1.3.3. Contorno

Após a realização da simulação, as imagens adquiridas serão introduzidas no sistema de planejamento onde o médico irá realizar o contorno do volume tumoral e tecido normais adjacente. Esse contorno será realizado em todos os cortes e será fundamental para analise das doses que cada órgão estará recebendo.

Segundo definições do ICRU 62[7] têm-se o conceito de volume do tumor grosseiro (GTV), onde existe o volume no qual é possível visualizar a região onde se encontra o tumor do paciente. O volume tumoral clinico (CTV), representa o volume do tumor grosseiro mais uma margem para doença subclínica, essa margem é para incluir possível doença clinica que é visível na imagem de simulação. A margem de setup (SM) é utilizada para possíveis erros de posicionamento do paciente durante o tratamento radioterápico. A margem interna (IM), é usada para movimentação interna dos órgãos, seja ela intra-fração (durante a irradiação) ou inter-fração (durante os dias de tratamento). E por fim volume do alvo de planejamento (PTV), que caracteriza a soma de todos os outros volumes mais uma margem de penumbra da radiação. Todos esses volumes estão ilustrados na figura abaixo.

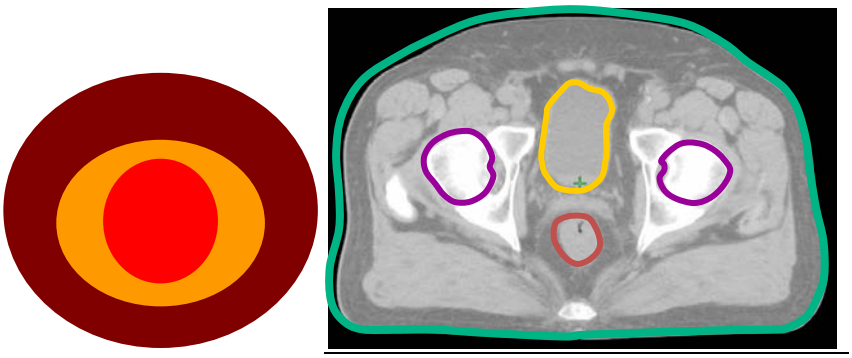


Figura 7: Representação dos volumes alvos e órgãos de risco para o tratamento de câncer de próstata

1.3.4. Planejamento

O objetivo do planejamento é a determinação após a realização da simulação de qual será a técnica de irradiação mais adequada e praticável que resulte em uma distribuição de dose na qual maximize a dose nos tecidos tumorais e minimize a dose nos tecidos normais.[7]

No sistema de planejamento são colocados os campos irradiação e a dose de prescrição conforme critério clínico. Através do sistema de planejamento podemos escolher as melhores entradas de campos de irradiação utilizando da ferramenta de visão do feixe. Nessa ferramenta também determinamos o uso dos sistemas de colimação, seja ele em bloco de uma liga metálica ou através de pequenas lâminas dispostas no colimador e controladas por motores que iram se ajustar ao volume de irradiação desejada.

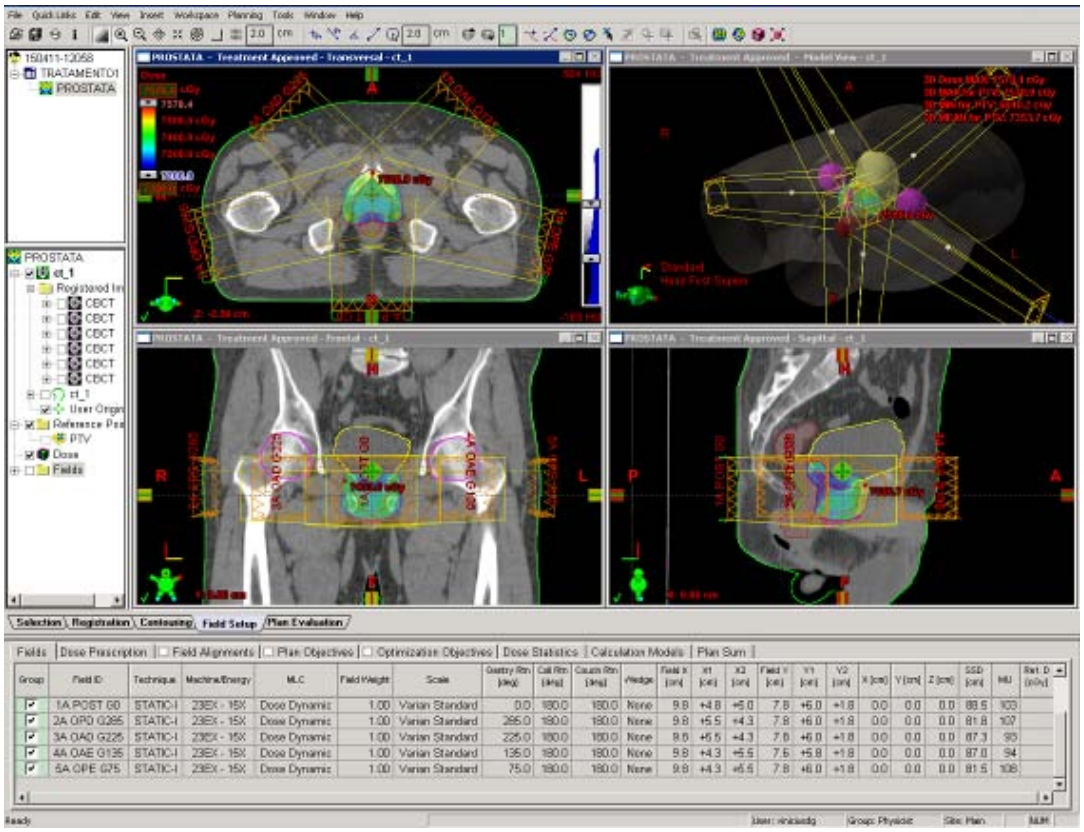


Figura 8: Sistema de Planejamento

Após a determinação das melhores entradas de campo existem duas opções a serem utilizadas, a radioterapia conformada 3D e a radioterapia por intensidade modulada (IMRT). No planejamento utilizando radioterapia conformada 3D, calculamos a dose que cada órgão irá receber. Na radioterapia por intensidade modulada, primeiramente temos a otimização inversa onde utilizamos, a priori, as doses que gostaríamos que cada órgão recebesse através dos histogramas de dose volume e o sistema de planejamento calcula uma modulação do feixe onde irá variar a intensidade no campo de irradiação.

No uso do IMRT fica necessária a utilização de acessórios de imobilização mais rígidos uma vez que a distribuição de dose não será uniforme em todo o campo de irradiação, podendo, o volume tumoral não receber a dose desejada ou o tecido normal receber a mais do que foi planejado, caso ocorra movimentação do paciente[7].

1.3.5. Posicionamento

Nessa etapa têm-se a execução da transferência do que foi planejado para o paciente durante as aplicações. Na prática, isso significa que, primeiramente o paciente deve ser colocado na mesma posição, onde as imagens de simulação foram adquiridas, utilizando os mesmos acessórios de imobilização que foram confeccionados.

Após o paciente estar posicionado, a mesa de tratamento deve ser ajustada até a posição do isocentro, isto é, ponto de rotação central que coincide com as coordenadas para calculo da dose que foi definido no sistema de planejamento. Uma variedade de técnicas de posicionamento é utilizada para atingir esse objetivo: filmes radiológicos ou digitais, equipamentos de raios X chamados de simuladores e sistemas acoplados ao acelerador linear conforme será apresentado no item 1.4.

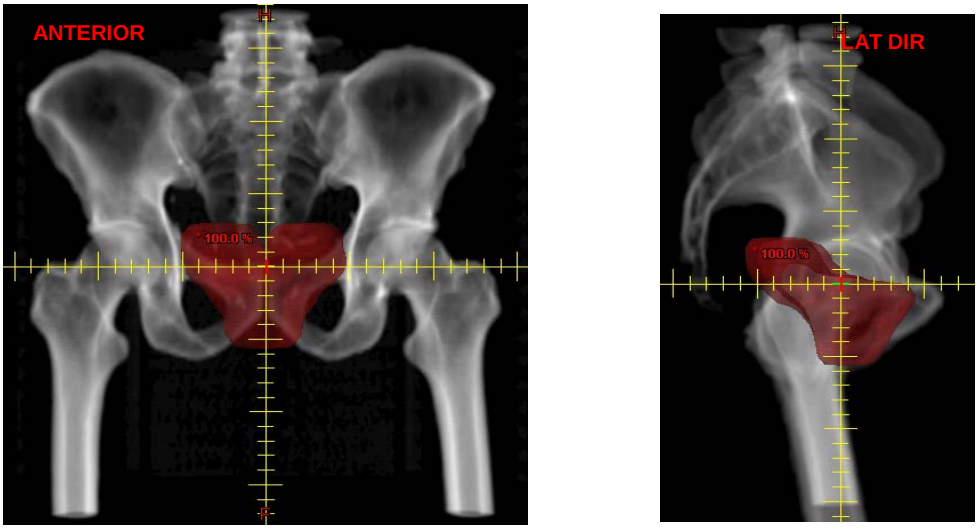


Figura 9: Definição do Isocentro

1.3.6. Tratamento

Essa é a etapa mais essencial da radioterapia, pois ela caracteriza-se pela administração da dose durante a sessão.

1.4. IGRT

Com as técnicas de tratamento atuais, como a radioterapia de intensidade modulada e a radioterapia estereotáxica, é preciso garantir a localização durante tratamento, pois é possível concentrar altas doses no tumor e baixas doses nos tecidos sadios adjacentes[8]. Antes da execução do tratamento, é realizada uma imagem, seja através de filme radiográfico ou digitalmente, para avaliar a posição no paciente na mesa de tratamento. Estando na posição correta é então liberada a dose. Esse protocolo de aquisição de imagem é denominado de Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT).

Durante muito tempo, essas imagens foram realizadas com o auxilio de filmes radiológicos, porém com a evolução dos sistemas de imagens, atualmente utiliza-se imagens digitais para executar essa tarefa. Para isso são instalados no acelerador linear dois braços auxiliares[9], onde de um lado têm-se uma fonte de raios X de baixa energia, até 120kV, e do lado oposto uma placa de silício amorfo, para detecção da radiação e formação da imagem (Figura

10). São geradas então duas imagens ortogonais uma antero-posterior (AP) e uma latero-lateral (LL).

Figura 10: Acelerador Linear com sistema de imagem acoplado

As imagens geradas são comparadas digitalmente com uma reconstrução realizada pelo sistema de planejamento (DRR) através da projeção do campo com o auxilio da tomografia computadorizada, utilizando a estrutura óssea como referencia para realizar a fusão das duas imagens (figura 11). Caso o paciente esteja na posição correta é liberado o tratamento do paciente, caso contrário aplica-se as correções, nos eixos cartesianos X (latero-lateral), Y(antero-posterial) e Z (longitudinal), necessárias antes do tratamento.[9]

Figura 11: Processo de fusão entre DRR e imagem kV

A quantidade de radiografias de posicionamento segue um protocolo definido conforme a região a ser irradiada. Como resultado deste procedimento, sabe-se que uma determinada dose adicional é recebida pelos pacientes, tornando-se um fator importante a ser determinado. Atualmente, os sistemas de planejamento atuais não levam em consideração a quantificação das doses provocadas pela geração destas imagens, sendo que, esta quantificação necessita ser realizada por outros métodos.

Após a localização exata do paciente inicia-se então o processo de liberação de dose no volume tumoral.

1.5. Geração dos Raios X

A produção dos raios X pode ocorre quando um determinado material é bombardeado por um feixe de elétrons[2,3,10]. Todos os tubos de raios X possuem praticamente a mesma estrutura física, um cátodo onde servirá de fonte de elétrons e um ânodo, onde os elétrons irão colidir. Toda essa estrutura está em um ambiente fechado a vácuo para minimizar a perda de energia dos elétrons[4].

O cátodo é um filamento composto de tungstênio, metal que suporta altas temperaturas, que quando aquecido irá emitir elétrons por emissão termiônica. Essa nuvem de elétrons ficará próximo ao cátodo. Se do outro lado, o ânodo, também composto de tungstênio, estiver com carga positiva, essa nuvem de elétrons será então atraída para o ânodo produzindo uma corrente elétrica, devido à diferença de potencial elétrico que foi aplicada entre cátodo e ânodo.

Ao colidirem com o ânodo, os elétrons, irão gerar os raios X para todas as direções, sendo que uma parte será absorvida pelo próprio ânodo, e outra parte irá compor o feixe útil para o uso clínico. Na faixa de energia que se utiliza no radiodiagnóstico, até 120kV, cerca de somente 1% da energia do elétron será convertida em raios X, sendo que o restante, 99% da energia será convertido em calor[11].

