CRISTIANA PLETSCH

AVALIAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DISTANTES DO VOLUME ALVO PARA DIFERENTES TRATAMENTOS DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Física Médica.

Orientador:
Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro – Brasil
2013

Cristiana Pletsch
Avaliação da dose absorvida em órgãos distantes do volume alvo para diferentes tratamentos de câncer de cabeça e pescoço / Cristiana Pletsch – Rio de Janeiro: IRD, 2013.
xiv, 88 f. 29,7cm: il., graf., tab.

Orientador: Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Dissertação (mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. (64-65)

1. Radioterapia; 2. Câncer de cabeça e pescoço; 3. Dose absorvida em órgãos distantes; 4. IMRT
I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria . II. Título.

CRISTIANA PLETSCH

AVALIAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA EM ÓRGÃOS DISTANTES DO VOLUME ALVO PARA DIFERENTES TRATAMENTOS DE CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Rio de Janeiro, 28 de fevereiro de 2013.

_____

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa – IRD/CNEN

_____

Dr. Alessandro Facure – CGMI/CNEN

_____

Dr. Eduardo de Paiva – IRD/CNEN

_____

Dra. Luciana Tourinho Campos – LCR/UERJ

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por ter colocado no meu caminho pessoas maravilhosas sempre dispostas a ajudar.

À minha família, ao meu pai Jaime, a minha mãe Eliane e ao meu irmão Edson, pelo apoio, compreensão e incentivo em todos os momentos da minha vida.

Ao meu namorado e amigo João Guilherme, por todo carinho, companheirismo e força.

Ao meu orientador, o professor Luiz Rosa, por todo o apoio, disponibilidade, atenção e pelas preciosas correções.

Ao Delano, por toda atenção dedicada a mim.

Aos meus amigos de mestrado, pela atenção, carinho e total disponibilidade em ajudar.

Ao INCA, por disponibilizar suas dependências e pessoal para realização deste trabalho.

À CAPEs pela ajuda financeira, sem a qual não conseguiria terminar esse trabalho.

RESUMO

Muitos dos avanços em radioterapia são resultado de inovações em tecnologia e engenharia, bem como da revolução da informática aplicada ao planejamento do tratamento de pacientes. A radioterapia com modulação da intensidade (IMRT) é uma sofisticada técnica de tratamento que permite que a dose prescrita pelo radioterapeuta seja concentrada no volume do tumor, poupando os tecidos sadios que o circundam. No entanto, a desvantagem da técnica é o seu possível potencial de indução de cânceres secundários em órgãos distantes do volume alvo devido à radiação espalhada e de fuga, que geram doses maiores nesses órgãos distantes quando comparadas àquelas medidas nos tratamentos convencionais. Isso se deve a um maior uso de unidades de monitor e a uma maior quantidade de campos de tratamento. .Neste trabalho foram avaliadas as doses absorvidas em órgãos distantes da região de cabeça e pescoço, comparando tratamentos convencionais e tratamentos utilizando a técnica IMRT. A avaliação foi feita a partir da medição da dose em órgãos de importância radiológica distantes da região de tratamento. Todas as medidas foram executadas em um simulador antropomórfico RANDO Alderson que possui componentes internas equivalentes ao músculo, ossos e pulmões e é fatiado para a colocação de detectores termoluminescentes em orifícios apropriados existentes nas fatias. Este simulador, preenchido com dosímetros termoluminescentes TLD-100 foi submetido a um tratamento de cabeça e pescoço com irradiador de cobalto 60, um tratamento convencional com feixe de 6 MV e dois tratamentos de complexidades diferentes utilizando IMRT, também com feixe de 6MV. Os resultados obtidos mostram que as técnicas de IMRT geram doses maiores nos órgãos distantes, quando comparadas àquelas geradas no tratamento convencional com feixe de 6 MV. Contudo, essas doses não são muito diferentes daquelas medidas quando do tratamento utilizando o irradiador de ^{60}Co.

ABSTRACT

Many advances in radiotherapy are the result of innovations in technology and engineering as well as the informatics revolution applied to the treatment planning of patients. The intensity modulated radiation therapy (IMRT) is a sophisticated treatment technique that allows the concentration of the dose prescribed by radiotherapist in tumor volume, while sparing healthy tissues that surround it. However, the disadvantage of the technique is a potential induction of secondary cancers in distant organs related to the target volume due to leakage and scattered radiation, which generate these higher doses to the distant organs when compared to those measured in conventional treatments. These higher doses are is due to the greater use of monitor units and a larger amount of treatment fields. In this study the absorbed dose values in distant organs from the head and neck region were assessed, comparing conventional treatments and treatments using the IMRT techniques. The evaluation was made considering the assessment of dose in radiological significant organs distant from the treatment area. All measurements were performed using the RANDO Alderson anthropomorphic phantom that has internal components equivalent to muscle, bones and lungs and is sliced for placing thermoluminescent detectors in appropriate holes existing in the slices. This phantom, filled with TLD-100 dosimeters, was submitted to a head and neck treatment with a cobalt-60 irradiator and a Trilogy linear accelarator. Three treatments were carried out with the accelarator, namely a conventional one and two treatments of IMRT with different complexities, all treatments using the 6MV beam. The results show that IMRT techniques generate large doses in distant organs when compared to those generated due to the conventional 6 MV beam treatment. However, these doses are not very different from those measured in the case of ^{60}Co treatment

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: (A) Curva de isodose de um feixe de raios X de alta energia sem filtro achatador. (B) Modificação pelo filtro achatador na isodose de um feixe de alta energia. 8

Figura 2: Esquematização dos componentes de um acelerador linear. 9

Figura 3: Colimador de múltiplas lâminas. 11

Figura 4: (A) Tratamento convencional conformacional e (B) Tratamento com o uso de intensidade modulada. 12

Figura 5: Esquema do processo de emissão termoluminescente. 16

Figura 6: Curva de emissão TL do TiF:Mg,Ti após exposição a radiação ionizante. A presença de picos de baixa temperatura mostra que o material não passou por processo de tratamento térmico. Picos a temperaturas maiores não podem ser observados, pois são pouco intensos. O pico TL1 não é observado devido seu rápido desvanescimento [20]. 18

Figura 7: Diagrama esquemático de um leitor TL. 20

Figura 8: Tipos de dosímetros TL. 22

Figura 9: Esquema da câmara dedal. 23

Figura 10: Ilustração do TLD-100 no formato de *micro-rod.* 25

Figura 11: Forno PTW modelo TLDO. 25

Figura 12: Leitora de TLD *Harshaw 3500*. 26

Figura 13: Câmara de ionização PTW TN30013 número de série 04701. 27

Figura 14: Irradiador de ^{60}Co Theratron THX 780. 27

Figura 15: Acelerador linear de elétrons *Trilogy.* 28

Figura 16: Irradiador de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD. 29

Figura 17: Simulador de água sólida *Standard Imaging*. 30

Figura 18: Fantoma Alderson masculino e feminino. 30

Figura 19: Ilustração das fatias componentes do fantoma Alderson. 31

Figura 20: Ilustração do posicionamento dos TLD´s para a irradiação. 33

Figura 21: Ilustração do arranjo experimental para a irradiação dos TLD's. 33

Figura 22: Arranjo experimental para a determinação da reta de calibração dos detectores termoluminescentes. 37

Figura 23: Estrutura acrílica para acondicionar os dosímetros TL. 38

Figura 24: Estrutura de água sólida com capacidade para três tubos de acrílico preenchidos com seis dosímetros TL cada. 39

Figura 25: Irradiação dos dosímetros TL para calibração no irradiador de ^{60}Co Theratron THX 780. 39

Figura 26: Ilustração do posicionamento dos dosímetros para irradiação com a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD. 40

Figura 27: Irradiação com a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD. 41

Figura 28: Reta de Calibração dos dosímetros termoluminescentes. 42

Figura 29: Irradiação para dependência energética no acelerador linear de elétrons Trilogy do INCA. 43

Figura 30: Irradiação para dependência energética no irradiador THX 780. 44

Figura 31: Tubo de acrílico para alojar os dosímetros TL. 45

Figura 32: Tubos de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. Tubo 1 referente a posição de pulmão esquerdo, Tubo 2 referente ao esôfago e, Tubo 3 referente ao pulmão direito. 45

Figura 33: Tubo de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. É mostrada a posição de medida da dose absorvida na medula óssea. 46

Figura 34: Tubos de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. Tubo 1 posicionado na região da gônada esquerda, Tubo 2 posicionado na região do útero e Tubo 3 posicionado na região da gônada direita. 46

Figura 35: Posicionamento do fantoma Alderson para as simulações dos tratamentos. 47

Figura 36: Posicionamento do fantoma Alderson para exposição no irradiador de 60Co Theratron 780. 48

Figura 37: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento no acelerador Trilogy. 50

Figura 38: Distribuição de dose planejada para o tratamento 3D 51

conformal aplicado ao fantoma Alderson.

Figura 39: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento utilizando a técnica 1 de IMRT. 52

Figura 40: Um dos 10 campos utilizados no tratamento segundo a técnica 1 de IMRT. 53

Figura 41: Distribuição total de doses resultante do planejamento do tratamento utilizando a técnica 1 de IMRT. 54

Figura 42: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento no acelerador linear Trilogy segundo a técnica 2 de IMRT. 55

Figura 43: Campo utilizado na técnica 2 de IMRT obtido com o uso do sistema de múltiplas lâminas. 56

Figura 44: Distribuição de doses planejada para o tratamento de cabeça e pescoço utilizando a técnica 2 de IMRT. 57

Figura 45: Gráfico de dose absorvida pela bexiga ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 63

Figura 46: Gráfico de dose absorvida pelo útero ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 63

Figura 47: Gráfico de dose absorvida pela gônada direita ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 64

Figura 48: Gráfico de dose absorvida pela gônada esquerda ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 64

Figura 49: Gráfico de dose absorvida pela medula óssea ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 65

Figura 50: Gráfico de dose absorvida pelo estômago ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 65

Figura 51: Gráfico de dose absorvida pelo fígado ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 66

Figura 52: Gráfico de dose absorvida pelo pulmão direito ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 66

Figura 53: Gráfico de dose absorvida pelo pulmão esquerdo ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 67

Figura 54: Gráfico de dose absorvida pelo esôfago ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 67

Figura 55: Gráfico de dose absorvida pela mama direita ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 68

Figura 56: Gráfico de dose absorvida pela mama esquerda ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação. 68

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Fator de qualidade para as radiações [15]. 14

Tabela 2: Valores de w_T para órgãos e tecidos [15]. 15

Tabela 3: Desvanescimento característicos de alguns materiais TL 19

Tabela 4: Tratamentos térmicos para TLD. 20

Tabela 5: Fatores de sensibilidade (F_S) dos dosímetros termoluminescentes. 35

Tabela 6: Relação dose e tempo de irradiação. 38

Tabela 7: Valores de irradiação para calibração. 40

Tabela 8: Valores de dose e tempo para irradiação utilizando a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD. 41

Tabela 9: Leituras da câmara de ionização na posição 2 do simulador de água sólida. 43

Tabela 10: Valores de tempo e leitura para cada grupo irradiado com ^{60}Co. 44

Tabela 11: Parâmetros de irradiação de cabeça e pescoço do fantoma Alderson no irradiador **THX.** 49

Tabela 12: Parâmetros de irradiação obtidos para o tratamento conformal 3D. 50

Tabela 13: Parâmetros de irradiação para a técnica 1 de IMRT 52

Tabela 14: Ângulo do gantry e número de unidades monitor utilizados para cada campo de radiação aplicado na técnica 2 de IMRT. 56

Tabela 15: Valores de dose medidos em órgãos distantes do volume alvo para quatro tipos de tratamentos de cabeça e pescoço. 59

Tabela 16: Valores de dose absorvidas em órgãos distantes ao volume de tratamento extrapolados para as trinta sessões que compõem um tratamento radioterápico completo. 62

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

IMRT – Radioterapia por intensidade modulada

HPV – Human Papillomaviruses

PTV – Planning Target Volume

CT – Computed tomografy

MRI – Magnetic Resonance Imaging

SPECT – Single-photon Emission Computed tomografy

PET – Positron Emission Tomografy

MLC – Multileaf Colimator

SMLC – Segmental Multileaf Colimator

DMLC – Dynamic Miltileaf Colimator

Rad – Radiation Absorved Dose

RBE – Relative Biological Effectiveness

LET – Linear Energy Transfer

TL – Termoluminescência

TLD – Dosímetro termoluminescente

INCA – Instituto Nacional do Câncer

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

IGRT – Image Guided Radiation Therapy

FC – Fator de Calibração

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO 1
2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS 4
2.1 – O câncer de cabeça e pescoço 4
2.2 – Estimativas para diferentes tumores de cabeça e pescoço 5
2.2.1 – Câncer de cavidade oral 5
2.2.2 – Câncer de laringe 5
2.2.3 – Câncer de esôfago 6
2.2.4 – Câncer de tireoide 7
2.3 – Acelerador linear clínico 7
2.4 – Radioterapia Conformacional 9
2.4.1 – Colimador de Múltiplas Lâminas 10
2.4.2 – Radioterapia por Intensidade Modulada 11
2.5 – Dose absorvida 13
2.6 – Dose equivalente 13
2.7 – Dosimetria termoluminescente 15
2.7.1 – Processo físico de termoluminescência 15
2.7.2 – Curva de emissão termoluminescente 17
2.7.3 – Desvanescimento 18
2.7.4 – Tratamento térmico 19
2.7.5 – Leitora de dosímetros 20
2.7.6 – Aplicações da termoluminescência em dosimetria 21
2.8 – Câmara de ionização 22
3 – MATERIAIS E MÉTODOS 24
3.1 – Materiais 24
3.1.1 – Dosímetros termoluminescentes 24
3.1.2 – Forno 25
3.1.3 – Leitora 26
3.1.4 – Câmara de ionização 26

