

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

JOSIANE QUERINO DO NASCIMENTO DERENEVICK

**AVALIAÇÃO DE DOSE PERIFÉRICA EM EQUIPAMENTOS DE
RADIOTERAPIA COM FEIXES DE FÓTONS DE DIFERENTES
ENERGIAS**

DISSERTAÇÃO

Curitiba
2020

JOSIANE QUERINO DO NASCIMENTO DERENEVICK

**AVALIAÇÃO DE DOSE PERIFÉRICA EM EQUIPAMENTOS DE RADIOTERAPIA
COM FEIXES DE FÓTONS DE DIFERENTES ENERGIAS**

**Evaluation of Peripheral Dose in Radiotherapy Equipment with Photon Beams
of Different Energies**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientadora: Profa. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez.

Co-orientador: Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll.

CURITIBA

2020



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/)

Esta licença permite o download e o compartilhamento da obra desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-la ou utilizá-la para fins comerciais.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Câmpus Curitiba



JOSIANE QUERINO DO NASCIMENTO DERENEVICK

AVALIAÇÃO DE DOSE PERIFÉRICA EM EQUIPAMENTOS DE RADIOTERAPIA COM FEIXES DE FÓTONS DE DIFERENTES ENERGIAS

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 16 de Outubro de 2020

Prof.a Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof.a Danielle Filipov Pereira, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof Hugo Reuters Schelin, Doutorado - Instituto de Pesquisa Pele Pequeno Principe - Ipppp

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 18/02/2021.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por cada dia vivido até hoje, que na sua infinita bondade sei que Ele está sempre me guiando, me protegendo e iluminando o meu caminho.

Agradeço de todo coração meu marido e amigo Giovane Derenevick Filho, que mesmo nos dias mais difíceis esteve presente e me ajudou em tudo que precisei, e aos meus queridos filhos Rafael Derenevick e Gustavo Derenevick que, com todo amor e carinho que só eles têm, tornam meus dias mais leves e alegres.

Agradeço imensamente meus pais Olevir Querino do Nascimento e Eliane Querino do Nascimento por serem meus grandes exemplos e por sempre acreditarem em mim, me incentivando com muitas conversas, abraços e cafezinhos. Agradeço também minha querida irmã Andreia Querino do Nascimento de Almeida, meu cunhado Gabriel Aissa Machado de Almeida, minha sobrinha Carolina, meus sogros Giovane Derenevick e Vera Lucia dos Santos Derenevick, meus cunhados Jeferson Derenevick e Angélica Valiati Maran Derenevick, minha afilhada Gabriela Derenevick e minha avó Geny Arantes por todo apoio e carinho nessa etapa importante da minha carreira.

Agradeço especialmente minha orientadora, Prof. Dra. Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez, por todo apoio e confiança, que com todo seu carinho e paciência ganhou minha admiração. Ao meu coorientador Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll por compartilhar sua sabedoria e seu imenso conhecimento na radioterapia.

E agradeço a clínica Oncoville, por autorizar a realização das medidas de dose em suas dependências, tornando possível a realização desse trabalho.

“Mantenha o foco no objetivo, centralize a força para lutar e utilize a fé para vencer”.

Autor desconhecido

RESUMO

DERENEVICK, Josiane Q. N. **Avaliação de Dose Periférica em Equipamentos de Radioterapia com Feixes de Fótons de Diferentes Energias**. 2020. 46 folhas. Dissertação - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

Atualmente, os equipamentos mais utilizados para radioterapia são os aceleradores lineares que podem empregar tanto feixe de fótons como elétrons na faixa de megavoltagem nos tratamentos oncológicos. Embora o planejamento em radioterapia minimize as doses recebidas por estruturas adjacentes e radiosensíveis fora da região que se deseja tratar, é relatado na literatura que as doses periféricas recebidas durante a aplicação do tratamento dependem das configurações da máquina e da técnica utilizada, além da anatomia do paciente. Tendo em vista a proteção radiológica dos pacientes oncológicos e a minimização dos efeitos biológicos da radiação ionizante, este trabalho teve como objetivo quantificar a dose periférica em diferentes equipamentos de radioterapia com fótons de mesma energia e também com energias diferentes. As irradiações foram realizadas com dois aceleradores lineares da acelerador linear (modelo CL600CD e CL2100). Para a avaliação da dose foram utilizados detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti), disponíveis comercialmente com o nome de TLD100, calibrados para cada equipamento e energia. A dose periférica foi avaliada irradiando um simulador antropomórfico adulto (*Alderson Radiation Therapy Phantom - ART-210*), com os detectores TLD100 inseridos ou posicionados em diferentes regiões do simulador (cristalinos direito e esquerdo, tireoide, mama esquerda, abdômen e gônadas). No planejamento, o isocentro foi posicionado na região da cabeça do simulador e irradiado com 20 Gy empregando feixes de fótons de 6 MV de dois equipamentos aceleradores e feixes de 6 e 15 MV do mesmo equipamento acelerador. Em todas as irradiações foi empregado o mesmo tamanho de campo ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) e a mesma dose no isocentro. Observou-se que quanto mais distante do isocentro, menor foi a dose periférica. Observamos experimentalmente que, mesmo utilizando tamanho de campo relativamente pequeno, há uma diferença na dose periférica de até 275% na região do abdome, quando considerados fótons de 6 MV provenientes de equipamentos aceleradores diferentes.

Palavras chaves: Radioterapia; Dose Periférica; Fótons; TLD; Acelerador Linear

ABSTRACT

DERENEVICK, Josiane Q. N. **Evaluation of Peripheral Dose in Radiotherapy Equipment with Photon Beams of Different Energies.** 2020. 46 folhas. Dissertação - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2020.

Nowadays, the most used equipment for radiotherapy are linear accelerators, that can employ both photon and electrons beams in the megavoltage range for cancer treatments. Although radiotherapy planning minimizes the doses received by adjacent and radiosensitive tissues outside the region to be treated, in the literature is reported that the peripheral doses received during the treatment application depends on the machine settings and the technique used, in addition to the anatomy of the patient. Considering the radiological protection of cancer patients and the mitigation of the biological effects of ionizing radiation, this study aimed to quantify the peripheral doses received in simulated treatment employing different energy of photon from the same equipment and considering photon beam with the same energy from different equipment. The irradiations were carried out in two linear accelerators (model CL600CD and Model CL2100). For the evaluation of the dose, thermoluminescent detectors of lithium fluoride doped with magnesium and titanium (LiF: Mg, Ti), commercially available as TLD100, were calibrated for each equipment and energy. The peripheral dose was evaluated by irradiating an adult anthropomorphic phantom (Alderson Radiation Therapy Phantom - ART-210) in which the TLD100 detectors were inserted or positioned in different regions of the simulator (right and left crystalline, thyroid, left breast, abdomen and gonads). In planning, the isocenter was positioned in the head, exposing to 20 Gy using 6 MV photon beams from different accelerator equipment and 6 and 15 MV photon beams from the same accelerator equipment. In all irradiations, the same size of field ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) and the same dose in the isocenter. It was observed that the more distant from isocenter, the lower the peripheral dose. We observed experimentally that, even using relatively small field size, there is a difference into the peripheral dose of up 275% in the abdomen region, when considering 6MV photons from different accelerator equipment.

Key words: Radiotherapy; Peripheral Dose; Photons; TLD; Linear Accelerator

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de um acelerador linear	18
Figura 2 - Posicionamento dos lasers e sua correspondência com o isocentro ..	20
Figura 3 - Componentes do acelerador linear para uso em radioterapia.....	21
Figura 4 - Acelerador linear com o tubo acelerador na horizontal	22
Figura 5 - Emissão de luz na termoluminescência	27
Figura 6 - Aceleradores lineares da clínica Oncoville (CL2100 e CL600CD)	31
Figura 7 - Simulador antropomórfico adulto <i>Alderson Radiation Therapy Phantom</i> - ART-210.....	32
Figura 8 - TLD posicionados em região do cristalino.....	33
Figura 9 - Posicionamento do isocentro	34
Figura 10 - Detectores TL posicionados nas placas de água sólida para calibração	35
Figura 11 - Ajuste linear dos valores de intensidade TL em função da dose obtidos por meio dos detectores TLD100 expostos a fótons de 6 e 15 MV em um acelerador linear CL2100 e a fótons de 6 MV em um acelerador linear acelerador linear CL600	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dose periférica para os dois equipamentos considerando a mesma energia e para o mesmo equipamento considerando energias distintas.....38

Tabela 2 - Resultado do teste Z para comparação dos diferentes equipamentos considerando energias distintas e diferentes equipamentos considerando a mesma energia e energias distintas.....39

LISTA DE SIGLAS

INCA	Instituto Nacional de Câncer José de Alencar
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> - Associação Americana de Físicos em Medicina
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> - Agência Internacional de Energia Atômica
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> – Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação
MeV	Megaelétron volts
MV	Megavolts
UM	Unidades Monitoras
TC	Tomografia Computadorizada
RNM	Ressonância Nuclear Magnética
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> - Radioterapia de Intensidade Modulada
RTC-3	Radioterapia Tridimensional Conformacional
DNA	<i>Deoxyribonucleic Acid</i> - Ácido Desoxirribonucleico
RF	Radiofrequência
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i> - Detectores Termoluminescentes
TL	Termoluminescentes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVOS	14
2.1 OBJETIVO GERAL	14
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	15
3.1 RADIOTERAPIA	15
3.1.1 TRATAMENTO COM RADIOTERAPIA.....	16
3.2 ACELERADORES LINEARES	17
3.3 GRANDEZAS FÍSICAS EM DOSIMETRIA	22
3.3.1 Exposição (X).....	23
3.3.2 Dose absorvida (D)	23
3.3.3 Kerma (K).....	24
3.4 DETECTORES DE RADIAÇÃO	25
3.4.1 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE	26
3.5 DOSIMETRIA E DOSE PERIFÉRICA.....	28
4 METODOLOGIA.....	31
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	37
6 CONCLUSÃO.....	42
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	43
REFERÊNCIAS.....	44

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma forma de tratamento, que usa radiações ionizantes, capaz de destruir células tumorais ou impedir o crescimento desordenado destas células [1]. Esse tratamento tem se mostrado eficaz no controle tumoral e até mesmo na cura da doença [2]. O câncer é um conjunto de mais de 100 doenças que têm em comum o crescimento desordenado de células, que invadem tecidos e órgãos. Dividindo-se rapidamente, estas células tendem a ser muito agressivas e incontroláveis, determinando a formação de tumores, que podem espalhar-se para outras regiões do corpo [1].