Para remover esse calor, o tubo de raios X deve ser resfriado com um sistema eficiente, seja por óleo, ar ou água. O ânodo também possui um sistema de resfriamento onde na sua construção faz-se o uso de um sistema giratório, distribuindo assim o ponto de contato do feixe de elétrons.

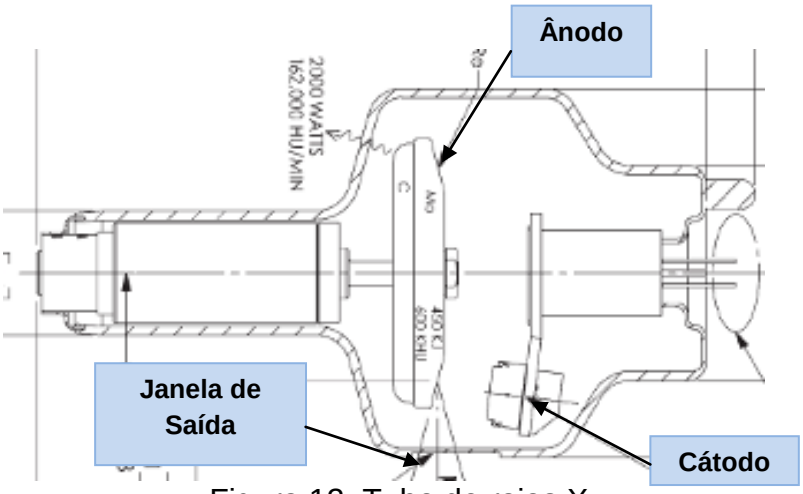


Figura 12: Tubo de raios X

Ao interagirem com os átomos do ânodo, os elétrons que foram emitidos pelo cátodo e acelerados pela diferença de potencial aplicada entre o cátodo e ânodo irão sofrer diferentes tipos de colisões. A grande maioria envolve a perda por ionização com o meio. Porém, existem também as radiações de colisões que podem dar origem aos raios X característicos e raios X de freamento.[4,11]

Os raios X característicos (Figura 13) acontecem devido à colisão do feixe de elétrons com os elétrons das camadas mais internas do átomo. Dessa colisão pode ocorrer a ejeção do elétron da sua orbita deixando uma lacuna em seu lugar. Essa lacuna será então preenchida por um elétron de uma camada mais externa da eletrosfera. Como essas camadas estão em níveis de energias diferentes, teremos o aparecimento de um fóton com energia $E = E_0 - h\nu$, que irá corresponder ao valor da diferença entre os níveis de energia os orbitais de elétrons. Esses fótons são chamados de raios X característicos, pois cada elemento químico possui níveis de energias distintos. [3,11]

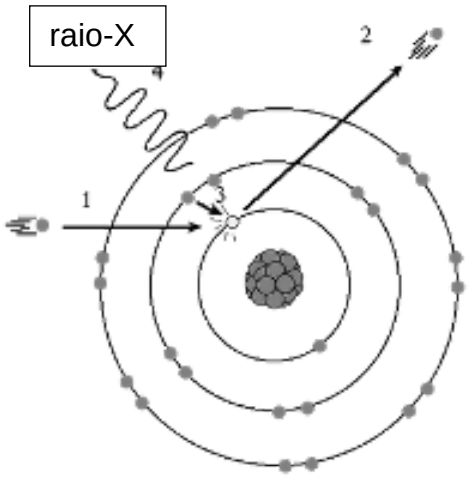


Figura 13: Raios X característicos

Outra forma de produção de raios X é a radiação de desaceleração, que tem origem do termo em alemão *Bremsstrahlung*. Essa radiação é emitida quando o elétron sofre um desvio na sua trajetória devido as força de atração/repulsão que ocorrem no campo nuclear do núcleo, também conhecido como forças de Coulomb. Esse fenômeno foi previsto por Maxwell em sua teoria geral da radiação eletromagnética. Pela conservação de energia, devido à aceleração do elétron uma energia será emitida em forma de onda eletromagnética e irá se propagar no espaço.[3,4]

Como o elétron pode interagir e perder diferentes quantidades de energia a cada interação, a radiação de freamento (Figura 14) será então emitida em um espectro continuo que terá seu valor máximo igual à diferença de potencial aplicada entre o cátodo e ânodo. [3,11]

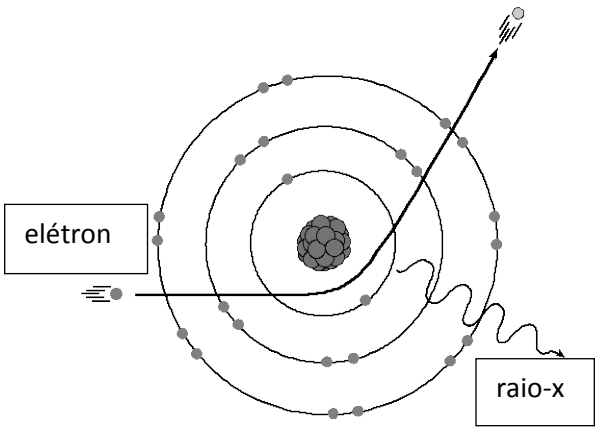


Figura 14: Raios X de freamento

1.6. Dose Absorvida

Desde o início do uso dos raios X para diagnóstico e terapia, algumas tentativas foram feitas para medir a ionização da radiação utilizando efeitos químicos e biológicos. Por exemplo, os efeitos da radiação em um filme que tem suas propriedades de coloração alterada ao interagir com a radiação. Entretanto, esses parâmetros podem levar a valores sem precisão para avaliar a dose absorvida, pois há um grande número de variáveis envolvidas no processo.[4]

Em 1928, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) adotou o roentgen (R) como a unidade de medida de exposição por raios X e raios-γ, sendo definido como a razão de dQ/dm, onde dQ é a soma de todas as cargas elétricas de todos os íons de mesmo sinal, produzidos no ar e dm massa de ar onde esses íons serão completamente absorvidos. No Sistema Internacional de Unidades, o R é definido como sendo $2{,}58 \times 10^{-4}$C/kg no ar.

A exposição somente é utilizada para medidas de dose no ar, feixes de raios X e raios-γ de baixa energia e não pode ser utilizada para fótons com energia maior que 3MeV, devido ao fato do limite na geometria da câmara de ionização padrão.. Para isso utiliza-se a dose absorvida que descreve a quantidade de radiação para qualquer tipo de ionização, incluindo partículas carregadas ou não carregadas, todos os materiais e todas as energias. A dose absorvida equivalente é a medida mais significante dos efeitos biológicos causados pela radiação ionizante[11].

A definição para dose absorvida, ou simplesmente dose, é a razão $d\bar{E}/dm$, onde $d\bar{E}$ é a energia média dissipada pelas ionizações provocadas pela radiação em um material de massa dm. Atualmente sua unidade é o gray (Gy), mas historicamente tinha-se o rad onde representava a absorção de 100ergs de energia por grama do material absorvedor.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs/g} = 10^{-2} \text{ J/kg} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

1.7. Gerenciamento de Dose

O uso de imagens radiológicas para orientação de posicionamento, localização e alinhamento do paciente durante o tratamento radioterápico tem crescido muito nos últimos anos. Embora existam diversas técnicas para a realização dessas imagens, há um fator importante que, todas elas têm em comum, isto é, seu uso pode aumentar a dose de radiação que o paciente será exposto[8]. Com isso essa exposição adicional deve ser gerida sempre baseada nos princípios da ALARA, ou seja, qualquer dose de radiação deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível. No entanto, o uso dessas imagens tem elevado ainda mais as altas doses administradas durante o tratamento do paciente.

Até a década de 90, o uso das imagens em radioterapia era basicamente para o uso nos sistemas de planejamento através da aquisição de uma série de imagens de tomografia, uma ou duas imagens geralmente no inicio do tratamento para validar a localização do paciente. Isso porque, nessa época, a tolerância às variações de posicionamento e anatomia do paciente eram da ordem de 5mm a 15mm[6].

Com o desenvolvimento das técnicas conformadas 3D, da radioterapia por intensidade modulada e da radiocirurgia estereotáxica, essa tolerância reduziu para valores muitas vezes sub milimétricos que devem serem mantidos durante todo o tratamento.

A exposição à radiação apresenta dois potenciais riscos a saúde o determinístico e o estocástico. No risco determinístico temos um limiar de dose onde valores acima desse limiar poderá causar danos ao paciente. No risco estocástico não existe um limiar de dose, podendo ocorrer com qualquer dose.[5]

A partir disso tem-se a importância de documentar toda e qualquer exposição que o paciente será submetido durante todo o tratamento.[8]

2. Objetivos

Muitas vezes temos durante o processo de planejamento o valor das doses que os tecidos normais podem receber muito próximas do máximo permitido para evitar qualquer dano ao paciente. Porém os sistemas de planejamento não contabilizam a dose proveniente dessas imagens.

O objetivo do presente trabalho é realizar a avaliação da dose recebida pelo paciente devido ao uso de imagens de localização durante os procedimentos de radioterapia guiada por imagem (IGRT).

Para isto, os objetivos do presente trabalho foram dividido em três partes:

1) Caracterização do espectro do tubo de raios X através do levantamento do seu espectro de radiação emitida, utilizando simulação de Monte Carlo com o código MCNP5[12,13,14].

2) Levantamento da porcentagem de dose profunda através de medidas com câmara de ionização, dosimetro termoluminescente e a simulação com o MCNP5.

3) Estimativas da dose em volumes de reto, bexiga e cabeças de fêmur de pacientes submetidos ao tratamento de próstata.

3. Materiais e Métodos

3.1. Códigos de Monte Carlo

Devido à natureza estocástica da emissão da radiação, e por conseguir reproduzir praticamente a grande maioria dos processos de interação da radiação com a matéria, o método de Monte Carlo tem sido utilizado como base para construção de diferentes códigos como o MCNP5[15], EGS4[16], PENELOPE[17], GEANT[18] e EGSnrc[19].

O método de Monte Carlo pode ser descrito como um método estatístico que utiliza números aleatórios ou pseudoaleatórios como base para efetuar simulações do comportamento de sistemas físicos. Cada mecanismo de interação é caracterizado por uma secção de choque que determina a distribuição de probabilidade de várias grandezas relevante para a interação da radiação com o material. Dentre as grandezas destacam-se transferência de energia, deflexão angular, geração de partículas secundárias, entre outras[20].

O método de Monte Carlo é comumente utilizado na engenharia nuclear e na física médica, sendo que, na física médica seu uso ainda pode ser dividido entre as áreas de radioterapia, proteção radiológica e medicina nuclear.

3.2. MCNP

O código MCNP (Monte Carlo N-Particule)[15] foi desenvolvido originalmente no Los Alamos National Laboratory (LANL), durante o desenvolvimento do Projeto Manhattan na década de 40. O MCNP pode ser utilizado para o transporte individual ou acoplado de nêutrons, fótons e elétrons, sendo possível ainda realizar cálculos de constantes de multiplicação para sistemas críticos aplicados a reatores nucleares.[15]

As energias das partículas que são simuladas no MCNP são: para nêutrons entre 10^{-11} a 100 Mev, fótons 1 keV a 100 GeV e elétrons 1 keV a 1 GeV. A modelagem geométrica é baseada no uso de células e superfícies, podendo também ser utilizadas estruturas repetitivas para criação de voxels.[15]

A versão mais atual do MCNP é o código MCNP5[15], que inclui aperfeiçoamentos na física de transporte de elétrons, adição de novas técnicas de redução de variância, novas opções de fontes e aperfeiçoamento no suporte para utilização do código em paralelo, podendo ser executado em vários processadores ao mesmo tempo.

No MCNP5 o usuário utiliza um arquivo de entrada com todas as informações sobre a simulação sendo que o arquivo deve seguir a seguinte ordem[14]:

Titulo do arquivo

Cell Cards (descrição de todas as células)

(linha em branco entre os blocos)

Surface Cards (descrição de todas as superfícies)

(linha em branco entre os blocos)

Data Cards (descrição dos dados de fonte e tallys)

O primeiro bloco*, Cell Cards*, contém as informações sobre o tipo de material do qual, a célula é composta, densidade, geometria e qual será a importância para cada tipo de partícula que poderá incidir na célula. O segundo bloco, *Surface Cards*, são determinadas as superfícies, ou limites, utilizados para definir as células. O ultimo bloco, *Data Cards*, contem todas as informações sobre a fonte, tipo e quantidade de partículas a serem utilizadas e definições do arquivo de saída. Nessas definições são utilizados comando específicos, denominados de *tallies,* que definem as grandezas a serem estimadas. As opções disponíveis estão listadas na Tabela 2 abaixo[14]:

Tabela 2: Opções das grandezas físicas estimadas pelo código MCNP5 (tallies)

Mnemônico	**Descrição**
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N, F4:P ou F4:E	“Track length” do fluxo médio sobre um célula
F5:N ou F1:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou F6:E	“Track length” da energia depositada
F7:N	“Track length” da energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de energia por partícula

Para geometrias complexas, o MCNP5 possui uma metodologia para construção dessas geometrias através do conceito de estruturas repetidas[14,15] onde é possível calcular a dose em cada célula que representa um determinado volume que compõe a estrutura. Nesse modelo tem-se então uma representação utilizando cubos (*voxel*) onde cada cubo será representado por um material e uma densidade.