3.1.5 – Irradiador de 60Co 27
3.1.6 – Acelerador linear 28
3.1.7 – Irradiador de 137Cs 29
3.1.8 – Placas de água sólida 29
3.1.9 – Fantoma Alderson 30
3.2 – Métodos 31
3.2.1 – Órgãos para simulação 31
3.2.2 – Procedimentos de caracterização dos dosímetros termoluminescentes 32
3.2.2.1 – Estudo da sensibilidade dos TLD´s 32
3.2.2.2 – Grupo de controle 36
3.2.2.3 – Determinação do mínimo detectável 36
3.2.2.4 – Calibração dos TLD´s 37
3.2.2.5 – Dependência energética 42
3.2.3 – Preparação do fantoma para irradiação 45
3.2.4 – Planejamento das irradiações 47
3.2.4.1 – Técnica 2D em irradiador Cobalto 60 48
3.2.4.2 – Técnica 3D em acelerador linear 49
3.2.4.3 – Técnica 1 de IMRT 51
3.2.4.4 – Técnica 2 de IMRT 54
4 –RESULTADOS E DISCUSSÕES 58
4.1 – Determinação de dose absorvida em órgãos distantes ao volume de tratamento irradiado. 58
4.1.1 – Análise de dose absorvida nos órgãos 59
4.1.1.1 – Bexiga e útero 59
4.1.1.2 – Gônadas direita e esquerda 60
4.1.1.3 – Medula óssea 60
4.1.1.4 – Estômago, fígado e esôfago 60
4.1.1.5 – Pulmão direito e esquerdo 61
4.1.1.6 – Mama direita e esquerda 61
4.1.2 – Considerações gerais 69
5 – CONCLUSÃO 71
5.1 – Sugestões para trabalhos futuros 72
6- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 73

1 – INTRODUÇÃO

Tratamentos radioterápicos tiveram inicio logo em seguida a descoberta de radiações ionizantes. Roentgen, em 1895 enquanto fazia experiências com raios catódicos, observou uma luz vinda de um objeto a aproximadamente um metro de distância de seu experimento. Ele supôs que este brilho era causado por um novo tipo de radiação desconhecida oriunda do tubo de raios catódicos e, assim, batizou-a de radiação X ou raios-X. Estes raios podiam produzir fluorescência e enegrecer chapas fotográficas [1].

No ano seguinte Henri Becquerel descobriu a radioatividade natural observando o enegrecimento de uma chapa fotográfica por ação dos raios emitidos espontaneamente e continuamente pelo urânio [2].

O descobrimento dos elementos rádio e polônio por Marie e Pierre Curie foram à chave para os estudos dos efeitos biológicos da radiação ionizante. Pierre Curie aplicou rádio em seu próprio braço e descreveu com detalhes as variadas fases dos efeitos epidérmicos. A partir daí, deu-se início aos tratamentos de tumores malignos em diversos pacientes utilizando a radiação ionizante e, como consequência, era essencial que fosse possível definir e quantificar as doses entregues aos pacientes, para que esses tratamentos lhes causassem menores danos possíveis [1,2,3].

Químicos, médicos e físicos começaram a trabalhar juntos dando importância a parâmetros como características da fonte, distância entre fonte e superfície de irradiação, filtragem adequada, que pudesse aperfeiçoar o tratamento.

Inicialmente, as terapias eram primitivas devido ao desconhecimento sobre a física das radiações e sobre seus efeitos biológicos. As energias das radiações faziam com que estas apresentassem um baixo poder de penetração, uma vez que estavam limitadas à baixa kilovoltagem (200-250 kVp). Em 1937 foi utilizado pela primeira vez um equipamento de radioterapia de megavoltagem, operando com aproximadamente 1MV. Esta experiência mostrou grandes vantagens quando comparada com técnicas já utilizadas. As altas energias proporcionam uma melhor entrega de dose na profundidade [1].

Neste mesmo período, pesquisadores apresentaram diferentes métodos de aceleração de partículas para uso médico, como por exemplo, betatrons e aceleradores lineares. Irradiadores com fontes de cobalto 60 (^{60}Co) tornaram-se a opção de tratamento mais comum para terapia de feixe externo [3].

A partir de 1960 houve um grande avanço na eletrônica e na computação, o que possibilitou melhores diagnósticos e tratamentos dos pacientes com câncer, permitindo uma melhor visualização dos tumores e tecidos sadios, o que facilitou os cálculos de doses, bem como a sua entrega mais precisa aos pacientes. O projeto e a versatilidade das máquinas, simuladores, sistemas de planejamento e instrumentos capazes de mapear a distribuição das isodoses, concentrar a dose nos tumores e minimizar os efeitos da radiação nos tecidos sadios que o circundam, possibilitam um tratamento cada vez mais preciso e eficaz [3].

A radioterapia que utiliza a modulação da intensidade do feixe de tratamento permite ao médico radioterapeuta prescrever um tratamento com maior precisão, ou seja, que a dose esteja concentrada no volume de interesse, poupando assim os tecidos sadios. Esta técnica constituiu em um grande avanço no que diz respeito aos tratamentos que utilizam radiação ionizante, especialmente em casos de crianças, onde poupar tecidos sadios para evitar um subsequente detrimento é de importância crucial.

Contudo, a técnica de IMRT (***Intensity modulated radiation therapy***), traz como desvantagem o aumento da probabilidade de desenvolvimento de tumores secundários em órgãos distantes do volume alvo induzidos pela radiação espalhada e por aquela de fuga do cabeçote do irradiador terapêutico. A técnica de intensidade modulada requer um aumento do número de unidades monitor para entregar um determinado valor de dose quando comparada à técnica conformacional tradicional [4,5,6].

O objetivo do presente trabalho é avaliar o aumento de dose em órgãos distantes da região de tratamento escolhida, que é a região da cabeça e pescoço, considerando diferentes opções de tratamento teleradioterapêutico, ou seja, desde o tratamento mais simples, fazendo uso do irradiador de ^{60}Co, até outros dois com diferentes graus de maior complexidade, utilizando a técnica de IMRT.

Para isto, será utilizado um conjunto de 100 dosímetros termoluminescentes, conhecidos comercialmente por TLD-100, capazes de absorver fótons de radiação X e

gama que serão avaliados quanto as suas características como, sensibilidade, reprodutibilidade e dependência energética.

2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – O câncer de cabeça e pescoço

Câncer é uma doença na qual as células apresentam um crescimento desordenado e invadem tecidos e órgãos, podendo se espalhar para outras regiões do corpo, originando as chamadas metástases. As causas dessas doenças são variadas e depende de fatores internos e externos ao organismo. As causas externas estão relacionadas ao ambiente e hábitos pessoais e os agentes internos normalmente se relacionam a uma pré-determinação genética.

Em media 80% a 90% das doenças cancerígenas estão associadas a fatores ambientais, como o cigarro, que pode causar câncer de pulmão, a exposição excessiva ao sol, que pode originar um câncer de pele além de alguns vírus podem ser responsáveis por determinados cânceres [7].

Para o combate ao câncer, tradicionalmente, são utilizadas a cirurgia, a radioterapia e a quimioterapia como armas terapêuticas. A combinação de mais de um tipo de tratamento depende de vários fatores. Este deve ser individualizado, levando em consideração o estágio, localização anatômica, tamanho do tumor, a histologia e dados específicos do paciente como idade e condições gerais.

Considerando-se o câncer de cabeça e pescoço, as regiões normalmente afetadas, tanto no caso de tumores malignos quanto de benignos, são os tecidos da região da face, os seios paranasais, a boca, a faringe, a laringe, a tireoide, as glândulas salivares e os tecidos moles do pescoço. Tumores podem ser originados de qualquer estrutura desta região incluindo ossos, cartilagens, nervos, músculos, glândulas, pele, mucosa, vasos sanguíneos e linfáticos [7].

Os carcinomas da mucosa são os mais comuns na região de cabeça e pescoço sendo os principais alvos de estudos e estatísticas. Hoje, é a quinta neoplasia maligna mais comum no mundo, com uma incidência anual de aproximadamente 780 mil casos [7].

O número de casos novos de câncer da cavidade oral, da faringe e da laringe, no mundo, por ano, é de cerca de 6% de todos os casos de todas as localizações e a mortalidade é cerca de 5% [7].

2.2 – Estimativas para diferentes tumores de cabeça e pescoço.

2.2.1- Câncer de cavidade oral

No Brasil, para o ano de 2012, estimaram-se 9.990 casos novos em homens sendo a região nordeste com o maior numero de incidências, e 4.180 em mulheres, onde se apresenta em oitava colocação em incidências no nordeste [8].

As mais recentes estimativas mundiais apontam 264 mil casos novos, apresentando-se principalmente na Melanésia, centro-sul asiático, Europa Oriental e Central, África e América Central [8].

As taxas de mortalidade por câncer da cavidade oral apresentam um declínio na população masculina na maioria dos países, já para as mulheres, não existem ainda dados concretos sobre a sua evolução. Os principais fatores de risco são o tabagismo, o etilismo e a infecção pelo HPV. Estudos apontam que o ato de beber e fumar estabelece um sinergismo, aumentando 30 vezes o risco para desenvolvimento desse tipo de doença [8].

2.2.2 – Câncer da laringe

Para 2012, esperavam-se 6.110 casos novos deste tipo de câncer no Brasil. As maiores taxas médias de incidências anuais, ajustadas por idade por 100 mil homens, estão em Porto Alegre (11,7), São Paulo (11,3) e Aracaju (10,7). Os maiores índices para mulheres estão em São Paulo (1,6), Cuiabá (1,6) e Goiânia (1,6) [9].

No mundo, é o segundo câncer no aparelho respiratório, sendo o mais comum entre os diversos tipos de cânceres da cabeça e pescoço, representando 2% do total de neoplasias malignas. A mais recente estimativa mundial apontou cerca de 129 mil casos novos desta neoplasia. A incidência é maior em homens com idade acima dos 40 anos. Observa-se, ainda, um declínio da mortalidade por câncer de laringe em vários países [8].

O tabaco é o principal agente de risco, sendo potencializado pelo uso do álcool. Outros fatores de risco incluem histórico familiar, má alimentação, situação socioeconômica desfavorável, inflamação crônica da laringe causada pelo refluxo gastresofágico, HPV e exposição a produtos químicos [8].

2.2.3- Câncer de esôfago

7.770 casos novos de câncer de esôfago em homens e 2.650 em mulheres são esperados no Brasil para o ano de 2012. Os maiores valores de taxas médias de incidências anuais, ajustadas por idade por 100 mil homens, foram encontrados em Porto Alegre, Jaú e Belo Horizonte com respectivamente 18,2, 17,3, 12,0. Em relação as mulheres, as maiores taxas observadas estão em Palmas com 6,1, Porto Alegre com 4,3 e Belo Horizonte com 3,2 [9].

O câncer de esôfago afeta mais de 450 mil pessoas no mundo a cada ano e configura-se a nona causa mais comum de câncer no mundo em ambos os sexos. É de três a quatro vezes maior a incidência em homens, sendo no Brasil o oitavo. As maiores taxas estão nas populações negras dos Estados Unidos, França, América do Sul, Ásia e África. É importante ressaltar que a taxa de mortalidade se aproxima muito da taxa de incidência devido à alta letalidade dessa neoplasia [8].

Entre os fatores de risco estão, história familiar e fatores extrínsecos como álcool, fumo, infecções orais por fungos, agentes infecciosos, deficiência de riboflavina e vitamina A, contaminação de produtos alimentícios por microtoxina, fumonisina e ingestão excessiva em temperatura elevada de erva-mate muito comum no sul do Brasil, Argentina e Uruguai [8].

2.2.4- Câncer de tireóide

No Brasil, em 2012, estima-se 10.590 casos novos em câncer de tireóide. As maiores taxas médias de incidências anuais ajustadas por idade por 100 mil homens foram encontradas em São Paulo (4,2), Aracaju (3,3) e Natal (3,0). Com relação às mulheres as maiores taxas estão em São Paulo (18,0), Natal (16,2) e Aracaju (15,7) [9].

Câncer de tireóide é considerado um dos mais raros em incidências no mundo, entre as mulheres representa uma taxa de 2% a 5% e nos homens menos de 2%. América Central, Japão e Ilhas do Pacifico são regiões onde este tipo de doença possui uma probabilidade maior de se desenvolver. A taxa de incidência vem apresentando um lento aumento, contudo, a taxa de mortalidade vem diminuindo, provavelmente pela melhoria nos tratamentos propostos [8].

Dentre os fatores de risco, além das causas genéticas, fatores ambientais e dieta, a radiação ionizante é um agravante neste tipo de doença, seja ele por meio de exposição em tratamentos e diagnóstico ou de origem ambiental [8].