No Brasil, estima-se cerca de 309 mil (para homens) e 316 mil (para mulheres) novos casos de câncer nos anos entre 2020 e 2022. Esses números são crescentes a cada nova estatística, com mais pessoas se submetendo à radioterapia como uma das opções de tratamento [2].

As radiações ionizantes são obtidas através de elementos radioativos sintéticos ou naturais e através de aparelhos que convertem energia em radiação ionizante, como por exemplo, o acelerador linear, um equipamento utilizado na radioterapia que tem como função emitir a radiação utilizada em diversos tratamentos. As radiações emitidas por ele são os raios X de alta energia ou elétrons acelerados e ambos são provenientes do processo de conversão de energia elétrica em energia radiante [1].

O acelerador linear possui características diferentes conforme o fabricante e o modelo, podendo ser apresentados em duas versões: com ou sem feixes de elétrons, ou seja, pode emitir apenas feixes de fótons ou feixes de fótons e elétrons. Alguns equipamentos podem emitir apenas uma energia de fótons e outros equipamentos podem emitir duas energias de fótons. Quando o equipamento emite elétrons, há emissão destes em várias energias [1].

Ao fazer uso de radiações ionizantes para tratamento ou controle tumoral deve-se otimizar a razão risco/benefício a que o paciente é submetido, pois muitos tecidos saudáveis adjacentes ou não à região irradiada acabam por receber doses, podendo gerar de imediato ou a longo prazo lesões radioinduzidas [1]. Nesse sentido, a publicação do *Report* No. 50 apresenta diversas medidas feitas por diferentes autores e os possíveis efeitos biológicos [3].

Autores como *Fraass* e *Van de Geijn* verificaram através de medidas, que o espalhamento no colimador contribui para a dose periférica – fora do campo de radiação – por um fator 2, variando de 20% a 40% na dose periférica total, sendo a componente dominante. Os filtros modificadores de feixes em geral, aumentam a dose periférica de um fator de dois a cinco [4].

Segundo a publicação AAPM TG-36, as verificações das doses periféricas dependem da configuração da máquina, da técnica utilizada, da sala de tratamento e da própria anatomia do paciente [5].

As doses periféricas decorrentes do tratamento com a radiação ionizante fazem com que as sequelas se tornem fatores importantes de análise. Uma vez que há um potencial efeito na formação de catarata, na função gonadal e na fertilidade, dentre outros efeitos biológicos indesejados. Conhecendo a dose periférica, torna-se possível desenvolver planejamentos mais específicos e rigorosos que controlem o tumor e protejam demais regiões do corpo ao mesmo tempo [4].

Considerando que a dose absorvida fora do campo de radiação de megavoltagem, chamada de dose periférica, tem se tornado alvo de constantes pesquisas, à medida que a radioterapia vem sendo utilizada com maior frequência e que as taxas de sobrevivência para muitos tipos de câncer (tratados com radiação ionizante) são suficientemente altas, neste trabalho foram mensuradas doses periféricas a fim de avaliar o espalhamento em feixes de fótons de diferentes energias e equipamentos.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi quantificar a dose periférica recebida em tratamento de radioterapia em equipamentos diferentes que utilizam a mesma energia de fótons e no mesmo equipamento empregando fótons com energias distintas utilizando detectores termoluminescentes (TLD) e simulação de tratamento radioterápico na região da cabeça.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivos específicos teve-se:

- (i) Avaliação da dose periférica em órgãos radiosensíveis, como cristalinos, tireoide, mama, abdômen e gônadas.
- (ii) Comparação dos valores avaliados com dados já publicados, medidos ou calculados computacionalmente e com os dados contidos no Report No.50 da AAPM e publicados na literatura.
- (iii) Discutir as condições de otimização da proteção radiológica do paciente em tratamento radioterápico.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 RADIOTERAPIA

Sempre que a radiação tem a capacidade de quebrar uma molécula ou arrancar elétrons de um átomo, esta pode ser chamada de radiação ionizante. Esta se caracteriza como partículas carregadas, pesadas ou leves como prótons e elétrons, por exemplo, ou fótons, com energia suficiente para interagir e levar a ionização de átomos ou moléculas [1].

A interação deste tipo de radiação com a matéria não é constante e uniforme sendo de natureza probabilística. Em geral, depende de alguns fatores, como o meio por exemplo, que fazem com que a interação tenha maior ou menor probabilidade de ocorrer. Além disso, ao ocorrer a interação pode haver maior ou menor troca de energia entre a radiação e a matéria [1, 6].

Há diversas formas de interação da radiação com a matéria. No caso de fótons na radioterapia, as mais significativas são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares.

Na radioterapia, devido ao poder de penetração dos fótons e sua interação com os tecidos biológicos, esses são utilizados para tratamentos de câncer na profundidade do corpo. Os elétrons também são utilizados na radioterapia, mas devido a sua natureza corpuscular, possui um menor poder de penetração em relação aos raios X e fótons, sendo indicados para tratamentos superficiais [6].

Desde a descoberta dos raios X e da radioatividade, as aplicações na área da saúde, abrangendo o diagnóstico por imagem e tratamentos com radiação foram imediatas. O tratamento de neoplasias com radioterapia começou a ser usado em 1897. Logo depois, o conceito de braquiterapia foi desenvolvido, quando o rádio começou a ser implantado em tumores com objetivo terapêutico. Na década de 1920, máquinas de raios X de baixa tensão foram construídas para o tratamento de tumores [1].

Em 1953 a radioterapia externa foi aperfeiçoada com o desenvolvimento de aceleradores lineares que eram capazes de gerar energia da ordem de megavoltagem e raios X com base em feixes de fótons usando microondas pulsadas e um canhão de

elétrons. Com a melhoria das técnicas de imagem radiográfica, tais como tomografia computadorizada (TC) e ressonância nuclear magnética (RNM), a radioterapia conformacional foi desenvolvida. Modificações posteriores nos aparelhos e na intensidade de radiação permitiram o desenvolvimento de técnicas com capacidade de concentrar uma dose terapêutica mínima, localizada de modo a reduzir os danos às estruturas circundantes fora da região de lesão [7].

Devido ao avanço tecnológico, atualmente a radioterapia inclui a radioterapia tridimensional conformacional (RTC-3D), a terapia com radiação de intensidade modulada (IMRT), a radiocirurgia estereotáxica e a terapia com partículas carregadas, amplamente utilizadas no tratamento de lesões malignas ou como tratamento coadjuvante a cirurgia [6].

A radioterapia também pode empregar fontes de radiação. Materiais que apresentam radioatividade podem sofrer decaimento radioativo, além de fótons, como radiação gama (ou raios γ), podem emitir diferentes tipos de partículas a partir do núcleo: partículas α (núcleo de hélio) e partículas β (elétrons ou pósitrons). O decaimento radioativo é o processo utilizado em máquinas com fontes radioativas (^{60}Co , por exemplo) em radioterapia com raios gama e braquiterapia [8].

3.1.1 TRATAMENTO COM RADIOTERAPIA

A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais a partir da aplicação de um feixe de radiação ionizante. Uma dose calculada de radiação é aplicada na região onde se localiza o tumor, buscando erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, que serão responsáveis pela regeneração da área irradiada [2, 6].

No caso de fótons ou raios X, como a intensidade do feixe decai exponencialmente com a espessura de tecido penetrado, a dose e a correspondente quantidade de dano produzido são maiores na superfície de entrada do que no ponto de localização do tumor. Isto irradiaria, com maior dose, os tecidos de entrada e intermediário, desnecessariamente [1, 6]. Para minimizar as doses nesses tecidos, focaliza-se sempre o tumor e aplica-se o feixe de radiação em diferentes direções,

movendo o irradiador ou o paciente, de modo que a dose induza à morte das células do tumor e o tecido sadio irradiado seja naturalmente repostado [6, 7].

O uso de raios X é semelhante ao uso de fontes emissoras de radiação gama, com a diferença que se pode variar o poder de penetração da radiação e a intensidade de feixe. Quando a radiação é proveniente de um acelerador linear ou uma unidade de cobalto, nos quais a fonte encontra-se distante do paciente, a forma de tratamento é conhecida como teleterapia [8].

3.2 ACELERADORES LINEARES

Atualmente a teleterapia é realizada através de equipamentos de megavoltagem, como os aceleradores lineares.

Os aceleradores lineares utilizam um gerador de tensão variável, que cria um campo elétrico variável, desse modo, devido à ação combinada desse campo em um conjunto de placas, o elétron sofre uma aceleração [8].

Este é o princípio básico de funcionamento dos aceleradores lineares, que utilizam ondas de radiofrequência (RF) de 3.000 MHz. Desde que um campo elétrico aplique força em uma partícula carregada colocada nele, se um elétron ou agrupamento de elétrons é injetado em um feixe de ondas de radiofrequência em lugar apropriado e tempo certo, ele estará sujeito a esta força e tenderá a ser levado pela onda [6].