Para criação dessas estruturas repetidas, determina-se uma malha principal que será definida por 6 planos que serão preenchidos através do comando *fill*. Dentro do arquivo de entrada do MCNP5, mas especifico, no bloco das superfícies tem-se a definição dos cubos que compõem a malha principal. No presente trabalho, cada cubo possui 4mm x 4mm x 10 mm de aresta.

O MCNP5 possui um mecanismo para minimizar a repetição de mesmas estruturas, no qual, podemos representar a mesma estrutura através de uma valor de multiplicação transformando assim uma matriz 2D para estrutura repetidas.

3.3. Simulação do tubo de raios X no MCNP5

Para a simulação no MCNP5 primeiramente foi desenhado à geometria e características físicas do tubo de raios X, instalado no acelerador linear. O tubo é o modelo G242 da Varian Medical System, sendo um tubo com ânodo rotatório de tungstênio/rênio (W-Re), materiais que possuem número atômico 73 e 74, respectivamente. Na saída do tubo de raios X temos uma filtração inerente de 1,5mm de alumínio. A energia máxima aplicada no tubo é de 125kV.

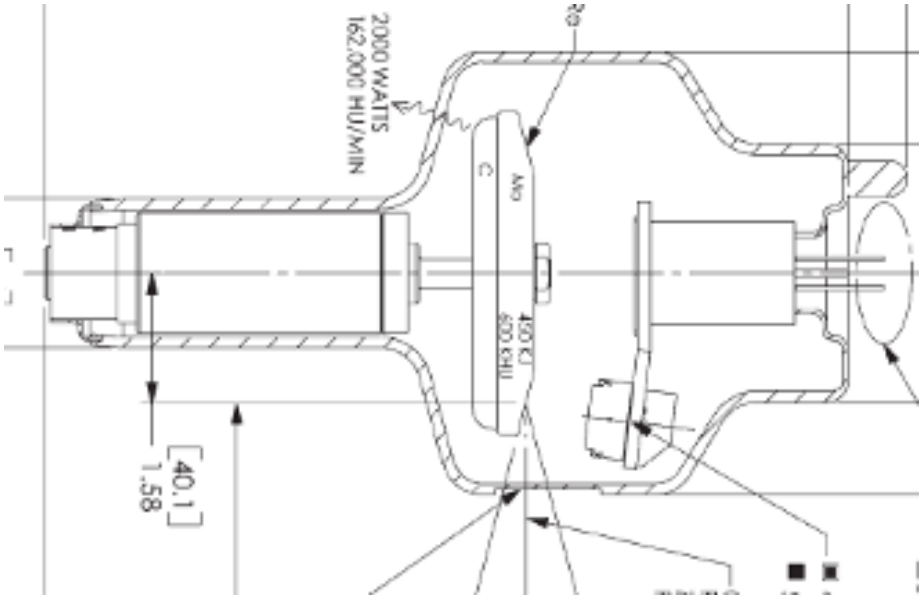


Figura 15: Tubo G242 da Varian Medical System

Para o presente trabalho foi usado uma energia máxima de 120kV, uma vez que essa energia segue os protocolos de imagens já definidos no serviço de radioterapia. Na Figura 16, temos a representação geométrica de simulação do tubo de raios X utilizado no serviço de radioterapia.

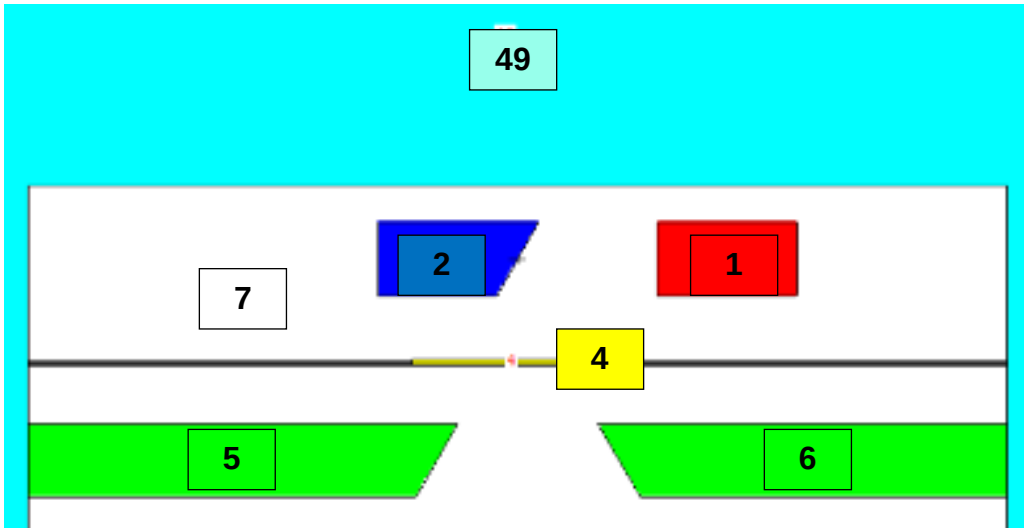


Figura 16: Simulação do tubo de raios X no MCNP

As regiões de calculo para o MCNP5, denominadas células, estão relacionadas da seguinte maneira:

1- Fonte emissora de elétrons (catodo)
2- Alvo de tungstênio-rênio (W-Re)
4- Filtro de Alumínio (Al)
5 e 6 – Colimadores
7 – Vácuo
49 – Área fora do tubo

Essa caracterização do tubo de raios X é para se ter o espectro de emissão dos raios X que foi utilizado para a simulação da curva de dose profunda e dos perfis pelo MCNP5. Foi utilizado o tally F1, que representa o número de partículas que cruzam uma superfície, como função para simular o espectro. O número de partículas simuladas foi de $2x10^9$, utilizando um microcomputador com 8 processadores Intel Xenon com 4GB de memória RAM.

Para a simulação da curva de dose profunda, outra geometria foi montada no MCNP5 para termos um objeto simulador representando um tanque de água de 40x40x40cm^3 (Figura 17). A câmara de ionização NACP também foi modelada para o MCNP5 e distribuída em longo do eixo central desde a superfície do objeto simulador até a profundidade de 30cm. O espaçamento entre as câmaras foi de 5mm.

Foi utilizado o tally *F8 que representa a deposição de energia num determinado volume em cada profundidade[14].

Para essa simulação foi utilizando como fonte de radiação o espectro dos raios X simulado anteriormente através dos cartões de entrada SDEF, SI e SP que representam a definição da fonte (posição, energia, direção) e distribuição espacial dos fótons.

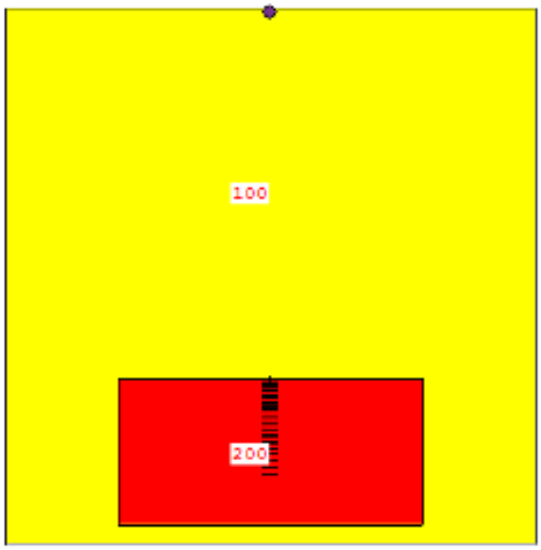


Figura 17: Objeto simulador de água para medidas de percentagem de dose profunda

3.4. Caracterização do tubo de raios X

No processo de caracterização do feixe de raios X foram realizadas medidas da curva de porcentagem de dose profunda (PDP) através do sistema Blue Phantom, fabricado por IBA-Dosimetry (Figura 18). Esse sistema possui um tanque de água de dimensões 40cm x 40cm x 40cm; um sistema de posicionamento com controle remoto através de um computador para fazer a varredura do feixe nos eixos cartesianos X, Y e Z, onde o eixo X foi determinado como sendo o correspondente ao sentido latero-lateral, o eixo Y correspondente ao sentido crânio-caudal e o eixo Z correspondente a profundidade; um eletrômetro para alimentação da tensão a ser utilizada pelas câmaras de ionização. Na Figura 18 pode-se ver os componentes do sistema.

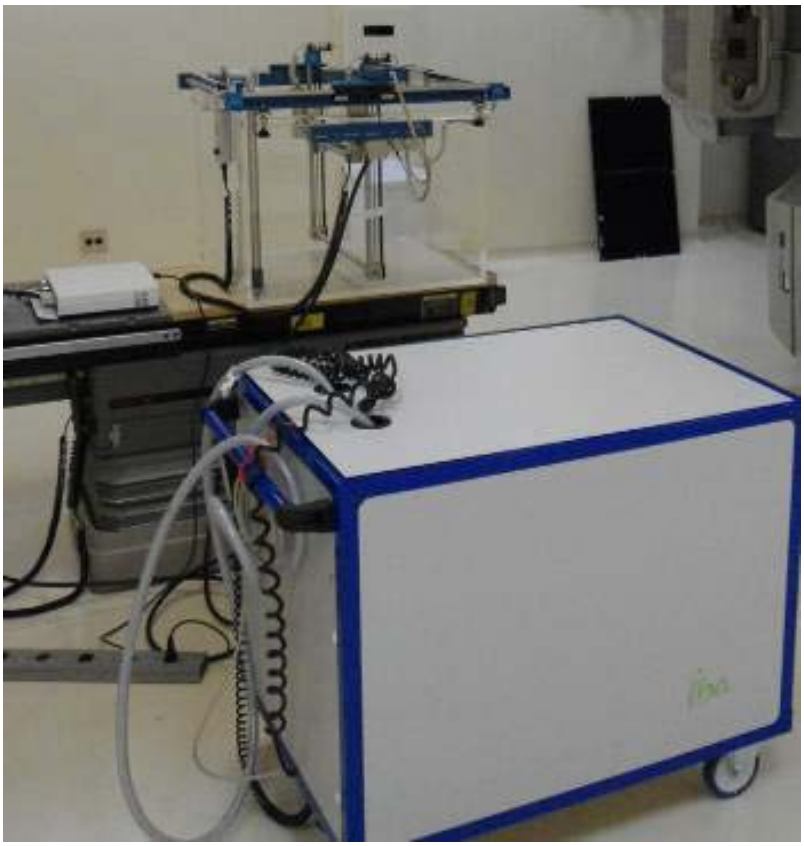


Figura 18: Equipamento de dosimetria 3D: tanque de água e controle computadorizado de posicionamento

Para a realização das medidas, o tanque do objeto simulador foi posicionado sob o campo de radiação e alinhado ao eixo central do feixe de raios X onde a distância foi de entre fonte superfície de 100cm (Figura 19) o que coincide com o isocentro da máquina. O uso desse valor é para se aproximar do valor utilizado para fazer as imagens diárias dos pacientes, onde o valor utilizado é de 100cm de distância fonte isocentro da maquina. O isocentro é o ponto central de rotação do acelerador linear, e onde será determinado o centro da radiação durante o tratamento do paciente.

Figura 19: Posicionamento do equipamento de dosimetria 3D no feixe de kV

Após o posicionamento do tanque no isocentro, procedeu-se com a transferência da água para seu interior com uma quantidade de água para uma profundidade de varredura de 30cm. Uma vez com água no seu interior, foram então posicionadas e alinhadas as câmaras de ionização com auxilio de um

feixe de laser que está calibrado para projetar o isocentro do acelerador linear. (Figura 20).

O sistema de dosimetria utiliza duas câmaras de ionização para a realização das medidas. Uma câmara permaneceu estática (referência) dentro do campo radiação tendo como função de verificar se o feixe de radiação estava ligado (Figura 20). Para isso foi utilizada a câmara de ionização da IBA-Dosimetry modelo IC-13, que possui volume de 0,13cm^3 e para ter uma coleta mais eficiente, funciona com uma diferença de potencial de -300V.