2.3 – Acelerador linear clínico

Em equipamentos de quilovoltagem, os elétrons são acelerados por uma diferença de potencial aplicada entre o filamento e o alvo. Contudo, há um limitante de energia devido a problemas com isolamento e geração de alta voltagem. Para a produção de raios-X de energias mais altas é necessário utilizar uma técnica diferente de aceleração de partículas, que não necessite de uma diferença de potencial entre os eletrodos [10].

Em equipamentos de megavoltagem, os elétrons são produzidos ao aquecer o filamento de tungstênio localizado dentro do catodo (a quantidade de elétrons produzidos depende diretamente da temperatura do filamento) e ejetados em direção ao alvo em um guia de ondas formado por uma série de células de cobre com um pequeno orifício centrado que possibilita direcionar o feixe. Dentro deste tubo, para garantir que não haja interferência de outras partículas, faz-se necessário criar vácuo.

Sincronizadamente, ondas de radiofrequência são impulsionadas para o mesmo guia pelo magnetron. As ondas de radiofrequência aceleram os elétrons a uma velocidade próxima a da luz [11].

Quando o feixe de elétrons deixa o guia de ondas alcança três pares de magnetos, que têm como objetivo posicionar o feixe para o choque com o alvo. Este processo também possibilita um foco com diâmetro de 1mm deste feixe. Ao atingir o alvo, o feixe de elétrons possui uma espessura aproximada de um alfinete, ou seja, é extremamente fino e os elétrons são convertidos em fótons que emergem em todas as direções [11].

Colimadores primários são utilizados para permitir a passagem somente de fótons direcionados para frente, formando assim um cone de radiação. Isso reduz a fuga e gera para o paciente uma dose menor de corpo inteiro. Nesta fase, os fótons não são distribuídos uniformemente no feixe e para atingir esse objetivo são introduzidos filtros chamados achatadores, que absorvem mais energia do centro do feixe do que das laterais, resultando em um feixe mais uniforme, figura 1 [11].

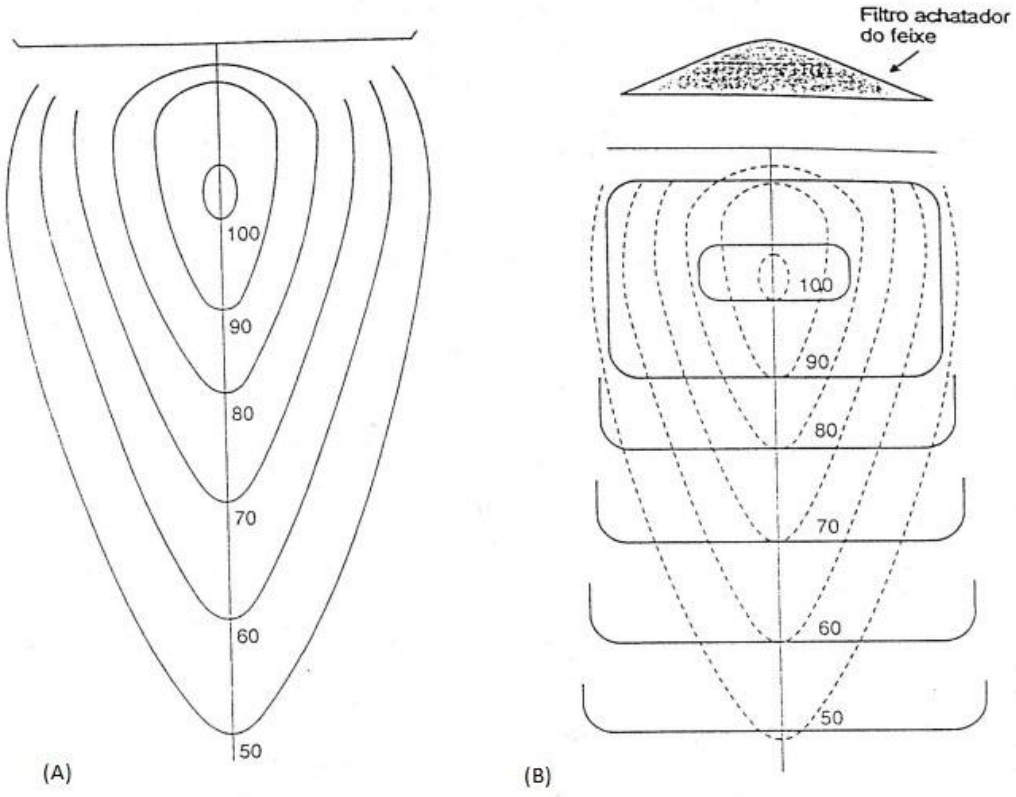

Figura 1: (A) Curva de isodose de um feixe de raios-X de alta energia sem filtro achatador. (B) Modificação pelo filtro achatador na isodose de um feixe de alta energia.

Normalmente, aceleradores não apresentam uma taxa de dose constante, devido a oscilações normais e intrínsecas do próprio sistema. Assim, são utilizadas duas câmaras de ionização independentes situadas logo abaixo do filtro achatador para garantir que a dose desejada seja entregue. A digitalização do valor da dose no painel de controle do acelerador linear é feita em termos de unidades de monitor fornecidas pelas câmaras de controle do equipamento. Essas câmaras, por sua vez, são calibradas em relação a um dosímetro clínico posicionado na distância fonte isocentro (SAD), na profundidade de dose máxima em água, para um campo de 10 cm x 10 cm. Na figura 2, temos uma ilustração esquemática dos componentes de um acelerador linear [10,11].

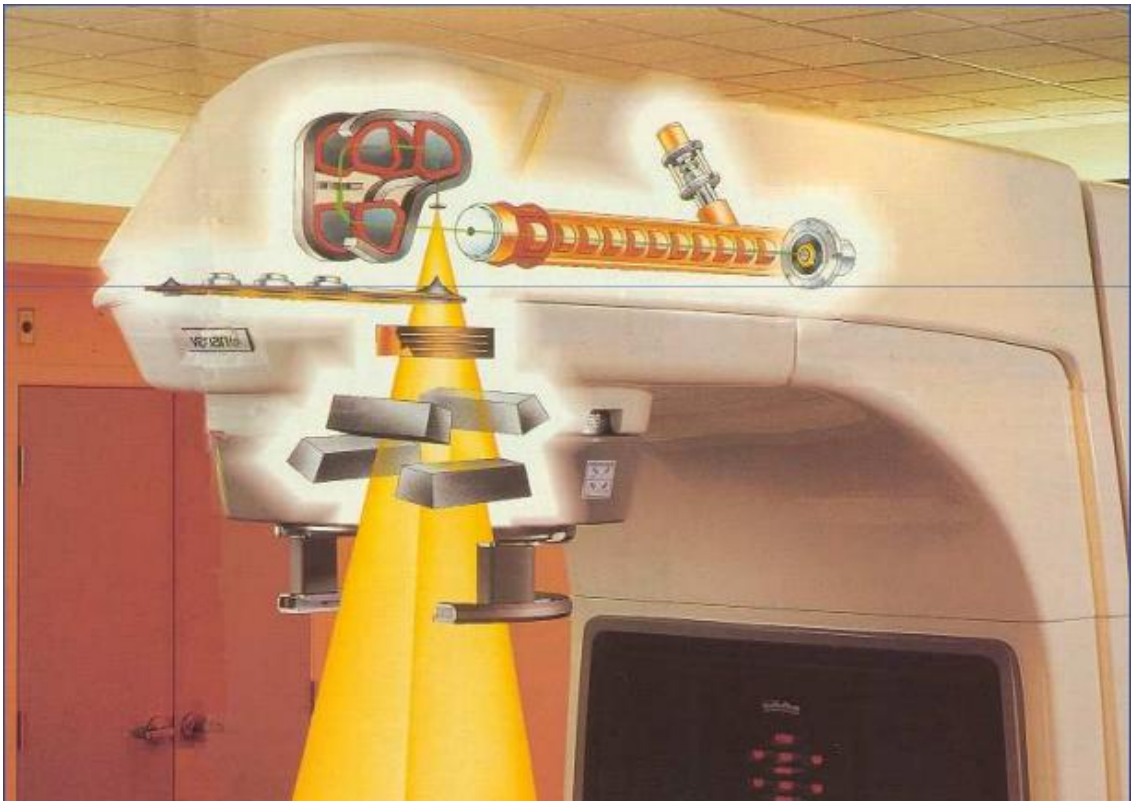

Figura 2: Esquematização dos componentes de um acelerador linear.

2.4 – Radioterapia Conformacional

Com objetivo de melhorar as técnicas tradicionais empregadas nos tratamentos de radioterapia, técnicas mais precisas de entrega de dose ao paciente vêm sendo desenvolvidas nos últimos anos. Essas privilegiam a precisão e exatidão, em termos de

valor e localização, na entrega de dose ao volume alvo, tumor, como também uma melhor proteção dos órgãos sadios adjacentes ao mesmo. A implementação de técnicas especializadas na entrega da dose e na localização dos alvos se expandem em diferentes procedimentos [11].

A radioterapia conformacional tem como objetivo entregar uma elevada dose de radiação no volume alvo (PTV) enquanto mantém, a um nível aceitável, as doses recebidas por tecidos sadios que circundam a região de tratamento. Para este tipo de tratamento é necessário o uso de ferramentas como a localização 3D, planejamento em 3D e técnicas de entrega de dose 3D. Para a localização do volume alvo são utilizadas imagens anatômicas e funcionais de equipamentos como tomografia computadorizada (CT), ressonância magnética (MRI), tomografia computadorizada por emissão de fótons (SPECT) ou pósitrons (PET) e ultrasom.

2.4.1- Colimador de Múltiplas Lâminas *(Multileaf Colimator (MLC))*.

A equipamentos modernos de radioterapia podem ser acoplados colimadores de múltiplas lâminas compostos de 20 a 60 pares de lâminas de tungstênio estreitas e muito próximas, capazes de projetar campo de 10 mm de aresta ou menores. É utilizado para gerar campos irregulares de menos de 10 cm^2 de área, como no caso de tratamentos de cabeça e pescoço até, campos de dimensões ainda menores como 3 cm^2, em casos de radiocirurgia [11].

Cada lâmina é controlada e monitorada computacionalmente, proporcionando uma eficiência de posicionamento melhor que 1 mm uma vez que o campo de irradiação, mesmo irregular, é adaptado segundo imagens. A figura 3 ilustra um colimador de múltiplas lâminas.

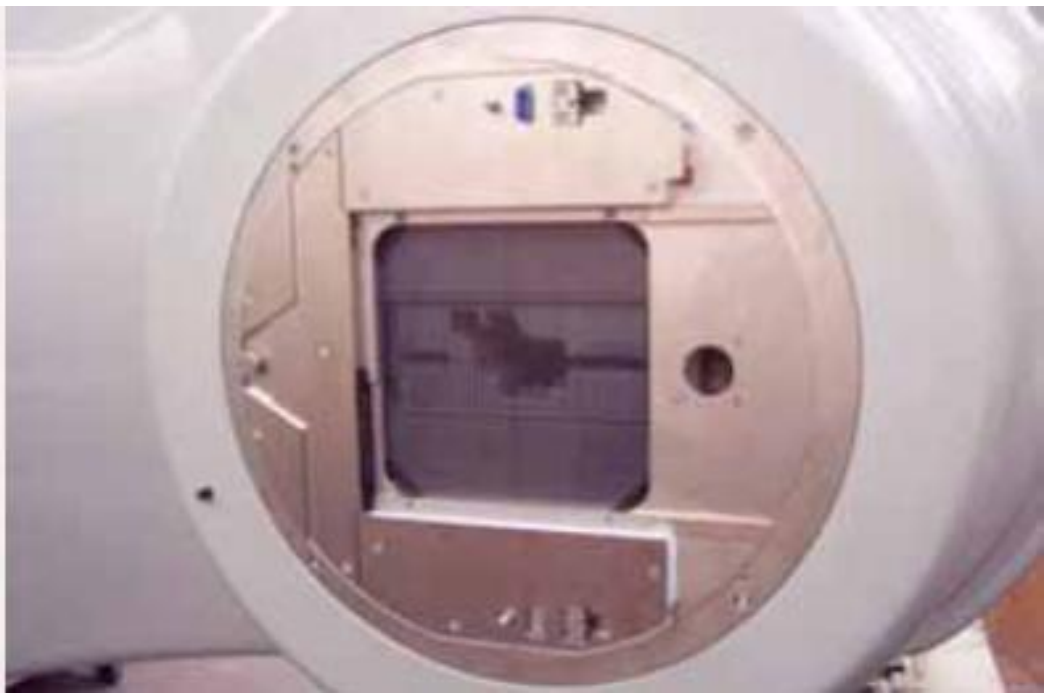

Figura 3: Colimador de múltiplas lâminas.

2.4.2. Radioterapia por intensidade modulada.

A radioterapia conformacional 2D possibilita tratamentos com campos irregulares mas que entregam radiação ionizante com intensidades uniformes. O advento de técnicas 3D com a utilização de MLC possibilita modular o feixe de radiação em intensidades diferentes (IMRT) tornando-se uma das técnicas mais avançadas de tratamento onconlógico, uma vez que aumenta a probabilidade de controle tumoral e diminui a morbidade do tratamento. Na figura 4, podemos observar a diferença de entrega de dose entre um tratamento convencional (A) e outro de IMRT (B).