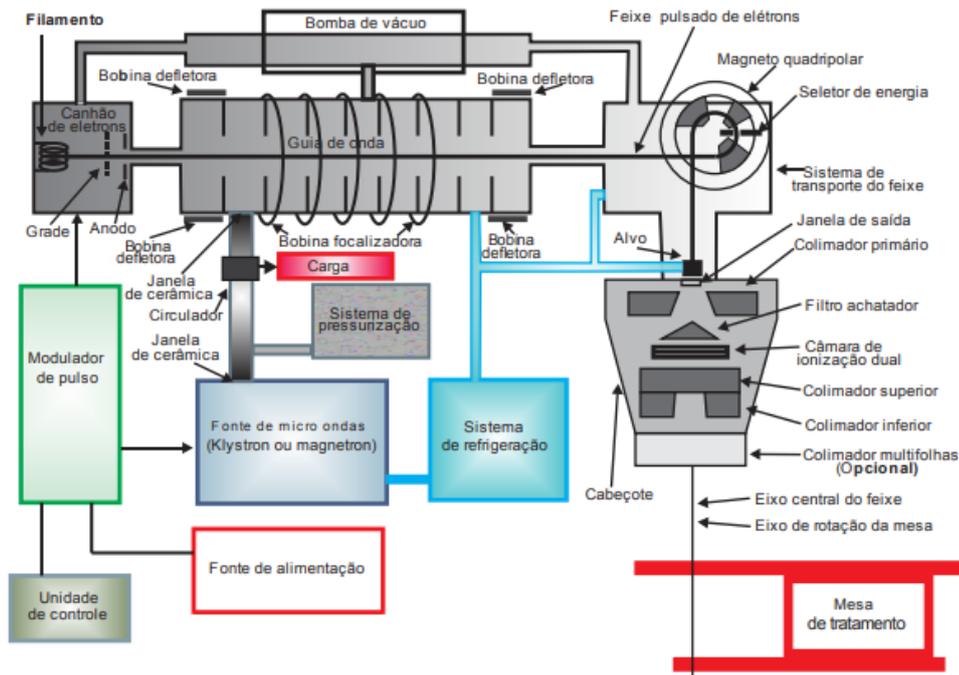
Estas ondas de RF, provenientes de válvulas especiais chamadas *magnetron* (para energias de até 10 MeV) ou *klystron* (para energias acima de 10 MeV), são micro-ondas geradas em pequenos pulsos (cada pulso dura aproximadamente 3 μ s) que são enviadas através de um guia de onda a um tubo cilíndrico que possui no seu interior vários discos metálicos com pequeno orifício no meio. Estes orifícios e o espaçamento entre os discos variam. Este tubo é chamado de acelerador, no qual os elétrons são acelerados até a energia desejada [1, 6].

Os elétrons, gerados por emissão termoiônica nos filamentos aquecidos, são injetados num tubo e carregados por uma onda portadora estacionária, por várias secções da máquina, até atingir a energia desejada, num mecanismo de transporte semelhante ao “*surf*”. A onda portadora é gerada por válvulas tipo *klystron*, de micro-

ondas, e introduzida na máquina por meio de guias de onda e o feixe é colimado por bobinas [6].

A Figura 1 mostra o esquema de funcionamento e a visão de um acelerador linear de elétrons utilizado em terapia de câncer em hospitais.

Figura 1 - Esquema de um acelerador linear.



Fonte: PODGORSK, 2005 [1].

Os elétrons são injetados no tubo pelo lado onde a velocidade da onda é mínima e são “carregados” por ela, aumentando sua velocidade na mesma proporção que a da onda [8].

O comprimento de onda é da ordem de 10 cm e o comprimento da estrutura aceleradora é determinado pela energia máxima desejada aos elétrons. Por exemplo, o comprimento do tubo acelerador para 4 MeV de energia é da ordem de 30 cm e para 20 MeV de 230 cm. A intensidade máxima do campo elétrico acelerador é de 150 V/cm, normalmente opera-se com valores menores [6].

Estas estruturas devem ser cuidadosamente desenhadas e construídas para garantir a sincronização do campo e a velocidade dos elétrons. Quando estes elétrons acelerados deixam o tubo acelerador, formam normalmente um feixe paralelo de aproximadamente 3 mm de diâmetro e são dirigidos diretamente para um alvo metálico (normalmente tungstênio) para a produção dos raios X. Desde que os raios

X de megavoltagem tenham sua distribuição angular acentuadamente para a frente, o alvo, ao contrário dos raios X de quilovoltagem, é de transmissão. Por esse motivo, a isodose do feixe deve ser modificada por meio de um filtro “achatador” do feixe [8].

Em alguns aceleradores, este alvo pode ser removido quando desejado e os elétrons colidem com uma lâmina metálica (chumbo ou cobre) bem fina (cerca de 0,3 mm) para ser espalhados e termos um feixe de elétrons para tratamentos radioterápicos. Este espalhamento também pode ser feito por meio de uma varredura eletromagnética. Nos aceleradores lineares, na maioria das vezes, o tubo acelerador é tão grande que não pode ser usado verticalmente e, portanto, são colocados horizontalmente. Nesse caso, o feixe de elétrons quando deixa o tubo, antes de colidir com o alvo, tem de sofrer deflexão magnética, normalmente um “*looping*” de 270° [1,6].

Os aceleradores normalmente não têm seu rendimento (taxa de dose) constante com o tempo. Esta variação ocorre devido a oscilações normais e intrínsecas de alguns de seus componentes. Portanto, não podemos calibrar um acelerador linear em termos de cGy/min, como se faz nas unidades de cobalto [6].

Para resolver este problema, duas câmaras de ionização, situadas abaixo do alvo e do filtro achatador do feixe, independentes uma da outra, é que garantem que a dose prescrita seja dada. Uma checa a outra monitorizando a dose, fornecendo leituras que são digitadas automaticamente no painel de controle do acelerador, como UM, que são as chamadas “unidades monitoras”, que na verdade é uma dose em determinada distância foco-superfície (normalmente 1 metro) para um campo de 10 cm x 10 cm na profundidade de dose máxima [1, 6].

Quando é feita a calibração do acelerador, a resposta destas câmaras é checada, ou seja, é verificado se os valores das unidades no monitor correspondem à dose esperada [6].

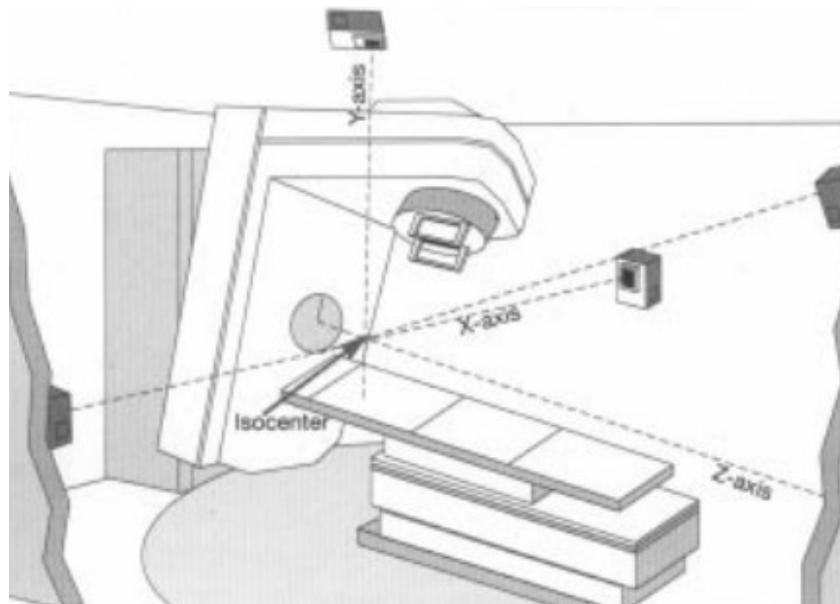
A especificação da qualidade dos feixes de raios X de megavoltagem produzidos pelos aceleradores lineares é normalmente dada em termos do quociente da relação tecido-meio para as profundidades de 20 cm e 10 cm, para uma distância fixa da fonte ao detector e para um campo de 10 cm x 10 cm no plano do detector [1].

Os fabricantes dos aceleradores costumam fornecer o potencial nominal de aceleração em MV (megavolts) ou a porcentagem de dose profunda para um campo de 10 cm x 10 cm, distância foco-superfície de 100 cm e profundidade de 10 cm em meio de densidade igual a 1 g/cm³ [6].

O acelerador é montado em um “braço” (*gantry*) ligado a um “armário” que contém sistemas do equipamento, inclusive eletrônicos. O acelerador pode girar na posição horizontal no eixo do braço. O feixe de radiação que sai do acelerador é sempre dirigido e centrado no eixo do braço [6].

O eixo central do feixe de radiação intercepta o eixo do braço em um ponto do espaço chamado de “isocentro”, que é definido como o ponto ao redor do qual o equipamento vai girar para realizar o tratamento. O isocentro está localizado no ponto de intercepção de três lasers posicionados nos eixos x, y e z na sala de tratamento, conforme ilustrado na Figura 2 e auxilia no posicionamento do paciente no local correto para o tratamento. Muitos dos componentes eletrônicos auxiliares estão no módulo de comando (painel de comando) que fica do lado de fora da sala de tratamento [6].

Figura 2 – Posicionamento dos lasers e sua correspondência com o isocentro.