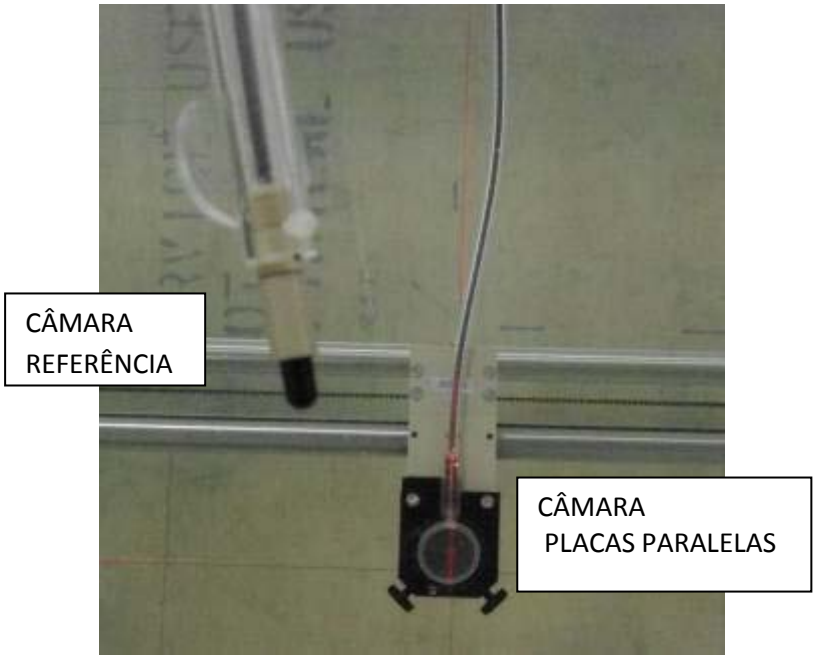


Figura 20: Posicionamento das câmaras de ionização: IC13 (superior) e NACP (inferior)

Para as medidas de PDP, foi utilizada a câmara de placas paralelas modelo NACP, fabricada pela IBA-Dosimetry (Figura 21). Essa câmara de ionização possui um eletrodo de coleta com diâmetro de 10mm e 2mm de altura, a diferença de potencial para operação é de -300V. Na figura 21 temos a representação esquemática da NACP.

Figura 21: Câmara de Ionização de placas paralelas modelo NACP

Mediu-se então a curva de dose profunda desde a superfície até 26cm de profundidade, onde para profundidade maiores a relação sinal ruído da câmara de ionização acaba prejudicando as medidas. Os passos de leitura foram: da superfície até 3cm foi utilizado um passo de 2,5mm, dos 3cm aos 10cm o passo foi de 5mm e o restante foi com passos de 2cm. Essa variação entre os valores dos passos é para termos uma melhor resolução próxima da superfície, uma vez na superfície, tem-se uma maior variação da dose por não existir equilíbrio eletrônico.

Os parâmetros no tubo de raios X durante as medidas foram de 120kV, 80mA e 10ms em modo fluoroscopia, isto é, o feixe permanece ligado enquanto o botão de disparo está acionado.

Foi realizado também medidas da porcentagem de dose profunda através do uso de dosímetros termoluminescentes (TLD) [21,22,23], modelo TLD-100 (3mm x 3mm x 0,9 mm), compostos por Fluoreto de Lítio e dopado com Magnésio e Titânio (Lif:Mg,Ti), em um total de 20 TLDs. Esses TLDs são materiais que emitem fótons de luz vísivel, quando aquecidos, e previamente irradiados. Os TLDs são tratados termicamente em dois fornos: o primeiro de 400^0C durante o tempo de 1 hora, e o segundo de 100^0C durante 2 horas. Esse processo é para que os estados eletrônicos da estrutura cristalina, estimulados previamente pela radiação ionizante, retornem aos seus estados eletrônicos fundamentais, permitindo utilizar os dosímetros em outras irradiações. Após 24 horas da irradiação, os TLDs são lidos por uma leitora que possui um sistema de aquecimento, uma fotomultiplicadora e circuito eletrônico associado. Foi utilizado a leitora Harshaw QS 3500.[24]

Os TLDs foram colocados na superfície (0cm), 1cm, 5cm, 10cm e 20cm de profundidade em um objeto simulador de água solida posicionado no feixe de radiação (Figura 22). Em cada profundidade foi utilizado quatro TLDs para otimizar as análises estatísticas.

Figura 22: Objeto simulador de água solida (esquerda) posicionado no feixe de radiação (direita)

3.5. Conversão dos dados de tomografia para o MCNP5

A imagem de tomografia é adquirida utilizando o principio de que a radiação ao atravessar a matéria tem sua intensidade atenuada, devido às interações com o meio. Se tivermos uma fonte de raios X com intensidade inicial I_o que irá atravessar um determinado material, se após esse material tivermos um ou vários detectores tem-se que a intensidade final após as interações I será uma relação entre a espessura e a densidade do material no qual a radiação estará interagindo. Em 1973, foi proposto por Godfrey Hounsfield uma normalização para a representação das imagens em tomografia no qual tem-se uma escala normalizada para a o coeficiente de atenuação da água e convertida para tons de cinza para uma melhor visualização. Através dessa escala (Hounsfield Unit - HU) é que sem tem a identificação da composição anatômica do paciente. Na Tabela 3 abaixo temos alguns tecidos e seus respectivos valores de HU.

Tabela 3: Relação tecidos e HU

Substância	HU
Ar	-1000
Pulmão	-700
Tecido mole	-300 a -100
Gordura	-84
Água	0
Sangue	+30 a +45
Musculo	+40
Ossos	+700 a +3000

Através dessas imagens é possível então obter a anatomia do paciente e com o auxilio do sistema de planejamento o médico irá utilizar uma ferramenta de contorno desenhando todos os órgãos que serão utilizados em todos os cortes da tomografia. Tanto as imagens quanto esses contornos utilizam um padrão denominado DICOM (Digital Image Comunication in Medicine)[25] no qual possui uma ramificação para radioterapia[26]. Em um arquivo DICOM Image temos as informações demográficas do paciente, por exemplo, nome, número do prontuário, data da aquisição das imagens, e a imagem propriamente dita. Todas as estruturas desenhadas também estão salvas em um padrão DICOM[26].

Element	VR	Length	Value
(0002,0000) Group Length	UL	4	164
(0002,0001) File Meta Information Version	OB	2	(binary data)
(0002,0002) Media Storage SOP Class UID	UI	26	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2 (CT Image Storage)
(0002,0003) Media Storage SOP Instance UID	UI	54	1.2.840.113619.2.55.3.537542148.995.1308302362.103.67
(0002,0010) Transfer Syntax UID	UI	18	1.2.840.10008.1.2 (Implicit VR Little Endian)
(0002,0012) Implementation Class UID	UI	20	1.2.246.352.70.2.1.7
(0008,0005) Specific Character Set	CS	10	ISO_IR 100
(0008,0008) Image Type	CS	22	ORIGINAL\PRIMARY\AXIAL
(0008,0012) Instance Creation Date	DA	8	20110629
(0008,0013) Instance Creation Time	TM	6	132352
(0008,0016) SOP Class UID	UI	26	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2 (CT Image Storage)
(0008,0018) SOP Instance UID	UI	54	1.2.840.113619.2.55.3.537542148.995.1308302362.103.67
(0008,0020) Study Date	DA	8	20110617
(0008,0021) Series Date	DA	8	20110617
(0008,0023) Content Date	DA	8	20110617
(0008,0030) Study Time	TM	6	085353
(0008,0031) Series Time	TM	6	085706
(0008,0033) Content Time	TM	6	085755
(0008,0050) Accession Number	SH	0	
(0008,0060) Modality	CS	2	CT
(0008,0070) Manufacturer	LO	18	[redacted]
(0008,0080) Institution Name	LO	32	[redacted]
(0008,0090) Referring Physician's Name	PN	0	
(0008,1010) Station Name	SH	6	ct_sim
(0008,1030) Study Description	LO	6	PELVE
(0008,103E) Series Description	LO	6	2.5MM
(0008,1048) Physician(s) of Record	PN	44	[redacted]
(0008,1090) Manufacturer's Model Name	LO	16	LightSpeed RT16
(0010,0010) Patient's Name	PN	22	[redacted]
(0010,0020) Patient ID	LO	12	[redacted]
(0010,0030) Patient's Birth Date	DA	8	[redacted]

Figura 23: Extração dos dados de um arquivo DICOM

A partir do momento que junta-se todos os corte da tomografia em uma matriz volumétrica única, saímos de uma série de imagens em duas dimensões e passamos para uma série em três dimensões, onde cada elemento desse volume é denominado de *voxel*. Muitas vezes esse *voxel* pode repetir varias vezes dentro dessa matriz. Através dessa repetição pode ser criada no MCNP uma possibilidade de descrever uma única vez as células e superfícies de qualquer estrutura que aparece mais de vez na simulação. Para essas estruturas utiliza-se o conceito de *lattice*[27] conforme descrito no item 3.2.

Nesse trabalho foi desenvolvido um sistema utilizando a linguagem de programação C#, que faz parte o pacote .NET da Microsoft, que identifica através dos arquivos de imagens e estruturas DICOM a densidade e localização de cada órgão previamente delineado e converte automaticamente para um *input* no MCNP (Figura 24). A matriz original de 512x512 pixel foi alterada para uma matriz otimizada onde no eixo x ficou em 128 (4mm), no eixo y a quantidade de voxel foi otimizada devido ao valor da distância antero-posterior de cada paciente, porém foi mantido o valor de 4 mm e no eixo z ficou 10mm. Com isso temos cada voxel com 4mm x 4mm x 10mm, correspondendo a volume de 160 mm^3.

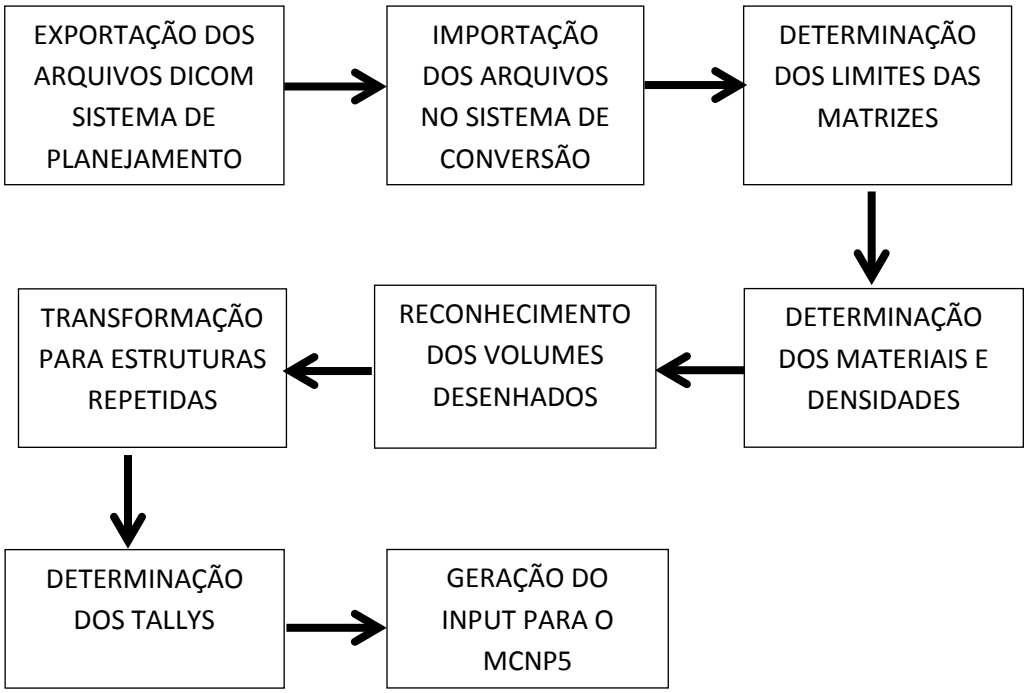


Figura 24: Fluxo para conversão da tomografia/volumes para o arquivo de entrada do MCNP5