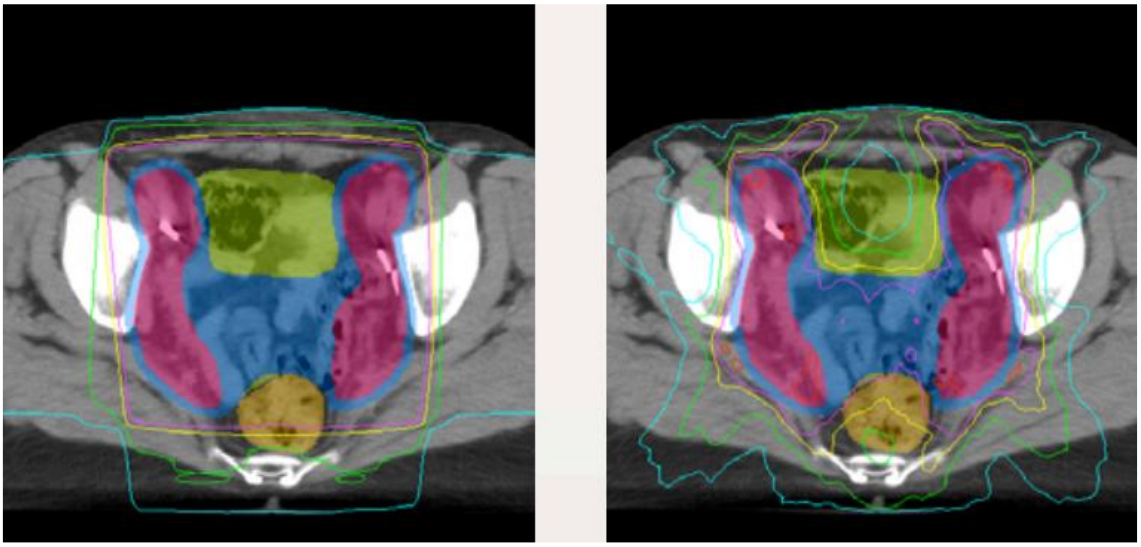

Figura 4: (A)Tratamento convencional conformacional e (B) Tratamento com o uso de intensidade modulada.

Contudo, ainda são encontradas algumas dificuldades em rotinas clínicas que utilizam o IMRT: a complexidade do equipamento e do processo de planejamento de tratamento inverso, bem como os processos da garantia da qualidade do cálculo de entrega de dose [12].

O planejamento de tratamento inverso apresenta algumas vantagens como a melhoria da homogeneidade da dose dentro do volume tumoral, item limitante para a entrega da radiação às estrutura próximas, a maior velocidade no planejamento de tratamentos complexos e a menor complexidade de realização quando se dispõe do programa de planejamento adequado [12].

As técnicas de IMRT vão desde um simples padrão de compensadores físicos até digitalizadores de feixes de fótons. Entre essas extremidades podemos dividir a técnica em duas categorias, uma utilizando múltiplos campos estáticos e uniformes gerados pelo MLC dinâmico para a entrega de dose. Os tratamentos utilizando IMRT podem ser realizados de três diferentes modos [13]:

- Modo segmentado (SMLC), também chamado de ***step and shoot***, onde os campos de intensidade modulada são entregues em uma seqüência de pequenos segmentos ou subcampos, cada subcampo com uma intensidade uniforme. Não há movimento do MLC enquanto o feixe de radiação está ligado.

- Modo dinâmico (DMLC) também conhecido como ***sliding Window***. A modulação do feixe é feita de forma dinâmica com o sistema MLC em movimento durante a irradiação do paciente, mas, com posicionamento de ***gantry*** fixo.

- Modo de intensidade modulada com terapia em arco. Uma técnica mais recente utilizando as mesmas características do DMLC, mas desta vez, o ***gantry*** gira ao redor do paciente ao mesmo tempo que as lâminas do MLC se movimentam.

2.5 – Dose absorvida

Devido às diferentes formas possíveis de interação da radiação com a matéria e considerando a natureza do material, a energia de interação pode não ser totalmente absorvida. Portanto, a dose absorvida é a grandeza física que relaciona a quantidade de energia depositada em um determinado volume de material [14].

A fim de evitar variações da quantidade de energia depositada, adota-se um ponto P de interesse. Sendo assim a dose absorvida é a razão entre energia média depositada pela radiação ionizante $d\mathcal{E}$ em um meio de massa dm, equação 1.

$$D = \frac{d\mathcal{E}}{dm} \ (\mathrm{J.kg^{-1}} \text{ ou Gy}) \tag{1}$$

Antigamente a unidade desta grandeza era o rad (***radiation absorved dose***), que representa a absorção de 100 erg de energia por grama do material absorvedor. Atualmente a unidade oficial é Gray (Gy) que se relaciona com o rad por (2):

$$100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy} \tag{2}$$

2.6 – Dose equivalente no tecido ou órgão H_T

Dose equivalente é definida como a equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico. Portanto, o produto de dose absorvida D pelo fator de ponderação das radiações $w_R$considerada, resulta na dose equivalente H, equação 3 [14].

$$H_T = D \times \mathrm{w_R} \quad (\mathrm{Jkg^{-1}} = \text{sievert}) \tag{3}$$

A tabela 1 mostra os valores médio de fator de ponderação w_R para cada tipo de radiação [15].

Tabela 1: Fator de qualidade para as radiações [15].

Tipo de radiação	w_R
Radiação γ e fótons de todas as energias	1
Elétrons e muons de todas as energias	1
Prótons e píons carregados	2
Partículas α, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Nêutrons	Função contínua da energia do nêutron (equação 4).

O valor de w_R para nêutrons é dado pela equação 4.

$$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}, & E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}, & 1 \text{ MeV} \leqslant E_n \leqslant 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}, & E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases} \quad (4)$$

Fator de qualidade é adimensional e está diretamente relacionado com valores de efetividade biológica relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinados efeitos biológicos. O Fator W_R é obtido em função da transferência linear de energia (LET) [14].

A dose equivalente no órgão ou tecido T é o produto da dose absorvida no tecido D_T pelo fator de qualidade W_R da radiação (equação 5).

$$H_T = D_T \times w_R \quad (5)$$

Dose efetiva E, é obtida pela relação (6)

$$E = \sum_T w_T \; H_T \quad (6)$$

Sendo w_T o fator de peso do tecido que é associado a radiossensibilidade do órgão a radiação e H_T a dose equivalente no órgão. A tabela 2 mostra os valores para w_T para cada órgão ou tecido [15].

Tabela 2: Valores de w_T para órgãos e tecidos [15].

Tecidos	w_T	Σw_T
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mamas e órgãos restantes*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, fígado. Esôfago e tireoide.	0,04	0,16
Superfície do osso, glândulas salivares, cérebro e pele.	0,01	0,04
Total		1,00
*órgãos Restantes		
Região extratorácica, glândula suprarrenal, vesícula biliar, coração, rins, nodos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino fino, baço, glândula vascular e útero.		

2.7 – Dosimetria termoluminescente

Os dosímetros termoluminescentes têm sido muito utilizados na área da medicina com objetivo não só de medir dose em pacientes em tratamentos ou diagnóstico, mas também em estudos de dosimetria de feixes de fótons e elétrons. Sua aplicação se estende para dosimetria ambiental e monitoração de dose em profissionais ocupacionalmente expostos [16].

2.7.1- Processo físico de termoluminescência

A termoluminescência é um fenômeno estimulado termicamente, dividido em dois estágios. Primeiramente o material é exposto à radiação, armazenando a sua energia, passando, o material, do equilíbrio termodinâmico para um estado metaestável. Na segunda etapa, o aquecimento deste material faz com que este sofra um relaxamento

e retorne ao seu estado de equilíbrio liberando energia em forma de luz também conhecida por luminescência [17].

Fenomenologicamente, a termoluminescência é explicada pelo modelo de bandas para níveis de energia dos elétrons nos sólidos. Inicialmente o material encontra-se em equilíbrio, ou seja, os níveis de energias menores que a energia de Fermi estão ocupados caracterizando a região de banda de valência, e todos os estados de energias maiores encontram-se vazios, sendo esta a região de banda de condução. Ambos os níveis são separados por uma faixa de estados energéticos não permitidos aos elétrons denominada banda proibida. A figura 5 ilustra o processo termoluminescente [18].

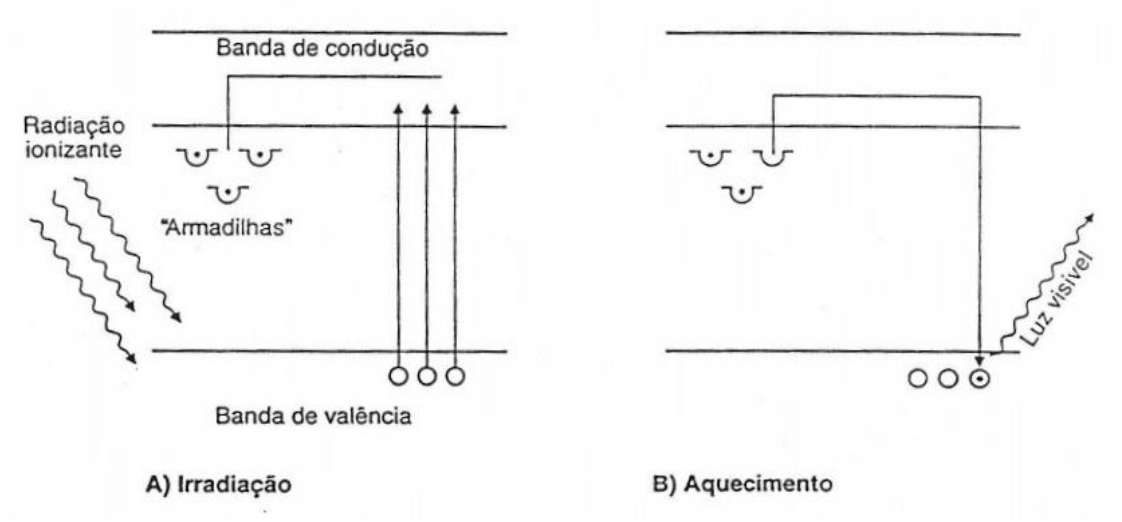

Figura 5: Esquema do processo de emissão termoluminescente.

Quando o material é excitado pela radiação ionizante, são produzidos pares de elétrons e buracos. Elétrons se alojam em banda de condução e os buracos na banda de valência. Os portadores de cargas vagam por estas bandas até se recombinarem ou serem aprisionados em imperfeições da rede cristalina denominadas armadilhas que estão localizadas na região proibida, originando assim estados metaestáveis.

Aquecendo o cristal, os portadores de carga recebem energia suficiente para deixar suas armadilhas. Esta movimentação de elétrons pode leva-los a voltar ao mesmo tipo de armadilha, a serem capturados em outro estado de energia, ou, ainda, a se recombinar com buracos em centro de recombinação. No processo de recombinação pode ocorrer emissão não radiativa ou emissão de fótons (emissão de luz TL).

A termoluminescência pode ser utilizada para fins dosimétricos, pois a intensidade de emissão luminosa é, diretamente proporcional à quantidade de energia absorvida. No entanto, esta só poderá ser utilizada desta maneira se o material passar por um processo de calibração [17].

2.7.2 – Curva de emissão termoluminescente

A intensidade de emissão termoluminescente (TL) é proporcional ao produto do número de elétrons armadilhados pela probabilidade de liberação desses elétrons, ou seja, aumentando a temperatura teremos uma probabilidade maior de liberação de elétrons armadilhados [18,19].

À medida que o número de elétrons diminui, a intensidade da luminescência cresce até atingir a temperatura do pico de emissão e depois diminui de forma gradativa até que não restem mais elétrons a serem liberados das armadilhas [18,19].

Uma curva de emissão TL é formada por um somatório de picos, associados ao tipo de armadilha e diferentes valores de energia. Como exemplo, mostrado na figura 6 a curva de emissão termoluminescentes do LiF:Mg,Ti, que possui cerca de 10 picos no intervalo de temperatura entre a temperatura ambiente e 400°C, sendo os picos dosimétricos o quarto e quinto [18,19].