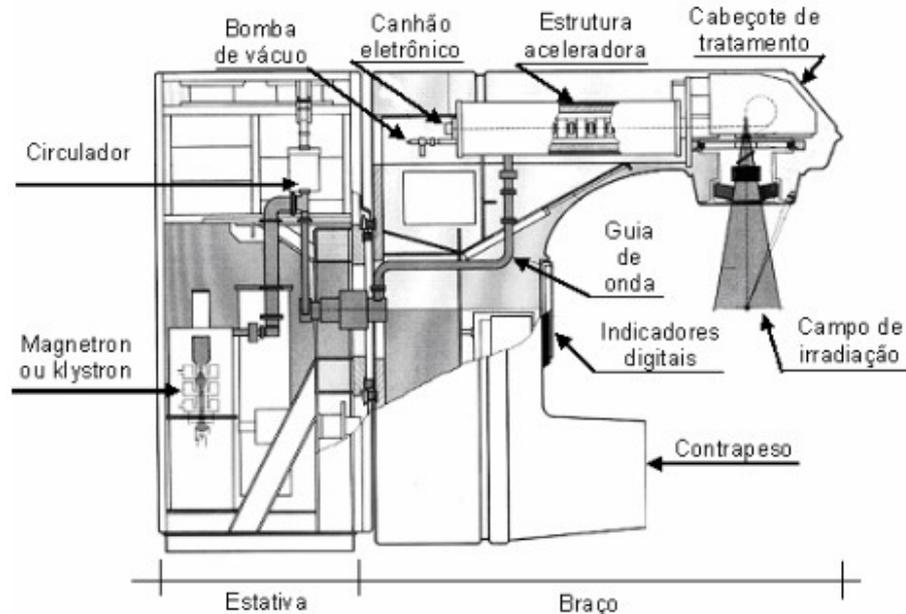


Fonte: INCA, 2001 [2].

Normalmente, perto do módulo de comando fica uma cabine onde se encontra o modulador, que tem como principal finalidade a produção de pulsos de alta tensão (para a *magnetron* ou *klystron* e para o tubo acelerador) [6].

Na Figura 3 podemos observar a disposição dos componentes de um acelerador linear.

Figura 3 - Componentes do acelerador linear para uso em radioterapia.



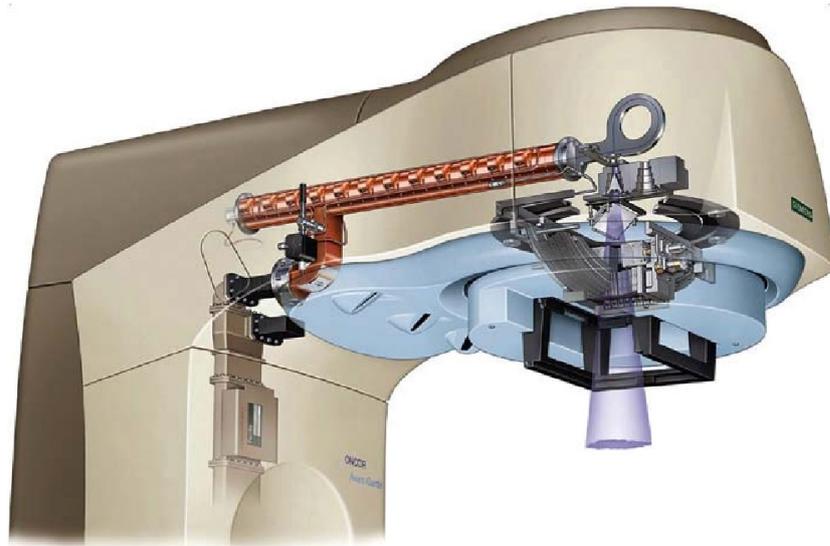
Fonte: SCAFF, 1997 [6].

Os principais componentes e regiões do acelerador são:

- (1) canhão de elétrons: onde são gerados os elétrons que serão acelerados;
- (2) tubo acelerador: estrutura que acelera os elétrons até a velocidade (energia) desejada;
- (3) bomba iônica de vácuo: área responsável por manter o vácuo em toda a estrutura aceleradora;
- (4) circuito de radiofrequência: na Figura 3, podemos ver uma *klystron* porém poderíamos usar uma *magnetron*, dependendo da energia desejada;
- (5) guia de onda: estrutura usada para transportar a RF até o tubo acelerador;
- (6) circulador e carga de água: Componentes responsáveis pela absorção da onda de radiofrequência que não é absorvida pelo tubo acelerador;
- (7) magneto de deflexão: componente responsável pelo direcionamento do feixe de elétrons através de 270 graus de curvatura para a área do colimador.
- (8) carrossel: área responsável pela colocação do correto filtro equalizador para fótons ou do correto filtro espalhador para elétrons;
- (9) colimadores: área responsável pela definição do campo a ser tratado;
- (10) circuito de água: responsável pela circulação de água em todo o equipamento com o intuito de refrigerar as diversas áreas do equipamento [6].

A Figura 4 abaixo representa um modelo de acelerador com o tubo montado horizontalmente devido ao seu tamanho. O braço (“*gantry*”) do acelerador é ligado ao corpo do aparelho, e o *gantry* pode girar horizontalmente em seu eixo, por onde é liberado o feixe. O centro do eixo é chamado isocentro [8].

Figura 4 - Acelerador linear com o tubo acelerador na horizontal.



Fonte: Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, 2014 [9].

3.3 GRANDEZAS FÍSICAS EM DOSIMETRIA

As grandezas físicas em dosimetria ou grandezas radiológicas são associadas ao campo de radiação e com outra grandeza do sistema de medição tradicional, como tempo e área [1]. No caso das radiações ionizantes, existem instituições internacionais exclusivas para cuidar da definição das grandezas relacionadas a radiação e a proteção radiológica, bem como as relações entre elas e suas respectivas unidades.

A *International Commission on Radiological Protection (ICRP)*, fundada em 1928, promove o desenvolvimento da proteção radiológica e faz recomendações voltadas para as grandezas limitantes em radioproteção.

A *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* fundada em 1925, cuida especialmente das grandezas básicas e das operacionais. A seguir, serão descritas as principais grandezas físicas utilizadas em dosimetria e de interesse neste trabalho.

3.3.1 EXPOSIÇÃO (X)

É o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar [1], ou seja,

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

em unidade de $C \cdot kg^{-1}$.

Devido à necessidade de se conhecer perfeitamente a massa do volume de material atingido e de coletar toda a carga de mesmo sinal num eletrodo, a medição da Exposição só é factível numa câmara de ionização a ar, a câmara de ar livre (*free-air*). Isto significa que esta grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons (raios X ou gama). As partículas alfa não conseguem penetrar na câmara para ionizar o ar e as radiações beta não permitem condições de homogeneidade ou equilíbrio eletrônico na coleta dos elétrons. Além disso, estas radiações representam elétrons adicionais (carga) ou núcleos de hélio que podem capturar elétrons do ar. A unidade especial roentgen (R) está relacionada com a unidade do SI, coulomb/quilograma ($C \cdot kg^{-1}$), por:

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} [1].$$

3.3.2 DOSE ABSORVIDA (D)

Outro efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é absorvida totalmente, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento (raios X), cujos fótons podem escapar do material. A fração

absorvida da energia transferida corresponde às ionizações dos átomos, quebra de ligações químicas dos compostos e incremento da energia cinética das partículas (correspondente à conversão em calor). A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza dose absorvida. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a dose absorvida é definida como uma função num ponto P de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm . Sendo $1\text{J}\cdot\text{kg}^{-1} = 1\text{ gray (Gy)}$, a unidade desta grandeza no SI. A unidade antiga de dose absorvida é o *rad (radiation absorbed dose)*, em relação ao *gray*, tem-se $1\text{Gy} = 100\text{rad}$ [1].

3.3.3 KERMA (K)

O *kerma (kinectic energy released per unit of mass)* é definido pela relação

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

onde dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm , sendo sua unidade no SI o $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ou Gy [1].

Como o *kerma* inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (*bremstrahlung*). Assim $K = K_c + K_r$, onde K_c é o *kerma* de colisão, quando a energia é dissipada

localmente, por ionizações e/ou excitações, K_r é o *kerma* de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X [1].

A diferença entre *kerma* e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o *kerma*, depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagem com os elétrons de ionização [1].

Para se estabelecer uma relação entre *kerma* e dose absorvida é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico que ocorre quando:

- a composição atômica do meio é homogênea;
- a densidade do meio é homogênea;
- existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante; e
- não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

Nestas condições, o *kerma* de colisão K_r é igual à dose absorvida D .

Podemos relacionar o *kerma* com a fluência de fótons ou partículas. Quando um feixe monoenergético de fótons de energia E interage com um material homogêneo, o coeficiente de absorção de energia em massa (μ_{en}/ρ) apresenta um valor único. Como a fluência Φ é a relação entre o número de partículas ou fótons incidentes dN sobre uma esfera de secção de área da , o produto $dN \cdot E$ representa a energia total das partículas incidentes. Isto dividido pela densidade fornece:

$$K_c = \Phi \cdot E \cdot (\mu_{en}/\rho) = \Psi \cdot (\mu_{en}/\rho)$$

onde Ψ é a fluência de energia (em $\text{J} \cdot \text{m}^{-2}$) [1].

3.4 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Um detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, é capaz de indicar a sua presença. Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações. Entre esses

processos os mais utilizados são os que envolvem a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de películas fotográficas, a criação de traços (buracos) no material, a geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos. Normalmente um detector de radiação é constituído de um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza de medição dessa radiação [9].

Os detectores podem ser passivos, nos quais as doses de radiação são avaliadas posteriormente. Dentre os detectores passivos destaca-se os detectores TL de fluoreto de lítio dopados com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti), comercialmente conhecidos como TLD100 (*Bicron*). O TLD100 apresenta diversas características dosimétricas de interesse, como tecido equivalência e baixa dependência energética, por exemplo [10].

3.4.1 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

A utilização do material termoluminescente como dosímetro na medicina teve seu início a partir de 1950, com os trabalhos desenvolvidos por *Daniels* e *Wilkins* na Universidade de Wisconsin nos Estados Unidos. Entretanto no início o método não foi muito utilizado devido ao seu alto custo, desta maneira, ele foi desenvolvendo-se até os dias atuais [10].