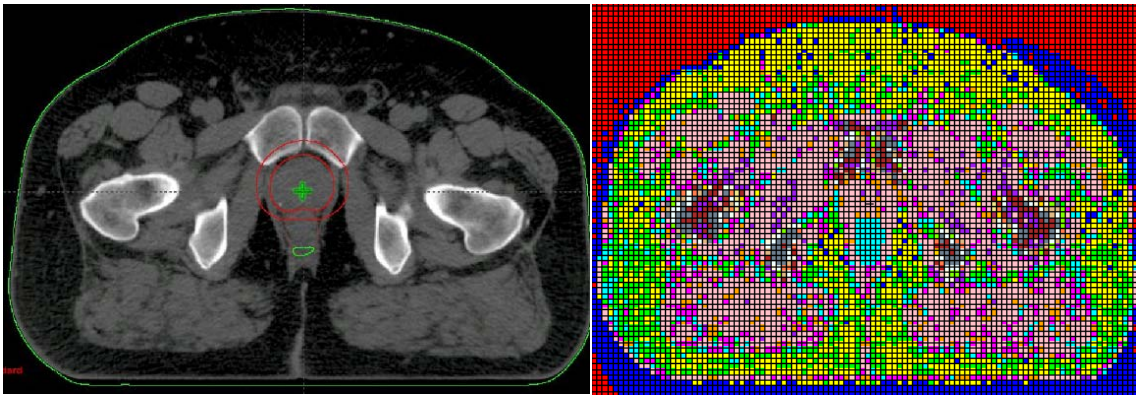


Figura 25: Imagem original tomográfica (esquerda) e imagem reconstruída com *lattice* (direita)

As densidades e composição dos órgãos foram definidas[28] utilizando a Tabela 4 abaixo:

Tabela 4: Relação HU e densidade

HU	**Densidade (g/cm^3)**
-1000 a -98	ρ=1.031 + 1.031x10^{-3} * HU
- 98 a 14	ρ=1.018 + 0.893x10^{-3} * HU
14 a 23	ρ=1.031
23 a 100	ρ=1.003 + 1.169x10^{-3} * HU
> 100	ρ=1.017 + 0.592x10^{-3} * HU

3.6. Estimativa da dose no paciente com o código MCNP5

Após a conversão das imagens e estruturas para o input do MCNP foi então realizada a simulação para estimativa da dose recebida nos órgãos de risco que envolve um tratamento de próstata: reto, bexiga e cabeças de fêmur direta e esquerda utilizando imagens e estrutura de cinco (5) pacientes previamente desenhados no sistema de planejamento. Na Figura 26 temos os três planos de cortes axial, coronal e sagital, onde é possível visualizar a reconstrução das estruturas.

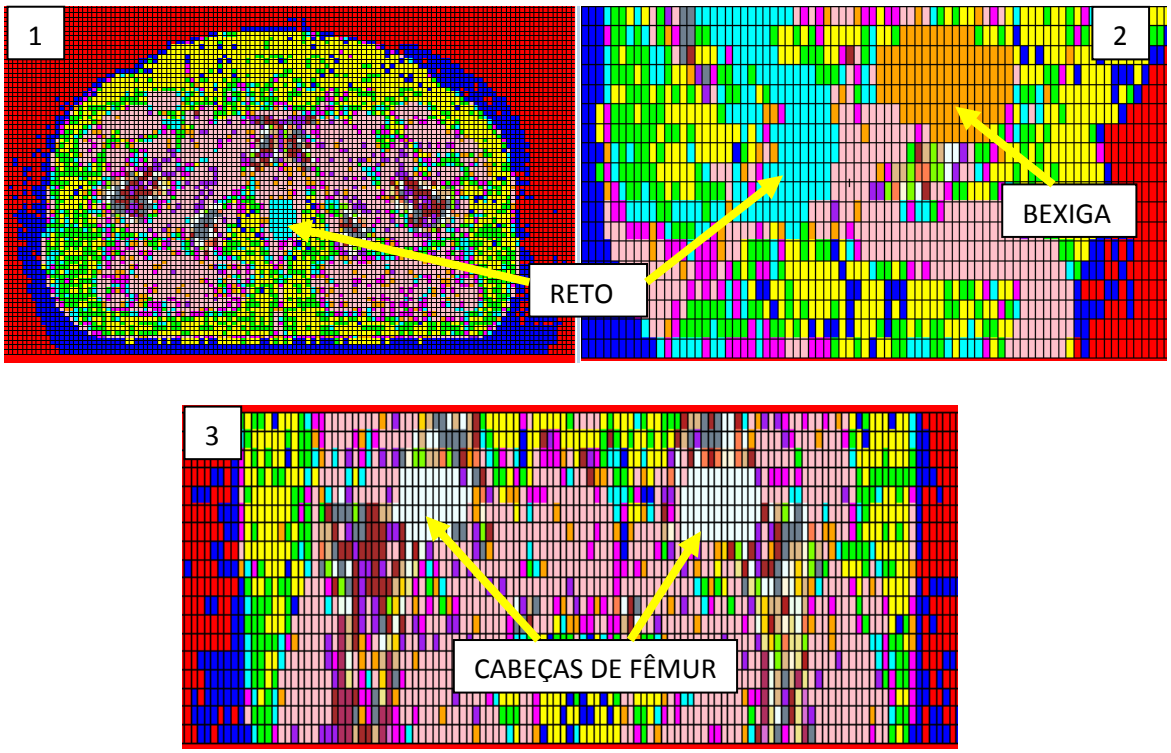


Figura 26: Volumes de cálculo de dose nos cortes axial (1), sagital (2) e coronal (3).

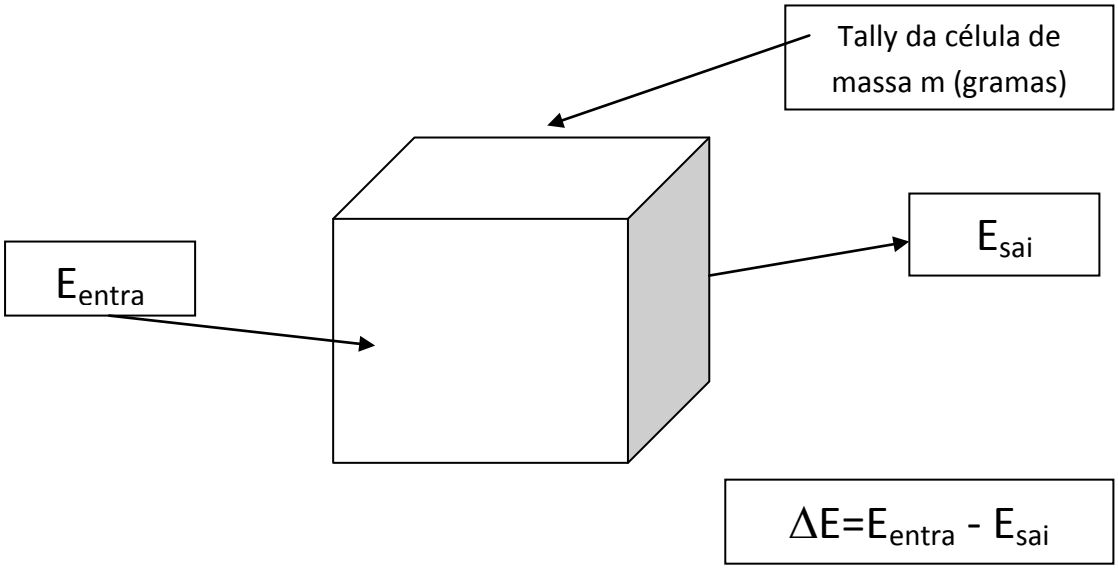
Para o calculo da dose, a fonte de radiação foi posicionada em dois pontos, ambos na posição do isocentro, isto é, a distância entre fonte e centro do tratamento é de 100 cm. O primeiro ponto foi simulando um feixe anterior ao paciente e o segundo ponto foi posicionado simulando uma radiografia pela lateral esquerda do paciente. Esses dois pontos seguem os protocolos de

imagens definidas no serviço de radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein.

Para critérios de cálculo, cada estrutura foi convertida em uma única célula e sua densidade foi aproximada para uma densidade média calculada através de todo o volume do órgão desenhado.

O MCNP5 possui a capacidade de calcular a dose absorvida em duas situações diferentes. Na primeira assumindo a aproximação do kerma, ou seja, assumindo que a energia cinética transferida por partículas carregadas é depositada localmente. Esta condição é satisfeita quando o equilíbrio de partículas carregadas é assegurado.[27]

Quando o equilíbrio de partículas carregadas não pode ser garantido, a dose absorvida é determinada utilizando o comando *F8 do MCNP5. Este comando, que foi utilizado nos *inputs* modelados neste trabalho, contabiliza a energia depositada em um volume dV subtraindo a energia que entra da energia que sai no volume dV, conforme a Figura 27.



$$*F8 = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \Delta E_i \,, \quad \textbf{N = número de partículas}$$

$$D(rads) = \frac{*F8(MeV)}{m} \cdot (1.602x10^{-6}\ erg/MeV) \cdot \left(\frac{1}{100\ erg/g/rad}\right)$$

$$D(rads) = \frac{*F8}{m} \cdot 1.602x10^{-8}$$

Figura 27: Representação do calculo da energia depositada pelo tally *F8

O resultado do tally *F8 é dado em unidades de MeV/partícula, onde para o cálculo da dose real foi utilizado a equação[29] 1 abaixo para estimar o numero de fótons emitidos pela fonte de raios X.

$$\varphi = \frac{D.S}{E_{ph}K_2(\mu_{abs}/\rho)_{ar}}$$

Equação 1: Equação para cálculo do numero de fótons emitidos pela fonte de raios X

Onde D é a dose em Gray (J/Kg) medida com uma câmara de ionização, S é a área do campo de irradiação em m^2, E_{ph} é a energia do fóton (MeV/fóton), K_2 é igual á $1{,}602 \times 10^{-13}$ e $(\mu_{abs}/\rho)_{ar}$ é o coeficiente de absorção mássico no ar (m^2/Kg).

3.7. Medida da dose em simulador de água sólida

Para realizar a validação da dose calculada nas imagens do paciente, a dose em um objeto simulador de água sólida foi simulada. Este objeto simulador possui densidades próximas da água, sendo um valor médio de 1,003 g/cm^3. As doses foram avaliadas através do uso de TLDs posicionados no raio central na superfície, 1cm, 5cm, 10cm e 20cm de profundidade, sendo que, a cada posição foi colocado 4 TLDs.

Esse objeto simulador passou pelas mesmas etapas de um paciente real sendo realizada a tomografia, desenhado os volumes dos TLDs e convertidos para o MCNP.

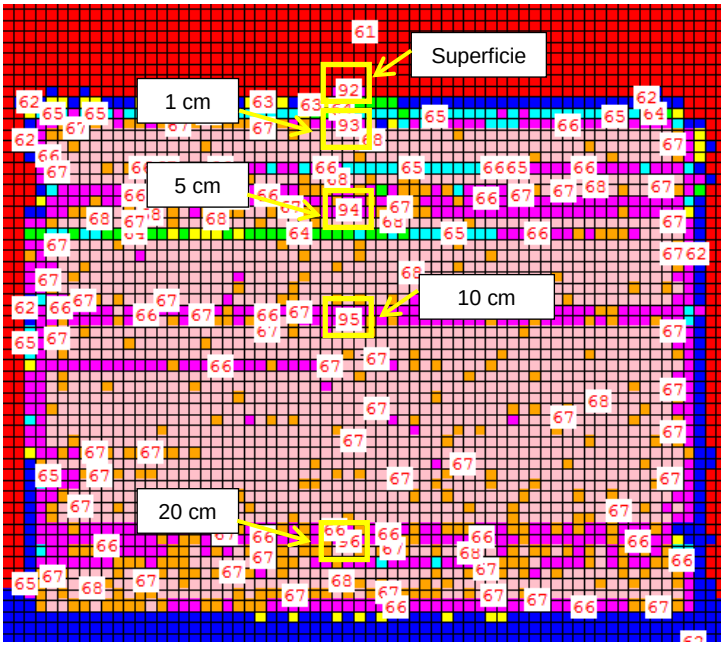


Figura 28: Objeto simulador para medidas de dose absorvida no TLDs.

4. Resultados e Discussões

4.1. Simulação do espectro dos raios X

Com a geometria do tubo de raios X simulada dentro do MCNP5 foi então executada a simulação de $2x10^9$ partículas. Esse processo levou aproximadamente 136 horas em utilizando um microcomputador com 8 processadores Intel Xenon com 4GB de memória RAM. Os resultados são representados nas figuras abaixo. Para a comparação teórica foi utilizado o espectro gerado pelo software que foi desenvolvido pelo Instituto de Física e Engenharia em Medicina (IPEM) através dos dados do Report 78[29].