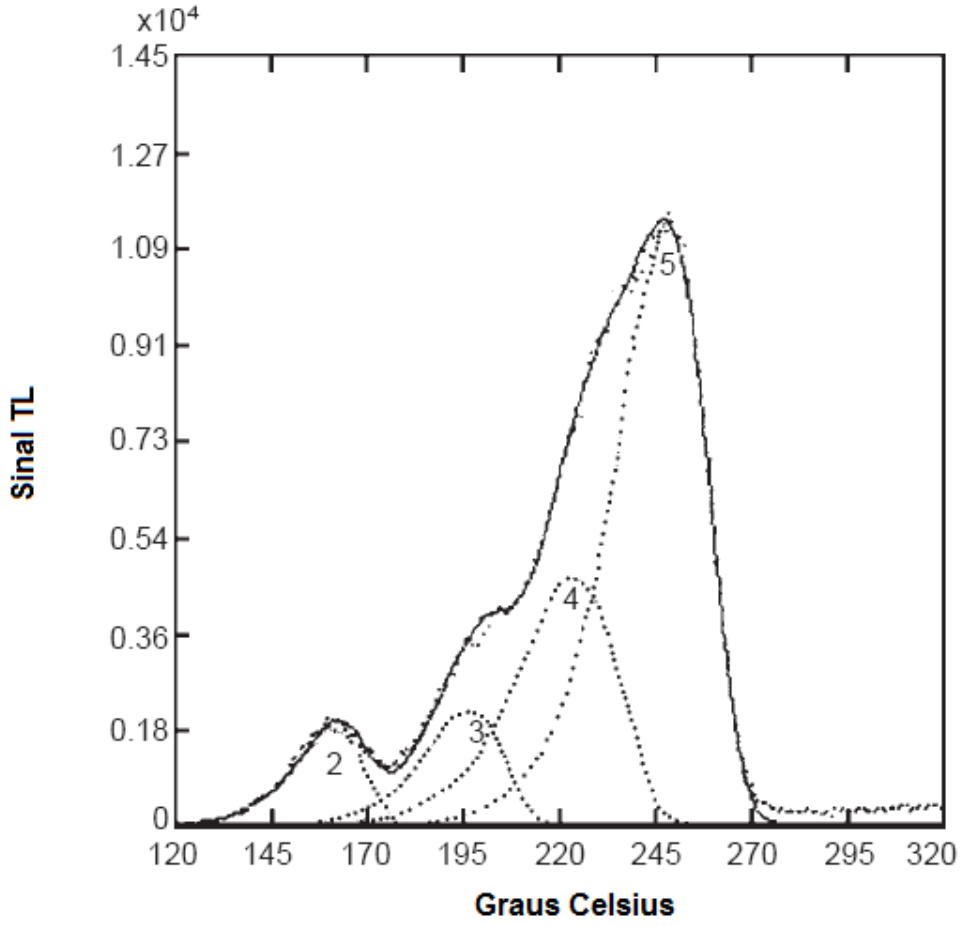

Figura 6 : Curva de emissão TL do TiF:Mg,Ti após exposição a radiação ionizante. A presença de picos de baixa temperatura mostra que o material não passou por processo de tratamento térmico. Picos a temperaturas maiores não podem ser observados, pois são pouco intensos. O pico TL1 não é observado devido seu rápido desvanescimento [20].

2.7.3 - Desvanescimento

Denomina-se desvanescimento a perda de resposta do TL com o tempo após a irradiação do material TL. O principal responsável por este efeito é a temperatura, contudo, a informação ainda pode ser afetada por outras condições ambientais, como a umidade e a exposição a luz. A tabela 3 apresenta dados de desvanescimento característicos de alguns materiais TL [17].

Tabela 3: Desvanescimento característicos de alguns materiais TL.

Material TL	*Desvanescimento térmico*
LiF:Mg,Ti	5% em 1 ano
Li2B4O7:Mn	10% em 2 meses
CaF2:Dy	13% em 1 mês
BeO	8% em 3 meses
CaSO4:Mn	50-85% em 3 dias

2.7.4 - Tratamento térmico

Tratamentos térmicos modificam a resposta TL dos materiais e, portanto, quando um dosímetro é reutilizado, é de grande importância o uso de procedimentos de tratamentos térmicos otimizados e reprodutivos. O tratamento térmico de um material termoluminescente é dividido em duas etapas distintas, um tratamento pré-irradiação e um segundo pós-irradiação.

O pré-tratamento térmico visa eliminar resposta residual remanescente de irradiação anterior do material TL utilizando altas temperaturas, por exemplo 400ºC. Para reduzir o desvanescimento da resposta do material TL, utiliza-se um tratamento térmico rápido, cerca de 10 ou 15 minutos, à temperatura, mais baixa, 100ºC, por exemplo.

Conhecido como tratamento térmico de estabilização, o tratamento pós-irradiação visa eliminar picos indesejáveis de emissão TL utilizando temperaturas próximas da ambiente, uma vez que os materiais termoluminescentes apresentam uma curva de vários picos onde muitos deles estão na região de baixas temperaturas [21].

A tabela 4 ilustra alguns tratamentos térmicos rotineiros para diferentes materiais TL.

Tabela 4: Tratamentos térmicos para TLD.

Material TL	Tratamento Térmico (Pré)	Tratamento Térmico (Pós)
LiF:Mg,Ti	400°C/1h+100°C/2h	100°C/10min
CaF_2:Dy	400°C/1h+100°C/2h	100°C/10min
$CaSO_4$Dy	300°C/3h	100°C/10min
CaF_2:Mn	400°C/1h	-
LiF:Mg,P,Cu	240°C/10min	-
$Li_2B_4O_7$:Mn	300°C/15min	100°C/10min

2.7.5 - Leitora de dosímetros

Equipamento constituído por dois módulos, um sistema aquecedor e outro de detecção de luz, como ilustrado na figura 7.

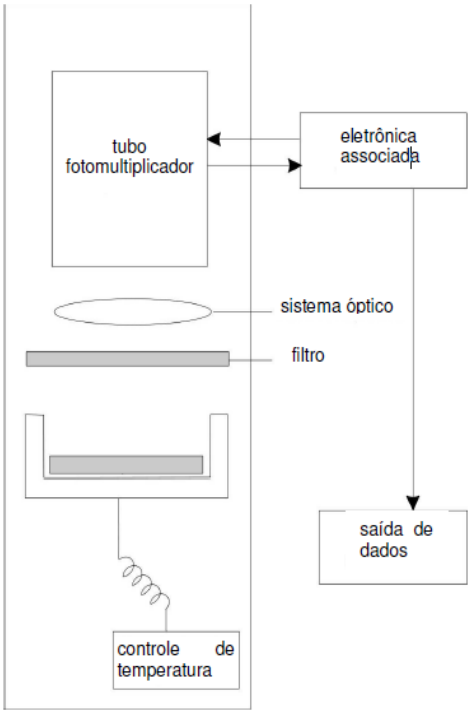

Figura 7: Diagrama esquemático de um leitor TL.

O método mais comum de aquecimento consiste de uma prancheta metálica de baixa capacidade térmica controlada pela voltagem aplicada. Em outro método existente, que surgiu em meados dos anos 60, é utilizado o nitrogênio gasoso para aquecer o dosímetro. Este apresenta como principais vantagens o tempo de aquecimento reduzido, excelente reprodutividade e de fácil utilização.

Após a estimulação térmica, quando o material TL emite seu sinal luminoso, este é convertido em corrente elétrica por uma válvula fotomultiplicadora e coletado por instrumentos de saída de dados analógicos ou digitais. Neste processo, é também utilizado um sistema de filtros para eliminar contaminação luminosa devido a fenômenos químicos e à radiação infravermelha presente no processo de aquecimento do TL [18].

2.7.6 - Aplicação da termoluminescência em dosimetria

A escolha de um material termoluminescente para dosimetria depende do planejamento de uso específico para o mesmo, levando-se em conta suas características. Sendo as principais:

- Relação linear entre intensidade TL e a grandeza dosimétrica avaliada para um amplo intervalo de dose;

- Resposta pouco dependente da energia dos fótons;

- Apresentar sensibilidade para valores de doses muito baixas (entre $0{,}05 \times 10^{-1}$ e 2×10^{-1} mSv);

- reprodutibilidade mesmo para baixas doses;

- Curva de emissão TL simples, com preferência em um único pico ou, picos bem resolvidos.

Os materiais termoluminescentes existentes não apresentam todas essas características em conjunto e, portanto, a escolha do material vai depender da finalidade de utilização.

O desempenho destes TLD's não depende somente de suas propriedades individuais, procedimentos de tratamento térmico, armazenagem e avaliação do TLD, algoritmos e sistema de calibração, podem alterar sua eficiência [18].

Dosímetros termoluminescentes são fabricados nas mais variadas formas físicas, o que permite serem utilizados de várias maneiras. A figura 8 ilustra uma variedade de TLD's.

Figura 8: Tipos de dosímetros TL.

2.8 – Câmara de ionização

Câmara de ionização é um dispositivo que opera na região de saturação de íons capaz de medir a grandeza exposição, ou seja, para cada par de íons gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso, um sinal é coletado.

Contudo, a corrente coletada é muito baixa, normalmente na ordem de 10^{-12}A e por esse motivo é necessário utilizar amplificadores de sinal para que este possa ser convenientemente processado. Câmaras de ionização operam normalmente em modo corrente, e utilizam ar como elemento gasoso.

A câmara de ionização não é adequada para uso em radioterapia e, assim, foi desenvolvida a câmara dedal ilustrada na figura 9.

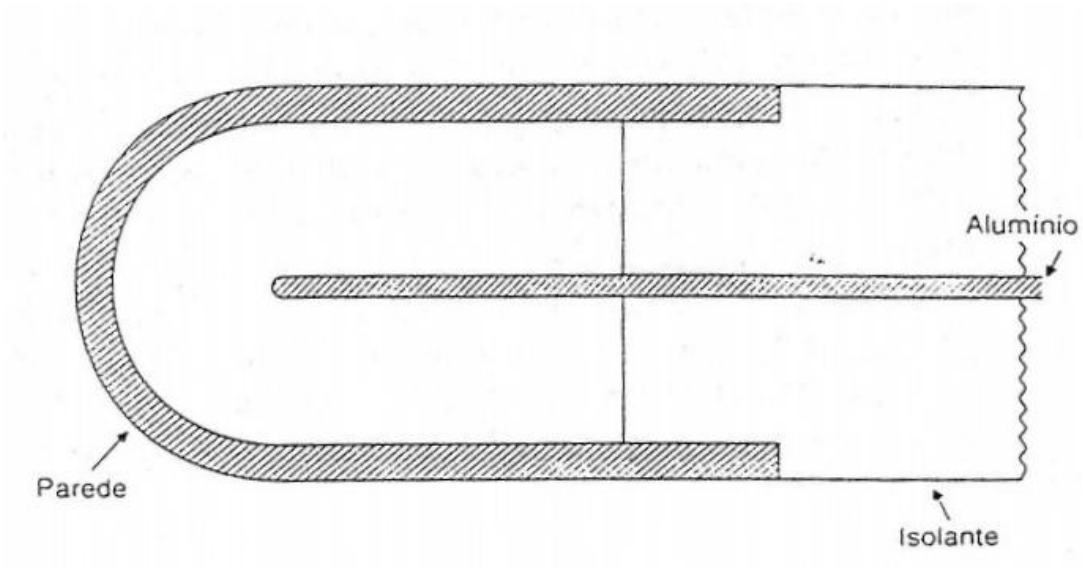

Figura 9: Esquema da câmara dedal.

A parede é como um eletrodo no sistema coletor. Dentro desta, mas isolada, existe uma haste de número atômico próximo ao do ar e funciona como um segundo eletrodo no sistema de medição de carga. É importante que a espessura da parede da câmara deva ser igual ao alcance dos elétrons produzidos pela radiação. Usualmente encontram-se paredes de espessuras de 1 mm que proporcionam uma resposta eficiente às radiações de até 300 kV.

A resposta das câmaras dedais não varia somente com a parede, mas também dependem de fatores como a equivalência do material e eletrodo central, tornando-se muito difícil estabelecer fatores de correção para essas variantes. Portanto, é estabelecido um único fator de correção da câmara quando calibrada por comparação as câmaras de ionização padrão [10].

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os materiais e os métodos utilizados para a realização deste trabalho. Todas as irradiações, excetuando aquelas com o emprego de fonte de ^{137}Cs, foram realizadas no Instituto Nacional de Câncer (INCA) com a utilização do irradiador de ^{60}Co ***Theratron THX 780*** e do acelerador linear de elétrons ***Trilogy*** fabricado pela ***Varian Medical Systems***. As leituras dos dosímetros termoluminescentes foram realizadas no Laboratório de Dosimetria Termoluminescente da Divisão de Física Médica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e as irradiações com a fonte de ^{137}Cs na Divisão de Dosimetria do mesmo Instituto.

Foram estudados quatro tratamentos de cabeça e pescoço apresentando complexidades diferentes, que haviam sido, realmente, aplicados anteriormente a pacientes do INCA. Neste trabalho, estes tratamentos foram aplicados a um simulador feminino Alderson. Eles foram escolhidos com o objetivo de avaliar a dose em órgãos distantes do volume alvo em função do tipo de tratamento de cabeça e pescoço realizado.

3.1 – Materiais

3.1.1 – Dosímetros termoluminescentes

Foram utilizados um conjunto de 100 dosímetros termoluminescentes de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti), fabricados pela empresa ***Saint-Gobain Crystals & Detectors*** na forma de ***micro-rods*** com área de 1 mm^2 e comprimento de 5 mm como ilustra a figura 10. Este LiF:Mg,Ti é conhecido comercialmente como TLD-100, sendo o material termoluminescente mais utilizado nas aplicações médicas.

Figura 10: Ilustração do TLD-100 no formato de ***micro-rod***.

3.1.2 – Forno

O forno utilizado para os tratamentos térmicos de pré e pós-irradiação é fabricado pela empresa alemã PTW, modelo TLDO, ilustrado na figura 11.

Figura 11: Forno PTW modelo TLDO.

3.1.3 - Leitora

O modelo da leitora TL utilizado foi o 3500 da *Harshaw* como ilustra a figura 12. Essa leitora é capaz de ler diferentes dosímetros, tais como chips, pellets, rods, pó, e micro-rods. O software utilizado na avaliação dos dosímetros TL foi o *WINREMS* disponibilizado pelo fabricante do leitor TL.