A dosimetria termoluminescente é usada como mais um método para a realização de procedimentos dosimétricos na radioterapia, pois seu uso tem mostrado eficiência tanto para a verificação de dose em feixe de fótons quanto para elétrons. Assim sendo, mais uma ferramenta para a verificação do índice de exatidão na administração do tratamento [11].

O fenômeno luminescente termicamente estimulado trata-se da emissão de luz devido a estimulação térmica de um material que foi irradiado e o objetivo principal desse tipo de dosimetria é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material [10].

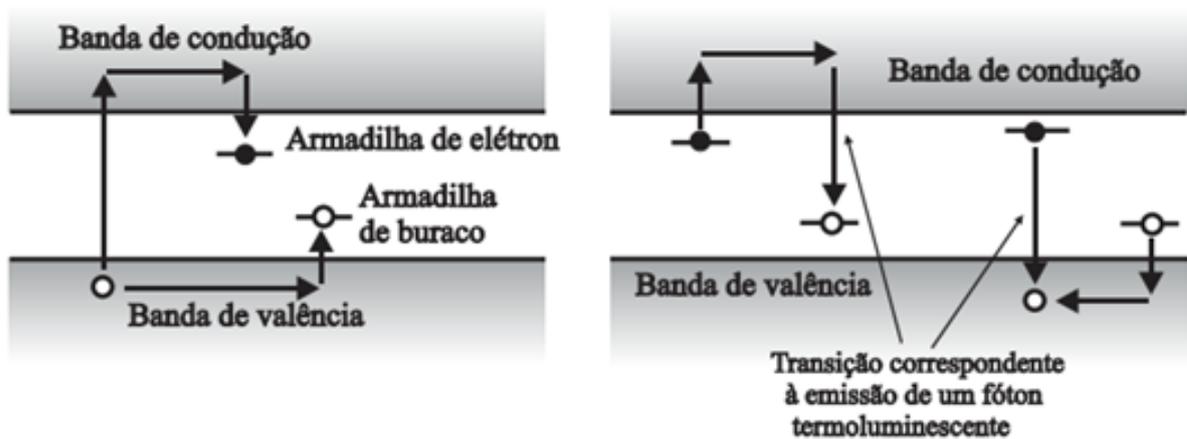
A termoluminescência acontece quando elétrons excitados pela interação com a radiação incidente são capturados nas “armadilhas de elétrons ou vacâncias” do material, mas a energia da radiação não é emitida espontaneamente na forma de luz

visível. Pelo contrário, ela é armazenada indefinidamente até que o material termoluminescente seja aquecido ou sofra um estímulo externo como aquecimento [11].

A radiação ionizante ao atravessar um material com estrutura de bandas irá gerar pares elétrons-vacâncias. Para que tal material atenda aos propósitos da dosimetria, ele deverá possuir alta concentração de armadilhas com o intuito de capturar uma quantidade significativa de elétrons. O material com tais propriedades funciona como dosímetro integrador uma vez que a quantidade de elétrons capturados é proporcional à dose recebida [10].

A Figura 5 ilustra um modelo de bandas simplificado. Neste modelo o elétron capturado deverá receber energia para escapar para a banda de condução e migrar para a vacância da camada mais próxima, quando, então, pode ocorrer recombinação com a consequente emissão de um fóton [11].

Figura 5 - Emissão de luz na termoluminescência.



Fonte: KRON, 1999 [11].

O equipamento básico para contabilizar os fótons emitidos a partir de um dosímetro irradiado é composto por um sistema de aquecimento, uma fotomultiplicadora, uma fonte de alta tensão e um local para a colocação do dosímetro. Para realizar a leitura do detector termoluminescente ocorre o aquecimento gradual e, à medida que a temperatura aumenta, os elétrons ganham energia, migrando pelo material e podendo se recombinar, ocorrendo a emissão termoluminescente. A quantidade ou intensidade luminosa ao longo da temperatura ou tempo de

aquecimento é denominada curva TL ou perfil de tempo – temperatura. A dose absorvida pelo material é proporcional a intensidade TL que pode ser associada com a área abaixo da curva de intensidade TL ou com a altura dos picos dosimétricos do material [11].

3.5 DOSIMETRIA E DOSE PERIFÉRICA

A dosimetria é uma forma de medir a dose das radiações e tem a finalidade de controlar o seu uso de acordo com os padrões estabelecidos no processo de medida da dose, possibilitando determinar, com precisão e exatidão, a dose irradiada antes que a radiação seja usada [1].

A mensuração das doses que alcançam órgãos localizados na periferia do alvo de tratamento é determinante na radioterapia, principalmente se existirem estruturas altamente radiosensíveis próximas ao alvo e se a expectativa de vida do paciente for alta [12].

O limiar de dose para a indução de câncer de tireoide e de pulmão é da ordem de 5 cGy. Exposições inferiores a 200 cGy podem causar catarata e esterilidade, em homens, após doses únicas de 300 a 400 cGy, e doses fracionadas inferiores a 100 cGy podem afetar seriamente a função gonadal masculina. Portanto, o nível de dose que pode apresentar alguma preocupação é desde 5 cGy até valores acima de 200 cGy. A dose prescrita para um tratamento radioterápico varia entre 50 a 60 Gy, esses valores de dose periférica correspondem de 0,1% a 0,3% da dose total [4].

A anatomia do paciente também pode ser relevante para radiação espalhada para fora do volume de tratamento, sendo mais significativa para as crianças que para os adultos, pois o corpo e as distâncias entre volume de tratamento e de órgãos de risco são menores em idade pediátrica do que em um adulto. As estimativas das taxas de indução de malignidades secundárias podem ser obtidas por meio de dados de risco publicadas, por exemplo, nas recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica ICRP (*International Commission on Radiological Protection*). Essas estimativas usualmente apontam para um risco elevado de câncer secundário após radioterapia de intensidade modulada IMRT (*Intensity Modulated Radiotherapy*).

As estimativas de riscos variam dependendo da técnica e da energia utilizadas, em relação aos planejamentos radioterápicos convencionais [5].

Desde a década de 1970, tem havido um crescente interesse nas doses de radiação fora do campo de diferentes unidades de tratamento. O foco dos estudos é tipicamente uma dose de uma perspectiva de segurança de radiação ocupacional ou doses para estruturas críticas não direcionadas no corpo do paciente [4].

Fraass e Van de Geijn investigaram a dose periférica para um feixe de ^{60}Co , assim como feixes de fótons 4, 6 e 8 MV. As doses foram relatadas para medições no *phantom* de água para vários tamanhos de campo em uma faixa de distâncias da borda do campo [4].

A dosimetria termoluminescente (com TLD) também foi realizada durante o tratamento de pacientes. *Kase et al* [13] estudaram similarmente um feixe de ^{60}Co , assim como feixes de fótons de 4 e 8 MV. *Kase e cols.* também tentou diferenciar a fuga do cabeçote e a radiação espalhada, descobrindo que o espalhamento do colimador pode contribuir com cerca de 40% da dose fora do campo de tratamento. *Francois et al* [14] parametrizaram distribuições de dose para diferentes energias de feixe em função da profundidade, distância da borda, tamanho do campo e forma. Um algoritmo foi desenvolvido para determinar a dose para órgãos fora do feixe a uma distância de 10-50 cm da borda do campo [14]. As medições foram realizadas com o TLD em um *phantom* antropomórfico. Medições também foram feitas em um grande *phantom* de água para os vários campos. Cálculos de Monte Carlo limitados também foram realizados.

A Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) *Report TG-36* [15] relataram doses fetais em mulheres grávidas tratadas com radioterapia, para uma série de condições de parto. *Van der Giessen* [16] mediu doses em um simulador de água para 4 máquinas Cobalto-60 e 37 aceleradores lineares para investigar a variação em doses periféricas entre máquinas de 7 fabricantes diferentes. A variação da dose de radiação de fuga encontrada foi pequena entre os modelos variados; no entanto, a dose de colimador encontrada foi de até 50%, dependendo do projeto do colimador/ filtro de achatamento. Em sua tese de doutorado, *Van der Giessen* [17] fornece resultados de estudos de várias máquinas (com foco em ^{60}Co), principalmente usando *phantom* de água para coletar dados ou por avaliação de dados publicados e dados de dispersão de colimador/fuga fornecidos por outras clínicas/instituições. A dose também foi medida no períneo dos pacientes usando TLD. Os estudos que

constituem sua tese foram publicados separadamente como artigos, principalmente no *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* [16, 18-21].

De modo geral, em relação às doses de fótons fora do volume de tratamento para métodos "clássicos", pode-se concluir que a dose de fótons diminui com o tamanho do campo e cai aproximadamente exponencialmente conforme se afasta da borda de campo [22].

Em todo planejamento radioterápico ocorre dos tecidos sadios que estão ao redor do tumor receberem dose. Essas doses podem acarretar em danos tardios, prejudicando a qualidade de vida do paciente. A finalidade da dosimetria periférica é quantificar a dose absorvida fora do campo de radiação terapêutico [12]. A dose periférica é composta basicamente, por três situações: radiação espalhada pelo alvo, pela sala de tratamento e pela radiação de fuga do cabeçote [23].

Na primeira, a dose periférica incide no alvo de tratamento e é espalhada pelo meio. Na segunda, a radiação espalhada pela sala de tratamento depende das dimensões e dos materiais presentes, assim como a energia e o equipamento utilizado. Dessa forma, cada sala possui fatores específicos que devem ser analisados de maneira individual. A radiação que não pertence ao feixe útil, mas que é extravasada pelo cabeçote do equipamento ou pelo sistema de colimação, caracteriza a terceira situação responsável pela composição da radiação periférica [23].