Para caráter ilustrativo, o espectro de raios X foi levantado nos seguintes pontos através da simulação com o *tally* F4 com o resultado divido em 198 bins de energia.

a) Alvo
b) Antes da filtração de alumínio
c) Depois da filtração de alumínio

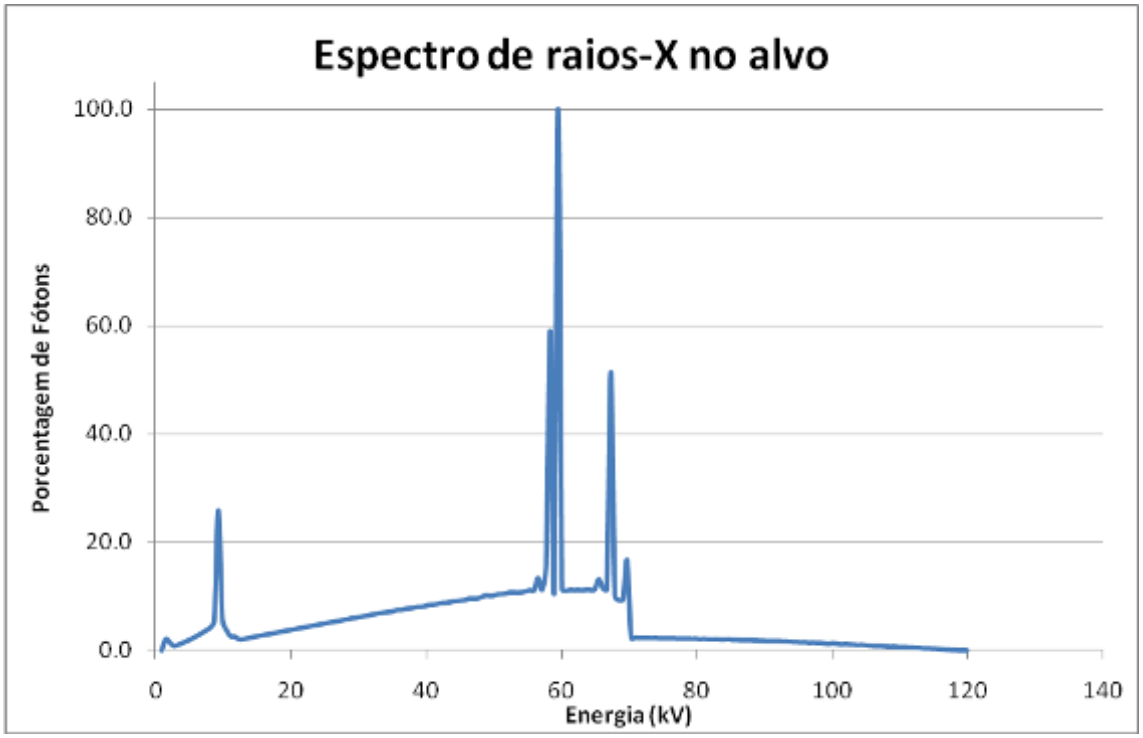


Figura 29: Espectro de emissão dos raios X no alvo

Pode-se observar que no espectro da Figura 30 temos a presença de fótons de baixa energia em um numero considerável. Esses fótons, menos penetrantes, não trazem nenhum beneficio para o feixe de raios X[3] e por isso utilizou-se uma filtração de Al (1,5mm) para a remoção dos mesmos. Podemos observar também, os picos dos raios X característicos do tungstênio.

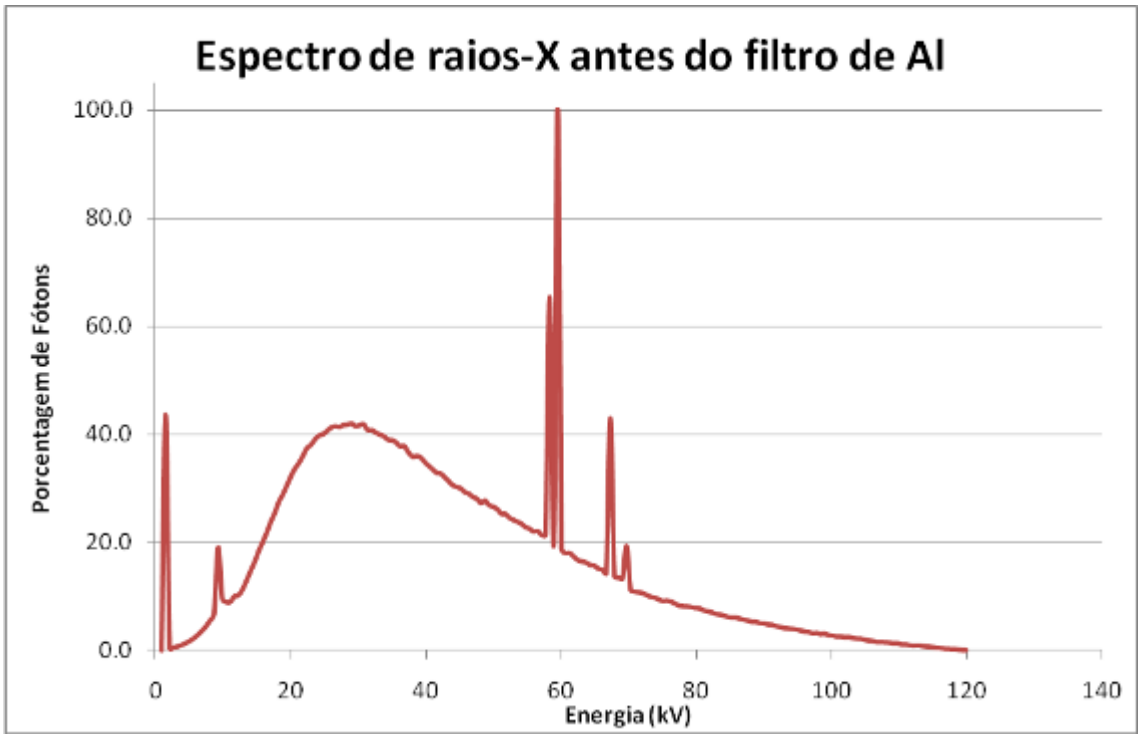


Figura 30: Espectro de emissão dos raios X antes do filtro

Na figura acima temos o espectro antes da filtração inerente de alumínio. Ainda podemos observar os fótons de baixa energia e os raios X característicos do tungstênio.

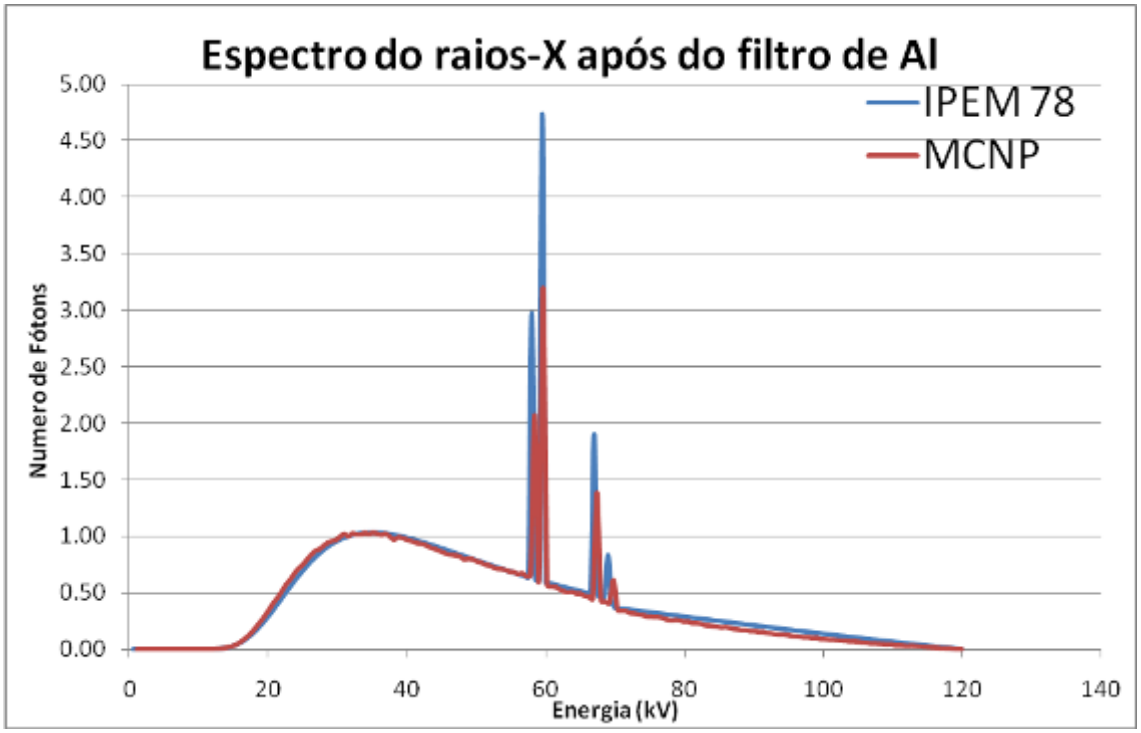


Figura 31: Espectro de emissão dos raios X após o filtro

Logo após o filtro de Al, tem-se então o espectro que foi utilizado na simulação para obtenção das curvas de PDP. Pode-se observar uma boa correlação entre os espectros calculados no MCNP e o espectro teórico do IPEM 78[29] mostrando que os dados da simulação podem ser usados para a próxima etapa da determinação da cura de PDP.

4.2. Simulação da porcentagem de dose profunda

Através do espectro levantado na primeira parte, foi então calculado a curva de porcentagem de dose profunda através do MCNP5. Na Figura 32 temos o resultado. O *tally* utilizado foi o *F8, e os alvos foram posicionados nas profundidades de superfície (0cm), 1cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm e 26cm.

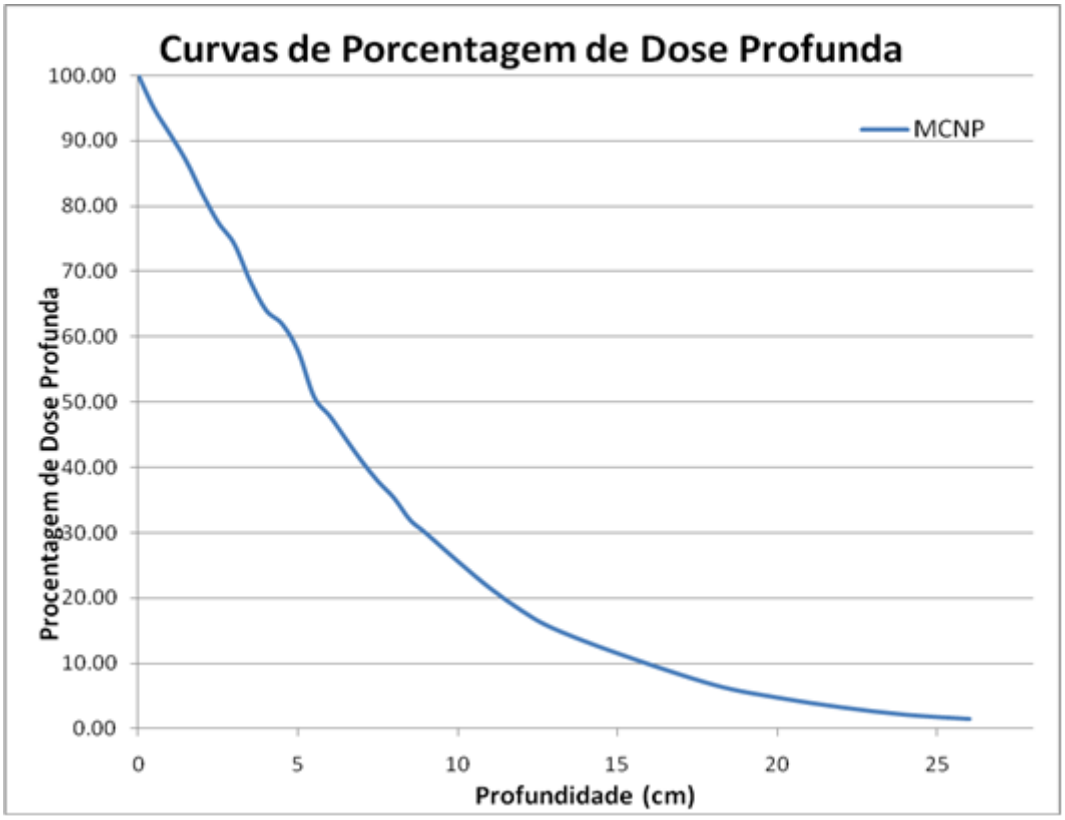


Figura 32: Curva de porcentagem de dose profunda simulada pelo MCNP5

Essa curva foi então comparada com a medida experimental e os resultados são representados na Figura 33:

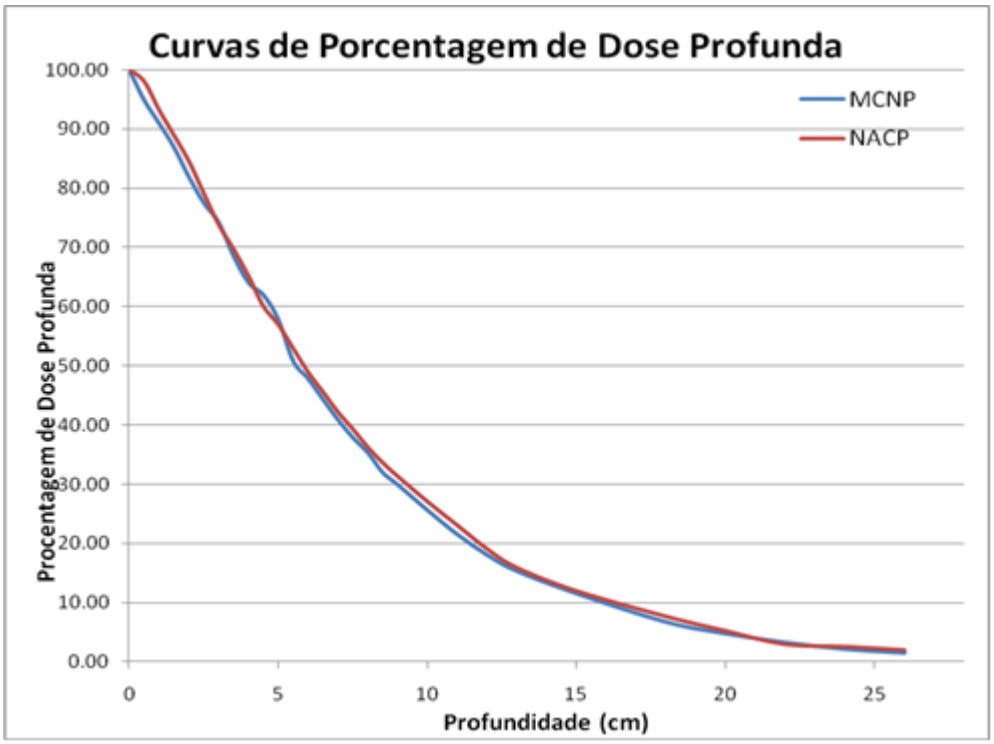


Figura 33: Comparação da PDP entre MCNP5 e NACP

A diferença percentual entre as duas curvas está abaixo de 3%, podendo esse valor ocorrer devido as incertezas do procedimento experimental, calibração da câmara de ionização, incertezas do MCNP5 (Figura 34), onde a incerteza máxima do MCNP foi de 1,5%. Os valores mais elevados estão próximo da superfície o que pode ser influenciado pelo equilíbrio eletrônico e volume sensível da câmara de ionização utilizada.

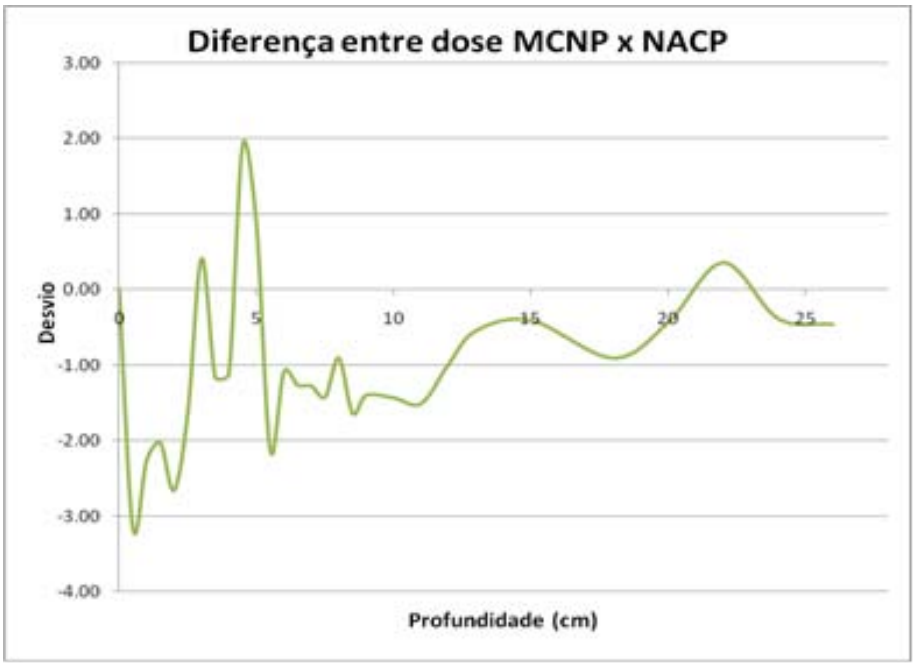


Figura 34: Diferenças percentuais entre as dose calculada - MCNP e medidas experimentas - NACP

Foi realizado também o levantamento da PDP através do uso de TLD, sendo apresentado no gráfico abaixo:

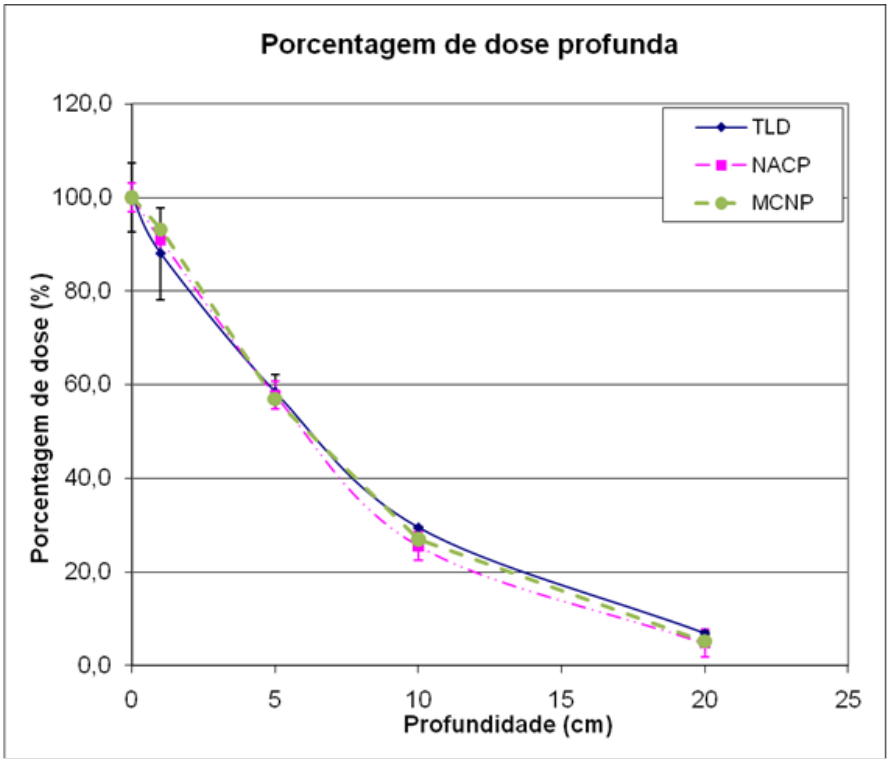


Figura 35: Comparação entre a PDP da NACP, MCNP e TLD

Pela Figura 35, podemos verificar uma boa relação entre as curvas de PDP que foram levantadas pelos três métodos. A incerteza da utilização da câmara de ionização foi +/- 3%[10], levantada através de um procedimento de calibração por referencia cruzada com uma câmara de ionização calibrada por um laboratório secundário. Para o calculo da incerteza do TLD, foram realizadas cinco medidas para cada TLD e calculado o desvio padrão.

4.3. Simulação da dose no MCNP

4.3.1. Dados da simulação dos pacientes de próstata

A conversão, conforme descrito na Figura 24 das tomografias e volumes (bexiga, reto, cabeças de fêmur direta e esquerda) de 5 pacientes são apresentadas abaixo:

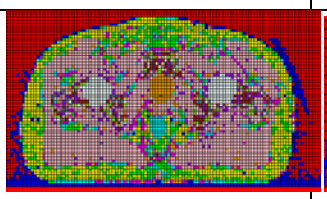
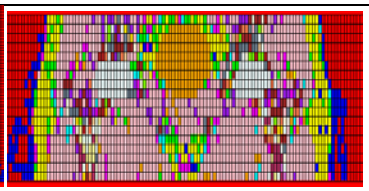
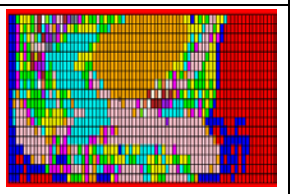
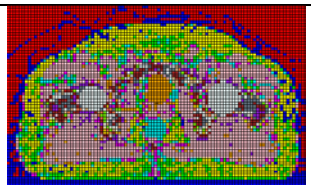
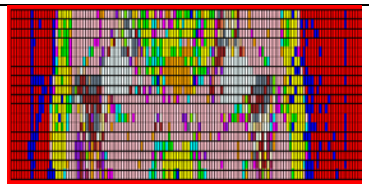
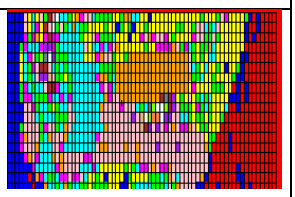
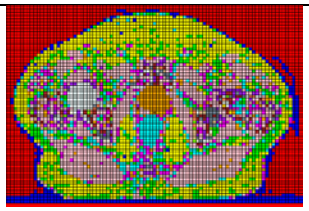
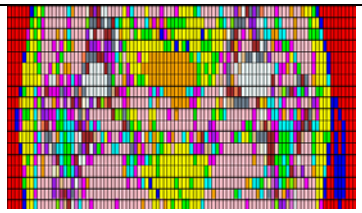
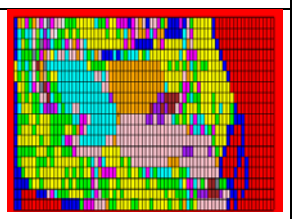
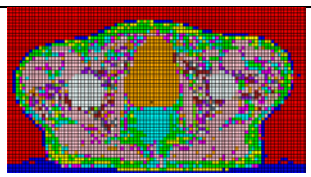
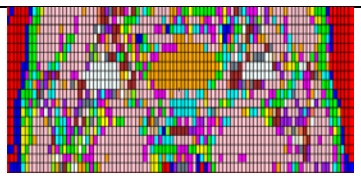
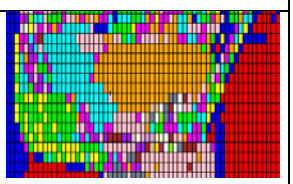
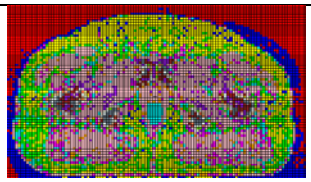
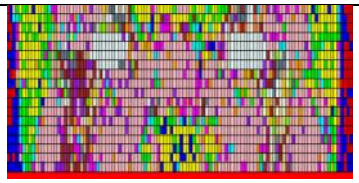
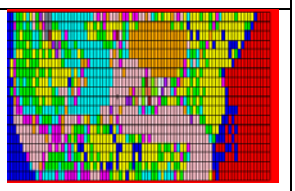
Paciente	AXIAL	CORONAL	SAGITAL
1			
2			
3			
4			
5			

Figura 36: Cortes axial, coronal e sagital

Na Tabela 5, temos os volumes dos órgãos (bexiga, reto, cabeças de fêmur) para todos os pacientes que foram usados na simulação para o calculo da dose e comparados com os volumes originais obtidos pelo sistema de planejamento (SP). No arquivo de dados de entrada do MCNP cada voxel possuía dimensões de 0,4cm x 0,4cm x 1 cm, gerando um volume por voxel de 0,16 cm^3.

Tabela 5: Volumes dos órgãos de risco para cada paciente

Pac	**Bexiga (cm^3)**		**Reto (cm^3)**		**Cab. Fêmur Dir (cm^3)**		**Cab. Fêmur Esq (cm^3)**	
	MCNP5	**SP**	**MCNP5**	**SP**	**MCNP5**	**SP**	**MCNP5**	**SP**
1	362,4	347,0	63,5	62,2	63,6	61,6	61,9	59,3
2	130,5	127,3	65,7	63,8	59,3	56,7	61,9	58,4
3	115,6	113,7	79,2	77,6	65,6	62,5	59,2	57,8
4	263,0	257,2	119,6	117,1	58,8	56,9	55,0	53,4
5	180,3	178,3	76,1	74,6	56,7	54,8	57,1	55,7

Para a determinação do numero de fótons emitidos pela fonte de raios X em um caso real foi utilizado à equação[29] 1, e as medidas de dose no ar foram executadas com a câmara de ionização KermaX® *plus TinO* IDP. Na Tabela 6 estão ilustrados os dados usados para o cálculo do numero de fótons emitidos pela fonte de raios X.