Figura 12: Leitora de TLD *Harshaw 3500*.

3.1.4 – Câmara de ionização

A câmara utilizada é do tipo dedal, da marca PTW Freeburg modelo TN 30013 e número de série 04701 ilustrada na figura 13

Figura 13: Câmara de ionização PTW TN30013 número de série 04701.

3.1.5 – Irradiador de Cobalto 60

O irradiador de ^{60}Co utilizado foi o Theratron THX 780, instalado no INCA e apresentado na figura 14.

Figura 14: Irradiador de ^{60}Co Theratron THX 780.

3.1.6 - Acelerador Linear

O acelerador linear de elétrons utilizado foi o ***Trilogy*** fabricado pela ***Varian Medical Systems*** (Palo Alto, CA, EUA) instalado no Instituto Nacional de Câncer (INCA), apresentado na figura 15.

Figura 15: Acelerador linear de elétrons *Trilogy.*

O Trilogy é o mais moderno acelerador linear de elétrons em funcionamento no INCA. Segundo o fabricante, ele é capaz de fornecer uma variedade grande de técnicas terapêuticas com o uso de feixe externo de fótons, incluindo 3D-CRT, IMRT e IGRT (do inglês – ***Image Guided Radiation Therapy*** -Radioterapia Guiada por Imagem), podendo oferecer uma maior taxa de dose em menor tempo de tratamento. Este acelerador possui feixes de duas energias nominais de fótons 6 e 10 MV e, ainda, seis feixes de elétrons de energias 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV. Os tratamentos de IMRT empregam o MLC modelo Millenium 120, com 60 lâminas de espessura 0,5 cm e mais 60 lâminas com espessura de 1,0 cm.

3.1.7 – Irradiador de Césio 137

A figura 16 ilustra o irradiador de ^{137}Cs instalado na Divisão de Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) utilizado para a calibração dos dosímetros termoluminescentes.

Figura 16: Irradiador de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD.

3.1.8 – Placas de água sólida

Para simular o tecido humano, em radioterapia são utilizados simuladores, pois estes se comportam de forma semelhante aos tecidos, no que diz respeito ao espalhamento e absorção da radiação eletromagnética.

Neste estudo foram utilizados simuladores de água sólida da *Standard Imaging* com área de 40 x 40 cm^2 e 5 cm de espessura (Figura 17). Eles foram empregados na calibração dos TLD's e para irradiar os dosímetros para controle de todas as irradiações realizadas.

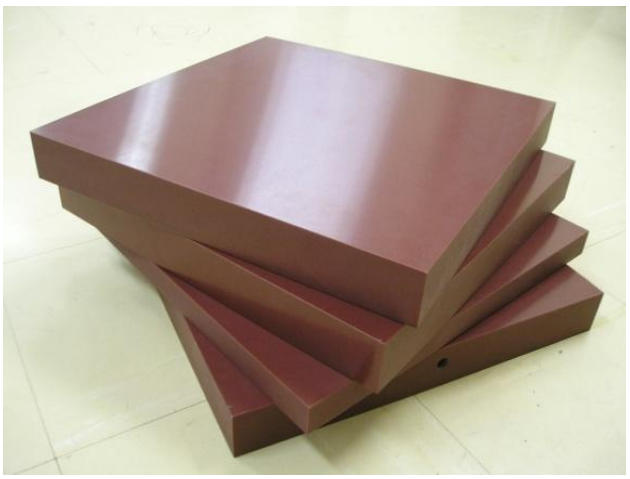

Figura 17: Simulador de água sólida *Standard Imaging*.

3.1.9 – Fantoma Alderson

Modelado com material tecido equivalente, o fantoma Alderson (figura 18) reproduz um corpo humano através de diferentes densidades de material. Muito utilizado em pesquisas, pois torna possível simular tratamentos reais e estudar doses absorvidas em diferentes regiões do simulador.

Figura 18: Fantoma Alderson feminino e masculino.

O fantoma Alderson é divido em fatias de 3 centímetros, onde cada fatia possui inúmeros buracos que o atravessam, possibilitando adaptar alguns tipos de dosímetros para realização de medidas (figura 19).

Figura 19: Ilustração das fatias componentes do fantoma Alderson.

3.2 – Métodos

3.2.1 – Órgãos para simulação

O tipo de tratamento escolhido foi de cabeça e pescoço devido a sua grande ocorrência, além de possibilitar estudar um grande número de órgãos distantes. A escolha dos órgãos a ser estudada foi guiada por médicos responsáveis do setor de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer, levando em consideração órgãos mais sensíveis e de fácil localização no fantoma.

Os órgãos selecionados foram bexiga, útero, gônadas direita e esquerda, medula óssea, estômago, fígado, pulmão direito e esquerdo, esôfago e mamas direita e esquerda.

3.2.2 - Procedimento de caracterização dos dosímetros termoluminescentes

Primeiramente os dosímetros termoluminescentes foram estudados e selecionados em relação à sua sensibilidade, para que fossem escolhidos os de características mais similares. Posteriormente para determinar a dose absorvida fez-se necessária a determinação da leitura de fundo desses dosímetros, chamada nesse trabalho de leitura de dose zero. Por fim, procedeu-se à calibração dos dosímetros em termos de dose absorvida na água.

3.2.2.1 – Estudo da sensibilidade dos TLD's

Foram utilizados 100 dosímetros termoluminescentes de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti). A sensibilidade de um TLD é a resposta média deste, em relação às médias das respostas médias de todos os componentes do grupo de TLD's. Neste trabalho será utilizada uma reta de calibração, para tanto será necessário um fator de calibração comum a todo o grupo de dosímetros.

Para o estudo da sensibilidade 100 dosímetros foram inicialmente pré-tratados termicamente a 400°C durante 1 hora e por mais duas horas a 100°C no forno PTW TLDO.

Posteriormente, foram irradiados em uma placa de polietileno e acrílico de maneira que pudessem ser identificados de acordo com sua posição (figura 20), colocados entre duas placas com 5,5cm de profundidade, no irradiador de Cobalto-60 Theratron THX780. Os parâmetros de irradiação utilizados foram um campo de 25 x 25 cm^2 a uma distância fonte-superfície de 80 cm e angulação de *gantry* e colimador igual a 0°, com os TLD's posicionados para irradiação conforme arranjo experimental mostrado na figura 21.

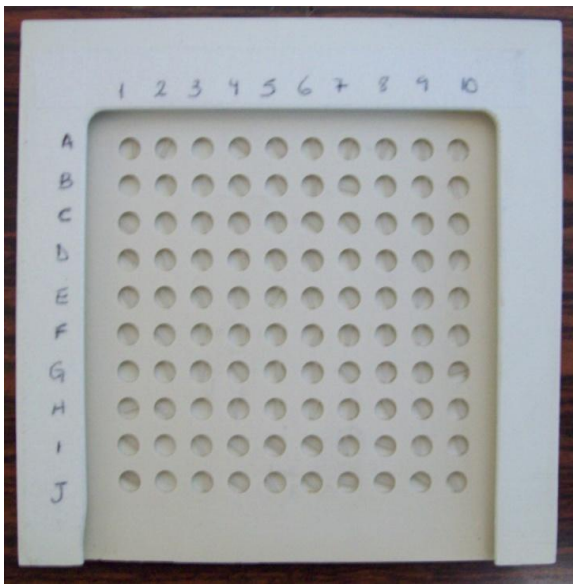

Figura 20: Ilustração do posicionamento dos TLD´s para a irradiação.

Figura 21: Ilustração do arranjo experimental para a irradiação dos TLD's.

Todos os dosímetros foram irradiados com um tempo igual 0,02 minutos, o que equivale a 2 cGy nas condições da fonte naquela ocasião.

Após a irradiação os TLD's foram submetidos ao tratamento pós-irradiação de 15 minutos a 100°C. Para a leitura foi utilizada a leitora TLD Harshaw 3500.

Foram realizadas quatro irradiações e posteriores avaliações sob condições idênticas, de modo a obter o fator de sensibilidade.

Com as leituras corrigidas pelo fator de sensibilidade é possível estimar o valor para o fator de calibração (*FC*) dado pela equação 7.

$$FC = \frac{D}{\overline{TL}} \quad (7)$$

Onde, $\overline{TL}$ é a média das quatro leituras dos TLD's , D é o valor de dose absorvida utilizada no estudo, 2 cGy.

Foram excluídas do conjunto de TLD's quatro amostras que apresentaram sensibilidades discrepantes em relação ao conjunto, fatores de sensibilidade superiores a 1,15.

Na tabela 5 estão apresentados os valores de fator de sensibilidade para cada dosímetro TL.

Tabela 5 : Fatores de sensibilidade (F_S) dos dosímetros termoluminescentes.

TLD	F_S	TLD	F_S	TLD	F_S	TLD	F_S
A01	1,03	C06	1,01	F01	1,02	H06	0,97
A02	0,99	C07	1,00	F02	0,96	H07	0,98
A03	1,04	C08	0,98	F03	0,97	H08	1,00
A04	1,00	C09	1,03	F04	1,02	H09	0,92
A05	1,09	C10	0,97	F05	0,98	H10	0,96
A06	1,05	D01	1,02	F06	0,98	I01	0,97
A07	0,99	D02	0,99	F07	1,03	I02	1,15
A08	0,99	D03	1,00	F08	0,97	I03	1,03
A09	0,95	D04	1,05	F09	0,97	I04	0,95
A10	1,03	D05	1,00	F10	0,98	I05	1,05
B01	1,05	D06	0,96	G01	1,01	I06	0,95
B02	1,02	D07	0,96	G02	1,05	I07	1,00
B03	0,99	D08	0,99	G03	1,00	I08	0,94
B04	1,05	D09	0,97	G04	1,01	I09	1,00
B05	1,04	D10	0,99	G05	0,97	I10	1,01
B06	0,98	E01	1,01	G06	0,97	J01	1,02
B07	1,00	E02	1,03	G07	0,98	J02	1,05
B08	0,98	E03	0,99	G08	0,99	J03	1,04
B09	1,03	E04	1,00	G09	0,98	J04	0,98
B10	1,02	E05	0,98	G10	1,00	J05	1,03
C01	0,98	E06	0,95	H01	1,06	J06	1,03
C02	0,99	E07	0,96	H02	1,00	J07	1,06
C03	1,01	E08	0,94	H03	1,09	J08	0,99
C04	0,98	E09	0,95	H04	1,00	J09	0,95
C05	1,01	E10	1,00	H05	1,09	J10	1,02

3.2.2.2 – Grupo de controle

Para todas as irradiações, foram selecionados seis dosímetros para grupo de controle, ou seja, sempre que um conjunto de TLD's foi exposto à radiação em um determinado irradiador, o grupo de controle foi irradiado no irradiador Theratron THX 780 sempre às mesmas condições como ilustrado na figura 21. Os parâmetros de irradiação utilizados foram um campo de 25 x 25 cm^2 a uma distância fonte-superfície de 80 cm e angulação de *gantry* e colimador igual a 0°.

Os valores determinados para os fatores de correção variam entre 1,06 e 1,1. A adoção dos fatores de correção é importante de modo a minimizar as variações do sistema termoluminescente entre diferentes procedimentos de avaliação da resposta TL dos dosímetros.

3.2.2.3 – Determinação do mínimo detectável

O limite de detecção de um dosímetro TL é definido como sendo igual a três desvios padrões da sua leitura de dose zero. Desde modo, o conjunto de 96 TLD's, foi submetido aos tratamentos térmicos, pré e pós irradiação, e, em sequência, avaliados.

O mínimo detectável foi calculado a partir de três desvios padrões multiplicados pelo fator de calibração para uma dose de 2 cGy.

Foi determinado experimentalmente que a dose mínima possível de ser detectada com o conjunto de TLD´s utilizado foi de 0,6 mGy. Portanto, valores de dose inferiores a 0,6 mGy serão consideradas abaixo do limite de detecção com o sistema dosimétrico empregado.

3.2.2.4 – Calibração dos TLD´s

Foi obtida uma reta de calibração para os dosímetros TL. Nas irradiações para a obtenção desta reta foi utilizado um simulador geométrico composto por cinco placas de água sólida sobrepostas, sendo que entre a primeira e a segunda placas, e, entre a quarta e a quinta placas, havia um dispositivo que permitia a introdução de uma câmara de ionização ou, ainda, um conjunto de dosímetros TL utilizados na medida da dose durante a irradiação, como ilustra a figura 22.