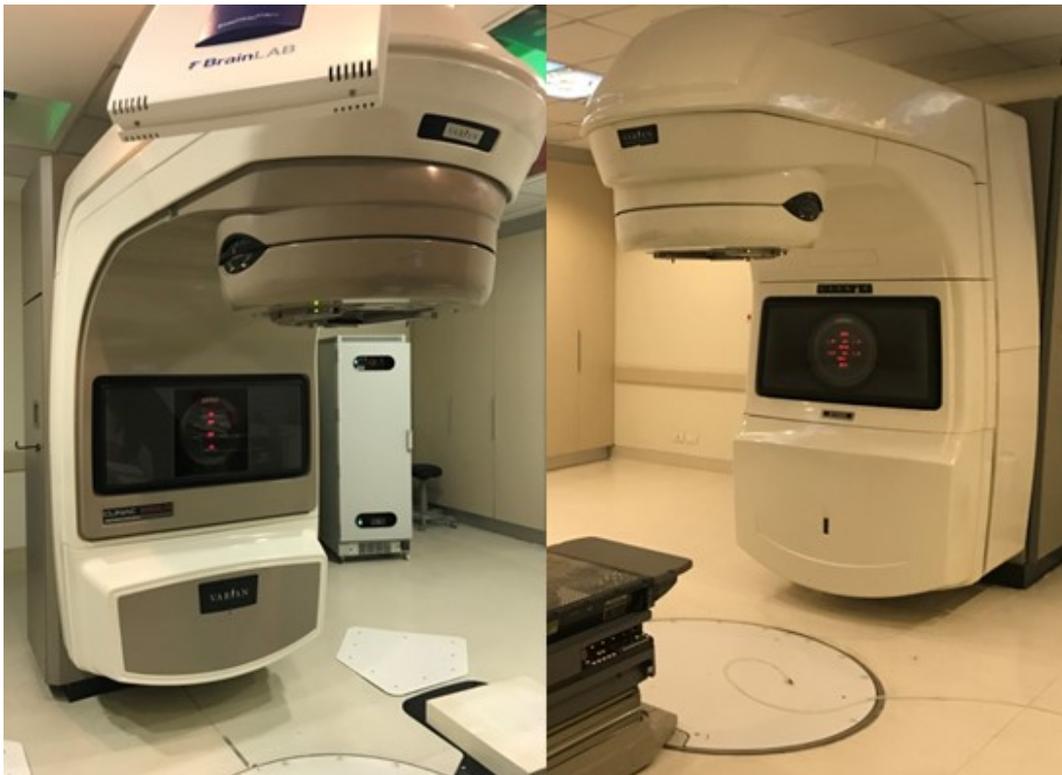
Embora o planejamento em radioterapia minimize as doses recebidas por estruturas adjacentes e radiosensíveis fora da região que se deseja tratar, as doses periféricas recebidas na aplicação do tratamento dependem das configurações da máquina e da técnica utilizada, além da anatomia do paciente [4, 5].

4 METODOLOGIA

Para avaliar as doses periféricas considerando diferentes equipamentos e mesmo equipamento com diferentes energias, foram realizadas irradiações na clínica de radioterapia Oncoville, localizada em Curitiba/PR, em dois aceleradores lineares da marca *Varian*.

A Figura 6 apresenta imagem dos dois modelos de aceleradores lineares da clínica, que foram escolhidos para a realização deste trabalho, um modelo CL2100 que emite feixes de fótons de 6 MV e 15 MV e um segundo modelo CL600CD que emite feixes fótons de 6 MV.

Figura 6 - Aceleradores lineares da clínica Oncoville (CL2100 e CL600CD).



Fonte: Autora.

As doses periféricas foram avaliadas utilizando detectores TL de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF: Mg, Ti), com 3,1 mm de lado e 0,9 mm de espessura, disponíveis comercialmente com o nome de TLD100 (*Bicron Co*), os quais foram calibrados para cada equipamento e energia.

Vale ressaltar que antes de serem utilizados, estes passaram por uma etapa de seleção por sensibilidade e tratamento térmico. O tratamento térmico consistiu em dois aquecimentos subsequentes à 400° C por 1 hora e 100° C por 2 horas. Este tratamento tem como objetivo apagar sinais remanescentes dos detectores e permitir sua reutilização.

O processo de seleção por sensibilidade consiste em selecionar os detectores que possuem respostas semelhantes, para isso o lote é irradiado com a mesma dose de radiação e realizada a leitura dos TLD100 nas mesmas condições. Assim detectores com respostas semelhantes (variação menor que 6%) foram separados em subgrupos. O grupo de detectores utilizados neste trabalho pertenciam ao mesmo subgrupo e passaram pela etapa de tratamento térmico antes da sua utilização.

A Figura 7 mostra o simulador antropomórfico utilizado neste trabalho posicionado na mesa de tratamento.

Figura 7 - Simulador antropomórfico *Alderson Radiation Therapy Phantom* - ART-210.



Fonte: Autora.

Este simulador antropomórfico (*Alderson Radiation Therapy Phantom* - ART-210) foi disponibilizado pela UTFPR (Universidade Tecnológica Federal do Paraná), e representa um corpo humano adulto, com densidades similares e com estrutura óssea. O corpo é todo seccionado e possui diversos pequenos orifícios que podem ser removidos, e que permitem a inserção de detectores para a realização de medidas.

Para obter a dose periférica, os detectores TLD100 foram embalados aos pares em plástico preto radiotransparente e inseridos ou posicionados nos cristalinos direito e esquerdo, tireoide, mama esquerda, abdômen e gônadas. Fora a sensibilidade a radiação, essas regiões foram escolhidas por estarem em posições diferentes com relação ao isocentro, permitindo assim a avaliação da dose periférica em diferentes distâncias, e considerando também diferentes profundidades no objeto simulador.

Na Figura 8 pode-se observar o posicionamento dos detectores embalados nas regiões equivalentes à região anatômica dos cristalinos direito e esquerdo.

Figura 8 - TLD posicionados em região do cristalino.

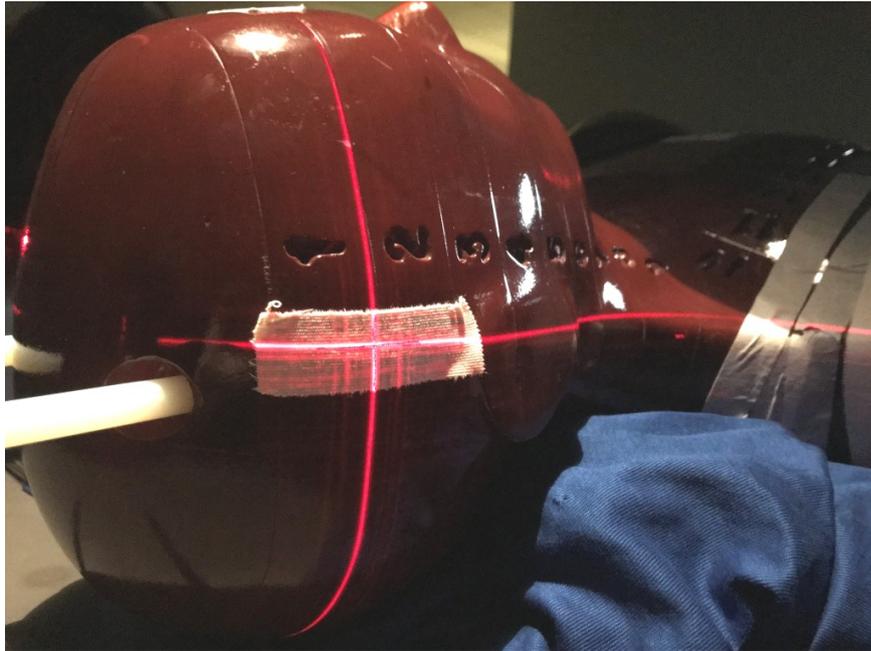


Fonte: Autora.

No planejamento, o isocentro foi posicionado na região da cabeça entre as fatias 1 e 2 do objeto simulador, conforme pode ser observado na Figura 9, e irradiado nos dois equipamentos aceleradores com 20 Gy, empregando feixes de fótons de 6 MV dos dois equipamentos diferentes e os feixes de 6 e 15 MV do mesmo equipamento acelerador.

A dose de 20 Gy, relativamente alta, foi escolhida considerando protocolos em radioterapia com dose única e com tamanho de campo de 5 x 5 cm², que foi escolhido para que fosse o menor possível mas que compreendesse o detector, e também para que não interferisse na dose periférica dos cristalinos, já que é uma região muito próxima do isocentro escolhido.

Figura 9 - Posicionamento do isocentro.



Fonte: Autora.

Em todas as irradiações foi empregado o mesmo tamanho de campo ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) e a mesma dose foi entregue no isocentro (20Gy), para avaliar diferenças na dose periférica somente devido às diferentes energias e estrutura aceleradora dos equipamentos. Para isso, os valores de dose foram convertidos em unidades monitoras (UM), que são unidades de leitura dos aceleradores lineares. Para o feixe de fótons de 6MV no equipamento CL2100, foram empregadas 2810 UM e uma distância da fonte - superfície de 90,5 cm. Para o feixe de 15MV no mesmo equipamento, foram ajustadas 2346 UM e uma distância da fonte - superfície de 90,5 cm. Para o terceiro feixe de 6MV no modelo CL600CD, foram empregadas 2808 UM com uma distância da fonte - superfície de 90,5 cm.

As leituras dos detectores, tanto utilizados na calibração como posicionados nas diferentes regiões anatômicas do simulador, foram realizadas na USP (Universidade de São Paulo) dois dias após as irradiações, pois dependia do deslocamento até outra cidade. Os detectores foram lidos em um leitor automatizado Riso TL/OSL DA20 utilizando filtro Roya U340 posicionado na frente do tubo fotomultiplicador alimentado com 1225V para detecção do sinal luminoso. Para estimulação, os TLD100 foram aquecidos até a temperatura de 350°C utilizando uma taxa de aquecimento de 5°C/s .