Tabela 6: Cálculo de fótons aproximado emitido pela fonte de raios X

	Valor	**Unidade**
Dose Câmara (D)	$2,57x10^{-6}$	J/g
Área (S)	45	cm^2
E_{ph}	0,12	MeV/fóton
K2	$1,602x10^{-13}$	J/MeV
$(\mu_{abs}/\rho)_{ar}$[31]	$1,45x10^{-1}$	cm^2/g
Numero de fótons	$4,15x10^{10}$	fótons

A partir do número de fótons emitidos pela fonte foi então realizada a conversão dos resultados do *tally* *F8 para cada paciente em dose absorvida sendo os resultados mostrados na Tabela 7 abaixo.

Tabela 7: Valores de dose absorvida simulados no MCNP5 para cada paciente em imagem anterior (ANT) e imagem lateral esquerda (LE)

		Doses Absorvidas (mGy)			
Pac	**Imagem**	**Bexiga**	**Reto**	**Cab. Fêmur Dir**	**Cab. Fêmur Esq**
1	ANT	0,935±0,008	0,328±0,022	1,776±0,015	1,845±0,014
	LE	0,210±0,033	0,163±0,040	0,094±0,034	1,559±0,017
	TOTAL	**1,145±0,041**	**0,491±0,062**	**1,870±0,049**	**3,404±0,031**
2	ANT	0,928±0,006	0,282±0,017	1,484±0,013	1,409±0,012
	LE	0,194±0,024	0,120±0,032	0,077±0,035	1,255±0,017
	TOTAL	**1,052±0,030**	**0,402±0,049**	**1,561±0,048**	**2,664±0,029**
3	ANT	0,887±0,011	0,359±0,023	2,010±0,004	1,976±0,006
	LE	0,277±0,026	0,271±0,023	0,154±0,034	2,410±0,005
	TOTAL	**1,164±0,037**	**0,630±0,046**	**2,164±0,038**	**4,386±0,011**
4	ANT	1,317±0,017	0,442±0,019	2,371±0,007	2,316±0,008
	LE	0,289±0,026	0,297±0,023	0,138±0,033	1,805±0,012
	TOTAL	**1,606±0,043**	**0,739±0,042**	**2,509±0,040**	**4,121±0,020**
5	ANT	1,023±0,014	0,229±0,020	1,128±0,016	1,062±0,017
	LE	0,241±0,024	0,112±0,038	0,077±0,035	1,158±0,014
	TOTAL	**1,264±0,038**	**0,341±0,058**	**1,135±0,051**	**2,220±0,031**

Em todos os casos, os valores de dose absorvidas variaram entre 0,163mGy a 2,316mGy estando de acordo com a literatura[8,32]. Como cada órgão tem um volume e profundidade definida, podemos verificar que nos casos das imagens anteriores a bexiga e as cabeças de fêmur receberam mais doses do que o reto, que se encontra mais profundo. Nas imagens realizadas pela lateral esquerda do paciente, podemos verificar que a cabeça de fêmur esquerda recebe a maior dose, a bexiga e o reto, por estarem praticamente na

mesma profundidade receberam doses similares e a cabeça de fêmur direita recebeu dose menor. Na prática do dia-a-dia, as imagens laterais são intercaladas entre imagens na lateral esquerda e na lateral direita, visando à diminuição das doses nas cabeças de fêmures.

Segundo o protocolo de posicionamento do Hospital Israelita Albert Einstein para tratamento de tumores de próstata, cada paciente, realiza uma série 5 imagens iniciais, com uma técnica chamada Cone-Beam CT, onde uma tomografia é executada no acelerador linear antes do inicio do tratamento, e nos outros dias seguintes é realizada um parte de imagens anterior e lateral (direita ou esquerda) sendo intercalada a cada 5 aplicações mais uma imagem de Cone-Beam CT. Na Tabela 8, temos então uma projeção da dose em cada órgão durante todo o tratamento levando em conta somente as imagens anteriores e laterais esquerdas. Segundo essa projeção não se observa um aumento significativo da dose devido o uso dessas imagens que justifique o não uso dessas para a localização do paciente.

Tabela 8: Projeção das doses absorvidas para cada órgão durante todo o tratamento

		Projeção das doses absorvidas (mGy)			
Paciente	**Seções**	**Bexiga**	**Reto**	**Cab. Fêmur Dir**	**Cab. Fêmur Esq**
1	37	42,36	18,16	69,19	125,94
2	38	39,97	15,27	59,32	101,23
3	37	43,07	23,31	80,07	162,28
4	36	57,82	26,60	90,32	148,36
5	39	49,30	13,30	44,27	86,58

Para todas as simulações, foram utilizadas uma contagem de $2x10^9$ fótons no MCNP5 e as incertezas relativas foram menores que 1%.

4.3.2. Dados da simulação com os TLDs

Para realizar a verificação das técnicas apresentas, foi realizado todas as etapas de simulação, contorno, conversão para o MCNP, simulação no MCNP para um objeto simulador de água sólida com 4 dosimetros TLDs posicionados em cada uma das profundidades pré-determinadas da superfície (0cm), 1cm, 5cm, 10cm e 20cm. Na tabela 9 temos a comparação entre o valor simulado pelo MCNP5 e o mensurado com o TLD.

Para a conversão do resultado do *tally* *F8 para a dose absorvida foi utilizado o mesmo valores calculado para a estimativa do numero de fótons do tubo de raios X apresentados na Tabela 6.

Tabela 9: Comparação entre doses absorvidas para o MCNP5 e TLD

	Doses Absorvidas (mGy)		
Posição	**MCNP5**	**TLD**	**ΔVariação**
Superfície	2,754±0,005	2,821±0,112	0,067
1 cm	2,223±0,005	2,558±0,102	0,335
5 cm	1,412±0,007	1,682±0,067	0,269
10 cm	0,677±0,015	0,814±0,032	0,137
20 cm	0,099±0,033	0,117±0,004	0,018

Conclusões

Foi utilizado o método Monte Carlo para investigar o feixe de raios X, integrado ao acelerado linear, utilizado para geração de imagens de localização dos pacientes que estão em tratamento radioterápico.

O primeiro objetivo desse trabalho foi o levantamento do espectro do tubo de raios X, onde pode-se ver uma excelente correlação entre a simulação do Monte Carlo com o espectro teórico utilizado como referencia mostrando que o método utilizado e a geometria do tubo mostraram-se coerente. O espectro calculado foi então utilizado para o cálculo do percentual de dose profunda.

O segundo objetivo desse trabalho foi a simulação para o calculo da PDP através do código de Monte Carlo, MCNP5, utilizando como fonte de radiação o espectro gerado na primeira parte desse trabalho. Para a validação dessa simulação utilizou-se as medidas feitas na água com câmara de ionização e as medidas realizadas em um objeto simulador de água sólida utilizando dosimetros termoluminescente. Os resultados obtidos em cada processo demonstraram também uma excelente concordância entre a simulação do Monte Carlo com os dados experimentais.

O terceiro objetivo desse trabalho foi a simulação da dose absorvida através do Monte Carlo utilizando como fonte de radiação o espectro gerado na primeira parte desse trabalho. Obteve-se como resultado valores de dose (Tabela 8) próximos aos valores da literatura. Ao realizar a projeção para todas as imagens realizadas durante todo o tratamento do paciente viu-se que não ultrapassou os limites de dose desejados, mas sempre lembrando do principio ALARA para tentarmos diminuir as exposições a radiação.

Referências Bibliográficas

Bibliografia

1. HALPERIN, E.C., PEREZ, C.A. e BRADY, L.W. (Ed.). ***Perez and Brady´s Priciples and Practice of Radiation Oncology.*** 5. ed. Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

2. BRASIL, MINISTERIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. ***Estimativa da incidência de câncer no Brasil 2012.*** Rio de Janeiro : 2012.

3. KHAN, F. M. ***The physics of radiation therapy.*** 3 ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

4. PODGORSAK, E.B. (Ed). ***Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students.*** Vienna : Internation Atomic Energy Agency (IAEA), 2005.

5. HALL, E. ***Radiobilogy for the Radiobiologist.*** 5 ed. s.l. : Lippincott, 2006.

6. Schlegel, W, Bortfeld, T e Grosu, A.-L. ***New Technologies in Radiation Oncology.*** Heidelberg : Springer, 2006.

7. International Commission on Radiation Unit and Measurements, ICRU. ***Prescribing, Recording and Reporting photon-beam IMRT - ICRU 83.*** Oxford : Oxford University, 2010.

8. Murphy, M. J., Balter, J. e Balter, S. *The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75*: **Med. Phys**. 34(10), 2007

9. Systems, Varian Medical. ***Varian On-Board Imager (OBI) Reference Guide.*** Palo Alto : Varian Medical Systems, 2008.

10. VAN DYK, J. ***The modern technology of radiation oncology - A compendium for medical physicists and radiation oncologists.*** Madison : Medical Physics Publishing, 1999.

11. JOHNS, H. E. e CUNNINGHAM, J. R. ***The Physics of Radiology.*** 4 ed. Springfield : Charles Thomas Publisher, 1983.

12. YORIYAZ, H., STABIN, M. G. e SANTOS, A. *Monte Carlo MCNP-4B-Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient - Specific Dosimetry.* **J. Nucl. Med.**, 42: 662-669, 2001

13. YORIYAZ, H. *Método de Monte Carlo: príncipios e aplicações em Física Médica.* **Revista Brasileira de Física Médica**, 1: 141-149, 2009

14. LABORATORY, OAK RIDGE NATIONAL. ***MCNP5-I Monte Carlo N-particle Transport Code System.*** Los Alamos : Los Alamos Scientic Laboratory, 2000.

15. BRIEMEISTER, J. F. ***A General Monte Carlo N-Particule Transport Code.*** Los Alamos : Los Alamos National Laboratory, 2003.

16. NELSON, W. R., HIRAYAMA, H. e ROGERS, D. W. O. ***The EGS4 Code System, Report SLAC-265.*** Stanford : Stanford Linear Accelerator Center, 1985.

17. BARÓ, J., et al. *PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulaton of the penetration and energy loss of elextrons and positrons in matter.* **Nucl. Instrum. Methods,** 1995.

18. AGOSTINELLI, S. *Geant "a simulaton toolkit".* **Nucl. Instrum. Methods**, 2003, pp. 250-303.

19. KAWRAKOW, I. e ROGERS, D. W. O. ***The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.*** Ottawa : National Research Council of Canada, 2011, Vols. Report PIRS-701.

20. YORIYAZ, H., et al., *Physical models, cross sections, and numerical approximations used in MCNP and GEANT4 Monte Carlo codes for photon and electron absorbed fraction calculation.* **Med. Phys.** 36(11): 5198-213, 2009

21. MCKEEVER, S. W. S. ***Thermoluminescence of solids.*** Cambridge: Oklahoma : Cambridge University Press, 1985.

22. HOROWITZ, Y. S. ***Thermoluminescence and thermoluminesence dosimetry.*** Boca Raton : CRC Press, 1983, Vols. Vol 1-3.

23. MCKEEVER, S. W. S., MOSCOVITCH, M. e TOWNSEND, P. D. Ahsford. ***Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses.*** Nuclear Technology Publishing, 1995.

24. Corporation, Thermo Electron. ***Model QS 3500 Manual TLD Reader with WinREMS. Operatior's Manual.*** Ohio, 2005.

25. NEMA. *Disponível em:* < http://medical.nema.org/standard.html *>,* acesso em: 10/04/ 2012.

26. NEMA, **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - Supplement 11 - Radiotherapy Objects.** Disponível em ftp://medical.nema.org/medical/dicom/final/sup11_ft.pdf *,* acesso em: 10/04/ 2012

27. GOORLEY, T. e OLSHER, D. ***LA-UR-05-2755 - USING MCNP5 for Medical Physics Applications.*** CHATANOOGA, 2005.

28. WILFRIED, S., THOMAS, B. e WOLFGANG, S. *Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions.* **Phys Med Biol.** 45:459–478, 2000

29. FOTAKIS, M., ATHANASOPOULOU, E. M. e PSARRAKOS, K *Radiation doses to paediatric patients up to 5 years of age undergoing micturating cystourethrography examinations and its dependence on patient age: a Monte Carlo study.* **The British Journal of Radiology**, 76: 812–817, 2003

30. CRANLEY, K. *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data - IPEM 7*, **Institute of Physics and Engineering in Medicine**, 1997.

31. NIST, National Institute of Standards and Technology. Disponível em http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/air.html. *X-Ray Mass Attenuation Coefficients.* U.S. Department of Commerce, acesso em> 10/04/2012

32. CORNELIA, W., et al., et al. Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT. ***Radiotherapy and Oncology.*** 85: 418–423, 2007