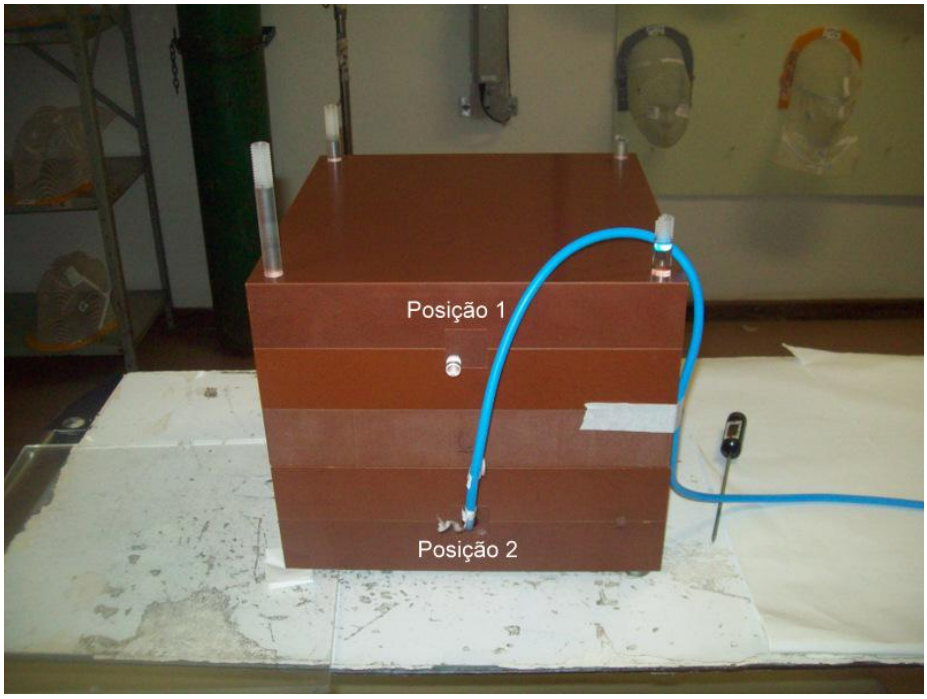

Figura 22: Arranjo experimental para a determinação da reta de calibração dos detectores termoluminescentes.

O simulador foi posicionado a uma distância fonte-superfície de oitenta centímetros, sendo utilizado um campo de irradiação de 10 x 10 cm^2 centralizado. Como as placas são de cinco centímetros de espessura, as posições 1 e 2 estão separadas por quinze centímetros.

Anteriormente às irradiações, foram feitos cinco testes para a determinação da reprodutibilidade e da repetitividade das leituras para cada valor de dose considerado. A

tabela 6 apresenta as doses e respectivos tempos de irradiação utilizados nos testes. Essas irradiações foram realizadas primeiramente na posição 1 e depois na posição 2.

Tabela 6: Relação dose e tempo de irradiação.

Dose (cGy)	Tempo (min)
2	0,02
5	0,08
10	0,16
50	0,86
100	1,72

Conhecidas as suas reprodutibilidades e repetitividades em função da dose, os dosímetros TL foram posicionados em uma estrutura de acrílico confeccionada no próprio Instituto de Radiproteção e Dosimetria, que possuía três centímetros de comprimento e aproximadamente quatro milímetros de espessura, dotada de seis furos que o atravessam, onde os dosímetros ficavam posicionados (figura 23). Um conjunto de três desses dispositivos eram posicionados na estrutura de água sólida para a irradiação (figura 24).

Figura 23: Estrutura acrílica para acondicionar os dosímetros TL.

Figura 24: Estrutura de água sólida com capacidade para três tubos de acrílico preenchidos com seis dosímetros TL cada.

Para a irradiação, os TLD's estão localizados na posição 1 e, a câmara de ionização na posição 2. O simulador foi irradiado no cobalto como ilustra a figura 25.

Figura 25: Irradiação dos dosímetros TL para calibração no irradiador de ^{60}Co Theratron THX 780.

A tabela 7 mostra os tempos de irradiação e as respectivas doses calculadas com a câmara de ionização na posição 2.

Tabela 7: Valores de irradiação para calibração.

Tempo (min)	Dose (cGy)
0,02	1,159
0,08	4,607
0,16	9,204
0,86	49,195
1,72	98,381

Como as doses possíveis de serem encontradas nas irradiações do fantoma Alderson em órgãos distantes de um tratamento real de cabeça e pescoço são muito mais baixas que aquelas utilizadas no tratamento, fez-se necessário a obtenção de uma curva de calibração para doses menores que as possíveis de serem obtidas com o irradiador cobalto. Assim, os dosímetros TL foram irradiados a doses menores em um irradiador de ^{137}Cs pertencente à Divisão de Dosimetria do IRD. A figura 26 mostra o suporte onde os dosímetros foram colocados para as irradiações.

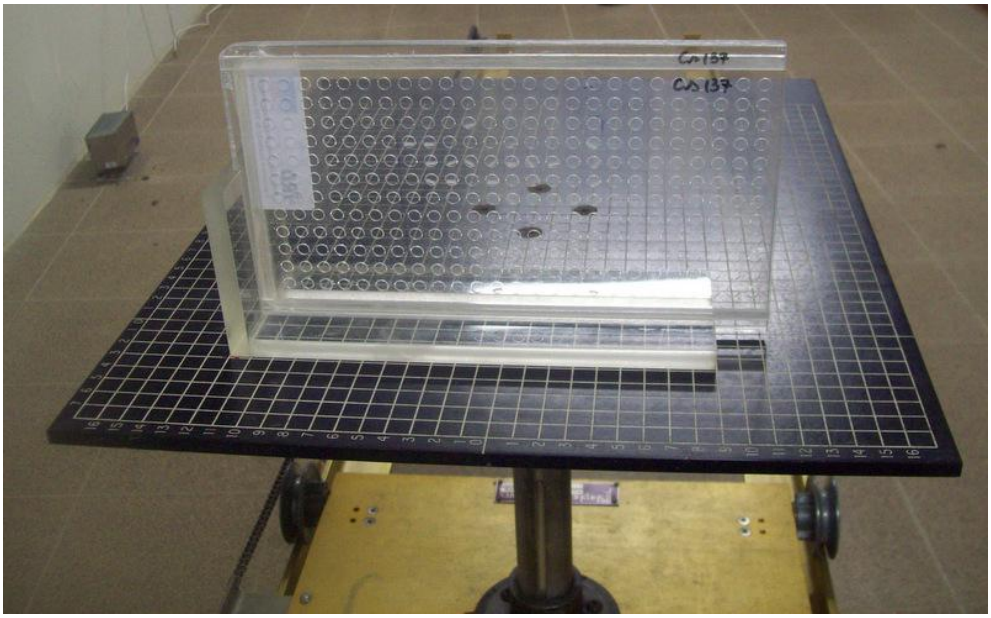

Figura 26: Ilustração do posicionamento dos dosímetros para irradiação com a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD.

A irradiação ocorreu a um metro de distância da fonte. A tabela 8 apresenta os tempos de doses de irradiação.

Tabela 8: Valores de dose e tempo para irradiação utilizando a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD.

Dose (mGy)	Tempo
20	34’41”
10	17’20”
5	8’40”
1	1’44”
0,8	1’23”
0,6	1’2”

A figura 27 ilustra a irradiação dos dosímetros TL com a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD.

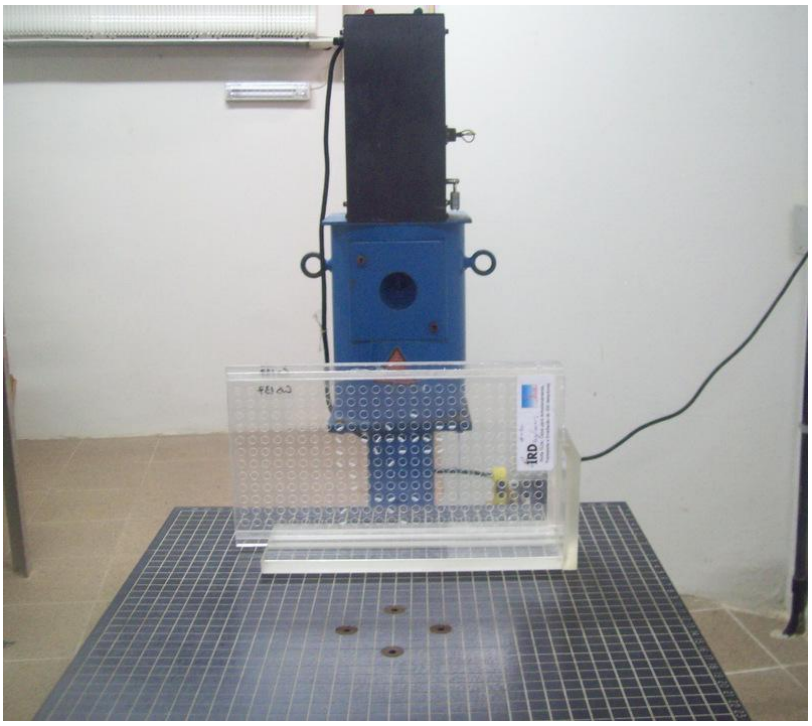

Figura 27: Irradiação com a fonte de ^{137}Cs da Divisão de Dosimetria do IRD.

A figura 28 apresenta a reta de calibração utilizada para converter a leitura corrigida dos dosímetros TL em dose absorvida.

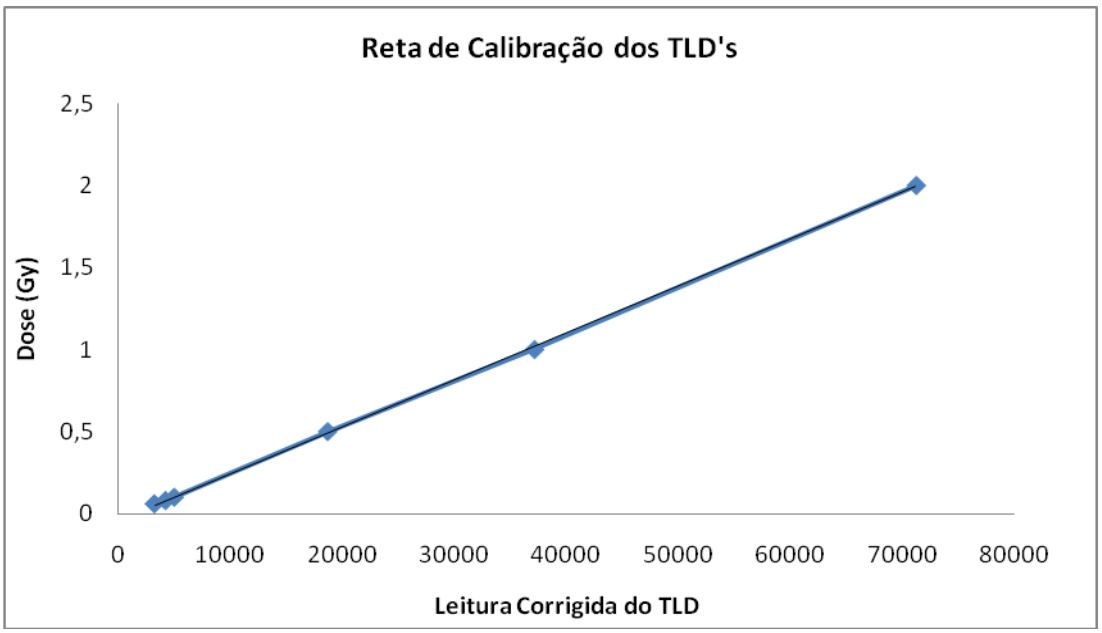

Figura 28: Reta de Calibração dos dosímetros termoluminescentes.

A equação 8 descreve a reta de calibração dos dosímetros termoluminescentes:

$$D = 3x10^{-5}L - 0,0402 \quad (8)$$

Onde D é a dose absorvida e L é a leitura corrigida do dosímetro.

3.2.2.5 – Dependência energética

Utilizando o mesmo arranjo experimental de irradiação da calibração, os dosímetros TL foram irradiados no simulador de água sólida em dois sistemas diferentes, acelerador linear e irradiador de ^{60}Co.

Primeiramente o simulador foi irradiado no acelerador linear Trilogy com feixe de 6 MV, com um percentual de dose em profundidade de 87,2% para uma dose de 1 Gy, totalizando uma irradiação com 115 unidades monitor, com um campo de 10 x 10 cm^2, distância fonte-superfície de cem centímetros. Na irradiação foram utilizados dois grupos de dezoito dosímetros TL cada. A tabela 9 mostra a leitura da câmara de ionização na posição 2 para cada grupo. A figura 29 mostra a irradiação do simulador no acelerador linear.

Tabela 9: Leituras da câmara de ionização na posição 2 do simulador de água sólida.

Grupo	Leitura (nC)
1	1,29
2	1,27

Figura 29: Irradiação para dependência energética no acelerador linear de elétrons Trilogy do INCA.

Para se obter a dependência energética da resposta do dosímetro TL para as energias da radiação gama emitida pelo ^{60}Co e a distribuição de energia dos fótons presentes no feixe de raios-X de 6 MV, para uma dose de 1 Gy, determinou-se a razão entre essas respostas, para um campo de irradiação de 10 x 10 cm^2, a uma distância fonte-superfície de oitenta centímetros. A tabela 10 apresenta os valores de tempo e leitura da câmara de ionização para a irradiação com fonte de ^{60}Co.

Tabela 10: Valores de tempo e leitura para cada grupo irradiado no irradiador de ^{60}Co.

Grupo	Tempo (min)	Leitura (nC)
1	1,76	6,29
2	1,76	6,29

A figura 30 ilustra a irradiação com a fonte de ^{60}Co.

Figura 30: Irradiação para dependência energética no irradiador THX 780.

Como, para fins de calibração os dosímetros termoluminescentes foram irradiados em três sistemas diferentes, fonte de cobalto, fonte de césio e fótons de bremsstrahlung de 6 MV, fez-se necessária a utilização de um fator de correção para a dependência energética, neste trabalho, o valor encontrado é 0,998.