As intensidades TL obtidas na leitura foram convertidas em dose absorvida por meio de fatores de calibração previamente avaliados para cada energia de fótons empregada. Para isso, três conjuntos de detectores TL foram irradiados com quatro diferentes valores de doses (10, 20, 25 e 30 cGy) em cada feixe, entre placas de água sólida (Figura 10) para condição de equilíbrio eletrônico.

Figura 10 - Detectores TL posicionados nas placas de água sólida para calibração.



Fonte: Autora.

Em seguida, os fatores de calibração foram avaliados por meio do coeficiente angular do ajuste linear ($y=a.x+b$), onde a representa o coeficiente angular e b o coeficiente linear, dos valores de intensidade TL em função da dose. O coeficiente angular fornece a sensibilidade (contagens por cGy) do TLD100 para a energia do feixe, desse modo, dividindo o valor de intensidade TL pela sensibilidade é obtida a dose a qual o detector foi exposto. O valor do coeficiente linear b flutua em torno de zero pois foi utilizado um conjunto de detectores não irradiados para subtrair as contagens referente à radiação de fundo, ao fundo do detector e do leitor.

Após a conversão da Intensidade TL em dose absorvida, para cada região anatômica avaliada, a dose absorvida foi calculada por meio da média simples entre os detectores posicionados no simulador. A avaliação da incerteza do tipo A associada aos valores de dose periférica foi feita considerando o desvio padrão nos valores de intensidade TL avaliados no processo de seleção e a incerteza na sensibilidade obtida no ajuste linear da intensidade TL em função da dose.

Os valores de dose periférica obtidos nas irradiações com os diferentes equipamentos e energias foram comparados utilizando o teste Z. Esse teste foi escolhido pois a amostra inicial é relativamente grande, já que no processo de seleção o lote utilizado contava com 115 detectores selecionados dentre 147, resultando em um desvio padrão de 6%.

O teste Z é uma análise estatística de teste de hipótese, que permite a validação de dados. É calculada pela diferença do valor absoluto de duas medidas, dividida pela incerteza combinada. Sendo compatível quando o resultado for menor que 3 e incompatível quando maior que 3.

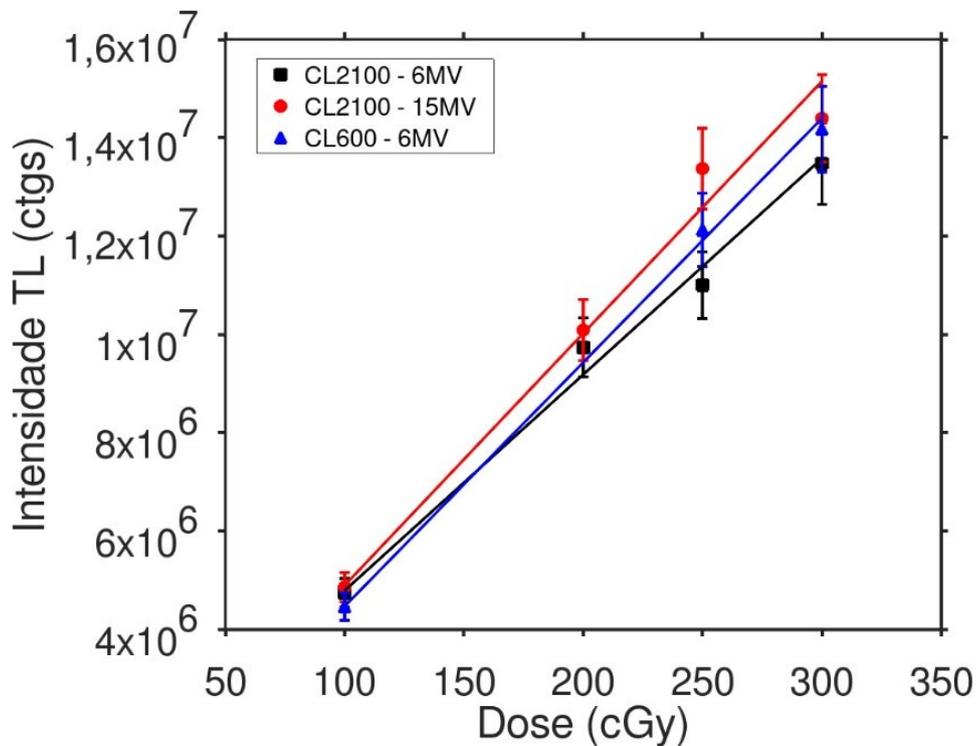
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 11 mostra os ajustes lineares dos valores de intensidade TL em função da dose para os feixes de fótons de 6 e 15 MV dos dois equipamentos aceleradores lineares (Varian CL2100 e CL600) utilizados nesse estudo.

Os valores de intensidade TL dos detectores posicionados no simulador antropomórfico foram convertidos em dose utilizando os valores de sensibilidade avaliados por meio do ajuste linear mostrado na Figura 12.

Para o feixe de fótons de 6 e 15 MV do equipamento Varian CL2100 o TLD100 apresentou sensibilidades de $(4,4 \pm 0,3) \cdot 10^4$ ctgs/cGy e $(5,1 \pm 0,4) \cdot 10^4$ ctgs/cGy e $(5,0 \pm 0,4) \cdot 10^4$ ctgs/cGy para a energia do feixe de fótons de 6 MV do acelerador Varian CL600.

Figura 11 – Ajuste linear dos valores de intensidade TL em função da dose obtida por meio dos detectores TLD100 expostos a fótons de 6 e 15 MV em um acelerador linear Varian CL2100 e a fótons de 6 MV em um acelerador linear Varian CL600.



Fonte: Autora.

A Tabela 1 apresenta os valores de dose periférica obtidos na avaliação das seis regiões distintas do objeto simulador, quando empregados feixes de fótons com a mesma energia (fótons de 6 MV), provenientes de diferentes aceleradores (CL2100 e CL600), e empregando fótons com energias diferentes (fótons de 6 e 15 MV) provenientes do mesmo equipamento acelerador (CL2100).

Tabela 1. Dose periférica para os dois equipamentos considerando a mesma energia e para o mesmo equipamento considerando energias distintas.

Região	Dose (cGy)		
	Varian CL2100		Varian CL600
	6 MV	15 MV	6 MV
Cristalino direito	35±3	46±4	36±3
Cristalino esquerdo	38±4	36±3	36±3
Tireoide	6,6±0,6	8,6±0,8	8,3±0,8
Mama	0,62±0,07	2,5±0,2	0,54±0,06
Abdome	0,33±0,04	2,2±0,2	0,12±0,02
Gônadas	0,20±0,03	1,9±0,2	0,20±0,02

Fonte: Autora.

As doses absolutas medidas pelos detectores TL posicionados em região dos cristalinos direito e esquerdo, tireoide, mama, abdome e gônadas variaram entre 46 e 0,12 cGy, caracterizando o cristalino direito como o local de maior recebimento de dose dentre as estruturas avaliadas. Isso se deve à proximidade da região anatômica com o isocentro.

A Tabela 2 apresenta o resultado do teste Z comparando os resultados das doses periféricas avaliadas nas irradiações com o equipamento CL2100 com energias distintas (fótons de 6 e 15 MV) e com equipamentos diferentes (CL2100 e CL600) com mesma energia (fótons de 6 MV) e energias distintas (fótons de 15 e 6 MV).

No teste Z, valores abaixo de 3 são considerados compatíveis, do ponto de vista estatístico, e incompatíveis quando acima de 3.

Deste modo, comparando no mesmo equipamento (CL2100), feixes de energias distintas (6 e 15 MV), observaram-se valores de dose periférica maiores para energia mais alta em quase todos os casos, exceto no cristalino esquerdo, conforme a Tabela

1. Nas regiões mais distantes do isocentro, mama, abdome e gônadas, apresentaram incompatibilidade na dose periférica, conforme a Tabela 2.

Tabela 2. Resultado do teste Z para comparação dos diferentes equipamentos considerando energias distintas e diferentes equipamentos considerando a mesma energia e energias distintas.

Região	Fótons de 6 MV e 15 MV (CL2100)	Fótons de 6 MV (CL2100 e CL600)	Fótons de 15 MV (CL2100) e 6 MV (CL600)
Cristalino direito	2,0	0,1	1,9
Cristalino esquerdo	0,4	0,5	0,1
Tireoide	2,0	1,7	0,3
Mama	7,6	0,9	8,0
Abdome	8,7	5,1	9,8
Gônadas	9,2	0,2	9,2

Fonte: Autora.

Considerando a dose periférica para as irradiações em diferentes equipamentos (CL2100 e CL600) empregando o mesmo feixe (6 MV), não foram observadas diferenças significativas, exceto para região do abdome, na qual a dose absorvida foi aproximadamente 3 vezes maior nas irradiações no equipamento CL2100, quando comparado com a mesma energia para irradiações no equipamento CL600 (Tabela 1), sendo incompatível como mostrado no teste Z (Tabela 2).

Analisando a dose proveniente de fótons diferentes (6 e 15 MV) do mesmo equipamento (CL2100), observa-se que a dose periférica varia com a energia e que são incompatíveis nas regiões mais distantes do isocentro (mama, abdome e gônadas).

Analisando a dose proveniente de fótons diferentes (6 e 15 MV) dos diferentes equipamentos (CL2100 e CL600), observa-se que a dose periférica varia com a energia e que são incompatíveis nas regiões mais distantes do isocentro (mama, abdome e gônadas).

Além disso, observou-se também na Tabela 1 que, quanto mais distante do isocentro menor foi a dose periférica. Comparando os valores de dose absorvida na região do cristalino com a dose absorvida na região gonadal, essas são no máximo 4% da dose recebida nas regiões próximas do isocentro no caso do feixe de 15 MV.

Embora não haja grande variação na dose de radiação de fuga entre marcas diferentes de aceleradores, algumas apresentam maior dose de dispersão de colimador do que outras. Porém, com os valores dentro dos limites regulamentares, conforme TG 36 [15].

Os valores obtidos neste trabalho estão em concordância com o estudo de *Van der Giessen et al*, em que foram realizadas as medições de dose periférica no paciente durante situação real de tratamento, através de TLD em região de períneo. Em todas as medidas juntas, os valores calculados excederam as doses periféricas medidas em cerca de 9%, com um desvio padrão de 35%. A correlação variou entre subgrupos específicos, mas a diferença entre a medição e o cálculo não excedeu 50% [21].

Como a dose fora do campo para regiões não segmentadas do corpo de um paciente é o resultado de uma combinação de radiação de fuga e dispersão, é provável que modelos diferentes de aceleradores lineares (com diferentes designs de blindagem) gerem diferentes doses fora do campo [22]. Sendo assim, equipamentos de alta energia podem apresentar dose periférica maior quando comparado com equipamentos de menor energia, pois aceleradores lineares com emissão de fótons acima de 6 MV possuem o tubo acelerador na posição horizontal, devido ao seu maior comprimento e *bending magnet*, enquanto aceleradores de 4 MV e alguns modelos de 6 MV possuem o tubo acelerador na posição vertical por possuírem um comprimento menor, e devido sua posição na vertical já estar direcionada para a saída do feixe, não há o *bending magnet*.

No caso dos aceleradores lineares, por exemplo, dados mostram que, mesmo quando operados no mesmo modo de energia (6 MV), há uma diferença significativa entre as doses fora do campo do acelerador linear (multimodo) 2100 e o acelerador linear (monomodo) 600C. A dose do acelerador linear 2100 é até 250% maior para regiões fora do campo do que a do acelerador linear 600C. Esta discrepância é provavelmente devido ao maior tubo acelerador horizontal do acelerador linear 2100 e à presença de um *bending magnet* (este último agindo como uma fonte adicional de *bremsstrahlung*). O acelerador linear 600C possui um tubo acelerador vertical direcionado para o isocentro e sem *bending magnet* [22].

Neste estudo os valores de dose periférica para os dois modelos de aceleradores (Tabela 1) são relativamente próximos nas regiões próximas do isocentro (cristalino direito e esquerdo), apresentando valores de medidas semelhantes, sendo 2% da dose no isocentro.

Quando comparamos os valores de dose periférica de feixes iguais (6 MV) provenientes de equipamentos diferentes (CL2100 e CL600), observa-se que os valores de dose relativa à dose total no isocentro foram semelhantes na maioria das regiões, apresentando valores de medidas iguais tanto no cristalino direito como no esquerdo, sendo de 2% da dose no isocentro, igual na mama, sendo 0,03% da dose no isocentro, e igual nas gônadas, sendo 0,01% da dose no isocentro, no caso da tireoide os valores de medida foram maiores no CL600, sendo 0,4% da dose no isocentro, e 0,3% da dose no isocentro no CL2100. No abdome os valores de medida foram maiores no CL2100, sendo 0,02% da dose no isocentro, e 0,006% da dose no isocentro no CL600.

Comparando os valores de dose periférica de feixes diferentes (6 e 15 MV) provenientes do mesmo equipamento (CL2100), observa-se que todos os valores de dose relativa à dose total no isocentro foram maiores ou iguais nos feixes de 15 MV, apresentando valores de medidas iguais tanto no cristalino direito como no esquerdo, sendo de 2% da dose no isocentro, e maior para a tireoide, com 0,04% da dose no isocentro, e 0,3 no feixe de 6MV, maior para a mama, com 0,1% da dose no isocentro, e 0,03% no feixe de 6MV, maior para o abdome, com 0,1% da dose no isocentro, e 0,02% no feixe de 6MV e maior para as gônadas, com 0,1% da dose no isocentro, e 0,01% no feixe de 6MV.

A maioria dos valores medidos foram maiores no CL2100 (para feixes de 15 MV) e estão em concordância com demais trabalhos que realizaram medidas de dose periférica em condições semelhantes às que foram usadas neste trabalho [16; 18 -21].

Em comparação com o trabalho dos autores *Taylor e Kron* [22], no qual foram observadas diferenças da dose espalhada em feixes de 6MV entre dois equipamentos (Varian 2100 e Varian 600) de até 250%, neste trabalho a maior diferença da dose espalhada para a mesma energia foi na região do abdome (aproximadamente 3 vezes maiores no equipamento CL2100 para fótons de 6 MV). Os aceleradores utilizados neste trabalho possuem configurações semelhantes aos equipamentos descritos por esses autores, pois o CL2100 tem o tubo acelerador na horizontal com *bending magnet* e o CL600 tem o tubo acelerador na vertical e sem *bending magnet*, e por isso os resultados deveriam ser semelhantes, porém os autores não descrevem as condições específicas que foram usadas durante as medições.

6 CONCLUSÃO

Embora os equipamentos e cuidados durante o planejamento busquem minimizar as doses fora da região de tratamento, observamos experimentalmente que mesmo utilizando tamanho de campo relativamente pequeno e uma mesma dose, são observadas diferenças nas doses periféricas quando considerados fótons de mesma energia provenientes de equipamentos aceleradores diferentes e fótons com energias distintas provenientes do mesmo equipamento acelerador linear.

Os valores encontrados neste trabalho apresentaram valores compatíveis entre os dois equipamentos para energias de 6 MV e de acordo com a TG 36. Quando comparado os valores obtidos entre as duas energias diferentes no mesmo equipamento, os maiores valores de dose periférica foram para a maior energia, e está em concordância com demais estudos já publicados.

Sabe-se que, em qualquer tratamento radioterápico, tecidos sadios adjacentes ao tumor recebam dose, mesmo com todo planejamento e precisão aplicada no planejamento radioterápico. Sendo assim, essas doses podem resultar em danos tardios influenciando a qualidade de vida do paciente. Por isso o conhecimento e estudos de dosimetria periférica são importantes na quantificação da dose absorvida fora do campo de radiação terapêutico.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Ficam como sugestões para trabalhos futuros:

- realizar as mesmas medições de dose periférica em outras condições experimentais encontradas na rotina dos serviços de radioterapia como diferentes tamanhos de campo, aceleradores lineares de 6 e 15 MV de outras marcas, com diversas angulações do *gantry* e do colimador e com tratamentos em diferentes isocentros;
- aplicar teste de hipótese para comparar os valores de dose periférica em tratamentos radioterápicos encontrados em diversos trabalhos já publicados.

REFERÊNCIAS

[1] PODGORSK, E. B., KAINZ K. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA). Vienna, 2005

[2] INCA - Instituto Nacional do Câncer José de Alencar. Disponível em <https://www.inca.gov.br>. Acesso em fevereiro de 2020.

[3] Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams, AAPM Report NO. 50 (1995).

[4] B.A. Fraass and J. Van de Geijn, Peripheral dose from megavolt beams, Med. Phys. 10, 809-818 (1983).

[5] Mutic S and Klein EE. A reduction in the AAPM TG-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation. American Association of Physicists in Medicine Task Group 36. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1999; 44(4):947–53.

[6] SCAFF, L. A. M. Física da Radioterapia. São Paulo: Sarvier, 1997. 351p.

[7] OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Física das radiações. São Paulo: Oficina de Textos, 2010

[8] PEREZ, C. A., BRANDY, L. W., HALPERIN E. C. Principles and Practice of Radiation Oncology. Philadelphia, 2018.

[9] CNEN NN-6.10 – Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia – (atualizada). Rio de Janeiro 2017.

[10] MCKEEVER, S. W. S.; MOSCOVITCH, M.; TOWNSEND, P. D. Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses. [S.l.]: NuclearTechnology Publishers, 1995.

[11] Kron, T. Applications of thermoluminescence dosimetry in medicine. *Radiat. Prot. Dosimetry*, v. 85, n. 1-4, p. 333-340, 1999.

[12] BETTA, E. FARISELLI, L. BERGANTIN, A. LOCATELLI, F. VECCHIO, A.D BROGGI, S. FUMAGALLI, M.L. Evaluation of the peripheral dose in stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatments. *Medical Physics*, V 37, n 7, Pg 3587 - 3594. 2010.

[13] Kase K, Svensson G, Wolbarst A, Marks M. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1983;9:1173–83.

[14] Francois P, Beurtheret C, Dutreix A. Calculation of the dose delivered to organs outside the radiation beams. *Med Phys*. 1988;15:879–83.

[15] Stovall M. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group Report 36: Fetal dose from radiotherapy with photon beams. *Med Phys*. 1995;22:63–82.

[16] Van der Giessen P. Collimator-related radiation dose for different cobalt machines and linear accelerators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1996;35:399–405.

[17] Van der Giessen P. PhD Thesis Dose outside the irradiated volume in radiotherapy. Gottingen Tilberg: The Netherlands; 1997a.

[18] Van der Giessen P, Hurkmans C. Calculation and measurement of the dose to points outside the primary beam for Co-60 gamma radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1993;27:717–24.

[19] Van der Giessen P. Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10 and 23 MeV. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1994;30:1239–46.

[20] Van der Giessen P. Measurement of the peripheral dose for the tangential breast treatment technique with Co-60 gamma radiation and high energy X-rays. *Radiother Oncol.* 1997b;42:265–70.

[21] Van der Giessen P, Bierhuizen W. Comparison of measured and calculated peripheral doses in patients undergoing radiation therapy. *Radiother Oncol.* 1997;42:257–64.

[22] Consideration of the radiation dose delivered away from the treatment field to patients in radiotherapy. Michael L. Taylor^{1,2} and Tomas Kron^{1,2}

[23] VIGNA FILHO, ELGENIO DEL. FALCÃO, ROSSANA C.. *Blindagem em Radioterapia: Técnica e Normas.* Rio de Janeiro: Inca, 2000.