3.2.3 – Preparação do fantoma para irradiação

Para que fosse possível posicionar os TLD's nos locais desejados, foram utilizados doze tubinhos de acrílico confeccionados já para a calibração, compostos por seis furos de tamanho justo para alojar os detectores como ilustra a figura 31.

Figura 31: Tubo de acrílico para alojar os dosímetros TL.

Os tubos foram preenchidos com três dosímetros e posicionados nos locais de interesse do fantoma Alderson com mostra a sequência de figuras 32, 33 e 34 apresentando algumas das fatias desse fantoma.

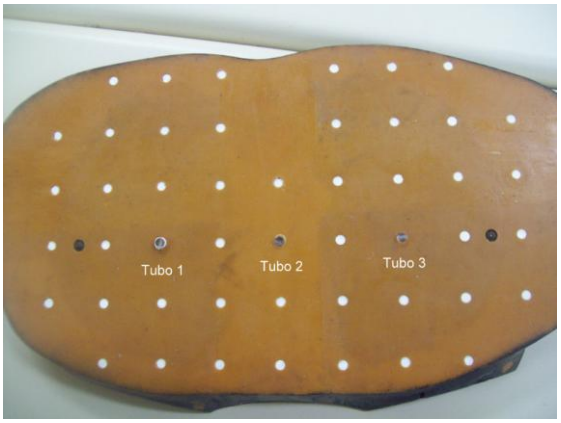

Figura 32: Tubos de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. Tubo 1 referente a posição de pulmão esquerdo, Tubo 2 referente ao esôfago e, Tubo 3 referente ao pulmão direito.

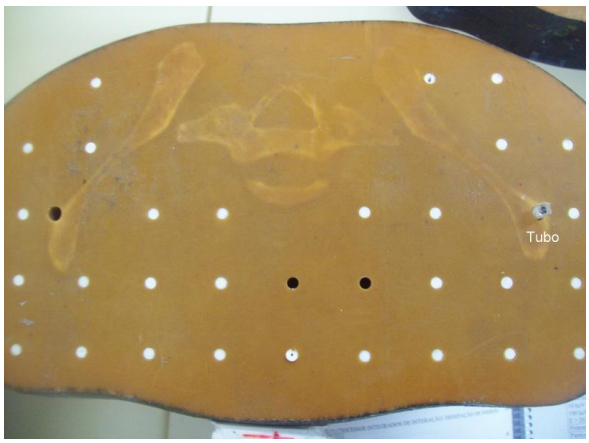

Figura 33: Tubo de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. É mostrada a posição de medida da dose absorvida na medula óssea.

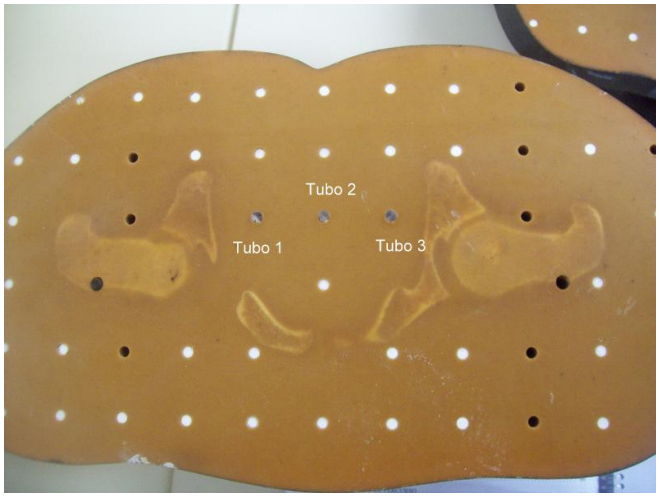

Figura 34: Tubos de acrílico contendo dosímetros TL posicionados no fantoma Alderson. Tubo 1 posicionado na região da gônada esquerda, Tubo 2 posicionado na região do útero e Tubo 3 posicionado na região da gônada direita.

Com as fatias montadas, o fantoma foi posicionado na mesa de tratamento radioterápico tanto no irradiador de ^{60}Co quanto no acelerador linear da mesma maneira como mostra a figura 35.

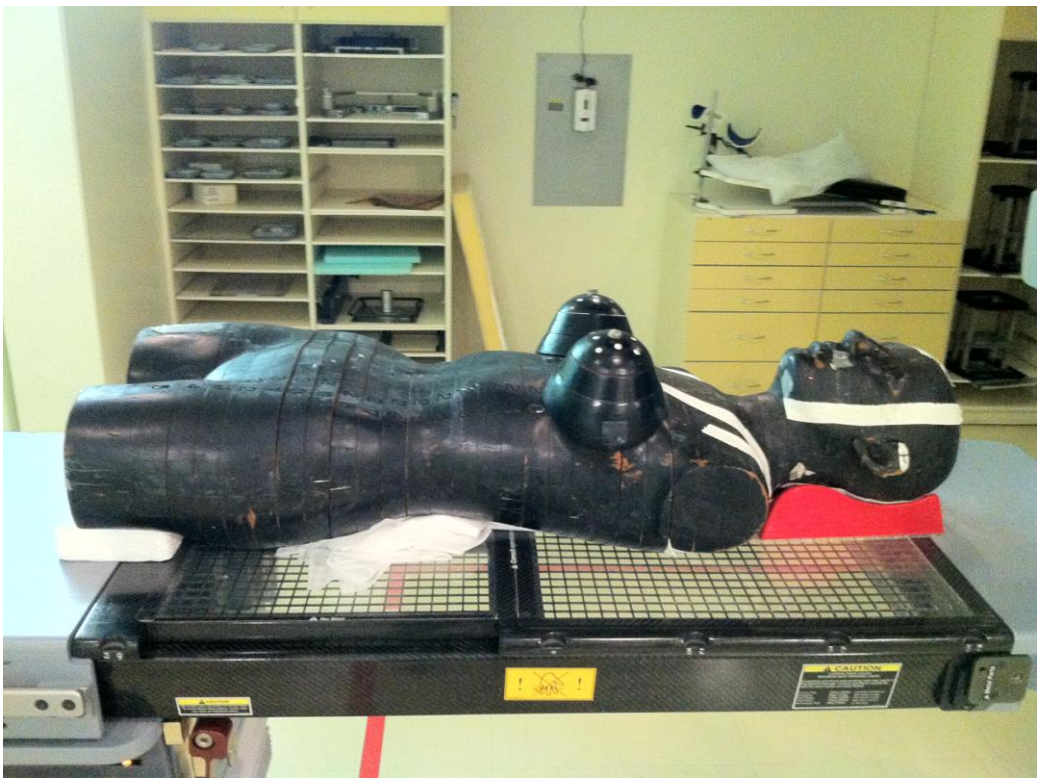

Figura 35: Posicionamento do fantoma Alderson para as simulações dos tratamentos.

3.2.4 – Planejamento das irradiações

Foram realizadas irradiações para quatro diferentes técnicas de radioterapia, todas relacionadas a tratamentos de cabeça e pescoço, simulando uma fração de tratamento rotineiro de paciente no serviço de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer (INCA). As técnicas estudadas vão da mais simples, com uso de fonte de ^{60}Co, até um tratamento mais complexo envolvendo a técnica de radioterapia modulada, IMRT, com o objetivo de avaliar a contribuição dos diferentes tratamentos, que envolvem cargas de trabalho diferentes, para as doses recebidas nos diversos órgãos do paciente distantes do volume de tratamento.

3.2.4.1 – Técnica 2D em irradiador Cobalto 60

Adaptação do planejamento de um tratamento de cabeça e pescoço já existente ao fantoma Alderson. O tratamento contempla três campos, sendo dois na cabeça, com angulação do gantry a 90° e 270°, e um terceiro campo na fossa, com o gantry na posição 0°.

O fantoma foi posicionado como ilustra a figura 36, no irradiador de ^{60}Co Theratron 780.

Figura 36: Posicionamento do fantoma Alderson para exposição no irradiador de ^{60}Co Theratron 780.

Para o cálculo de tempo de irradiação, foram utilizados os parâmetros apresentados na tabela 11.

Tabela 11: Parâmetros de irradiação de cabeça e pescoço do fantoma Alderson no irradiador THX.

Parâmetro	Cabeça	Fossa
Dose	2 x 90 cGy	180 cGy
Atividade da fonte para a data	230,63	230,63
Tamanho de campo	12 x 13 (cm^2)	9 x 20 (cm^2)
TMR	0,816	-
Fator campo equivalente	0,225	0,225
Fator distância	1,0125	-

Os tempos de irradiação foi de 0,45’ para dois campos e 0,75’ para um terceiro campo, totalizando uma entrega de dose de 360 cGy. Como a irradiação da fossa é realizada em SSD de oitenta centímetros com o campo de irradiação localizado na superfície do paciente, não há fator TMR nem fator distância, já que a dose é calculada na pele do paciente.

3.2.4.2 – Técnica 3D conformacional em acelerador linear

O planejamento foi prescrito para um paciente anteriormente tratado e adaptado ao fantoma Alderson da mesma maneira que na irradiação anterior. O fantoma Alderson foi posicionado no acelerador linear Trilogy conforme ilustra a figura 37.

Figura 37: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento no acelerador Trilogy.

Os parâmetros para uso do acelerador determinados pelo planejamento estão descritos na tabela 12.

Tabela 12: Parâmetros de irradiação obtidos no planejamento para o tratamento conformal 3D.

Parâmetro	Cabeça	Fossa
Energia	6 MV	6 MV
UM	2 x 95	186
SSD	100 cm a uma profundidade de 6 cm	100 cm na superfície
Tamanho de campo	12 x 13 (cm^2)	9 x 20 (cm^2)

Na irradiação foi utilizado um total de 376 unidades monitor. A figura 38 apresenta o planejamento da irradiação 3D conformal, mostrando as distribuições de dose para cada campo de irradiação.

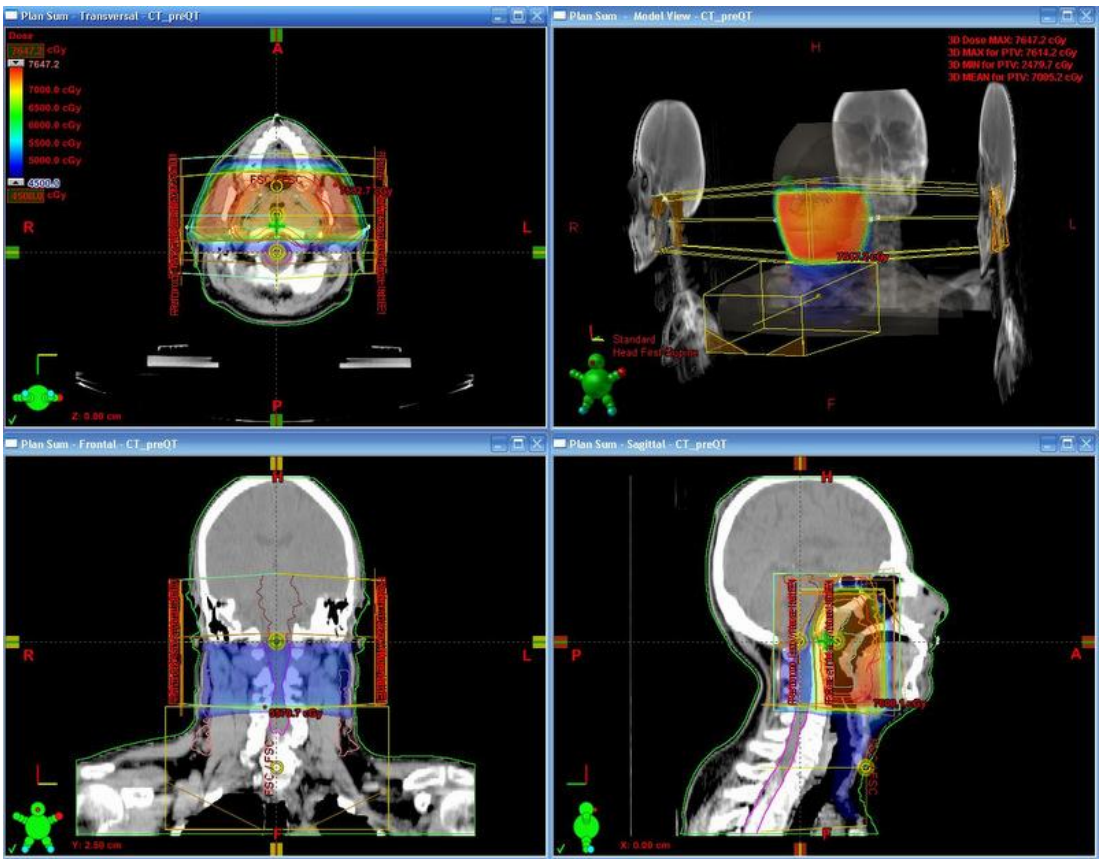

Figura 38: Distribuição de dose planejada para o tratamento 3D conformal aplicado ao fantoma Alderson.

3.2.4.3 – Técnica 1 de IMRT

Foi adaptado ao fantoma Alderson o tratamento de um paciente, utilizando técnica de IMRT, anteriormente realizado no Instituto Nacional do Câncer. Esta irradiação simula uma fração do tratamento real de cabeça e pescoço com energia de 6 MV em acelerador linear. Foram projetados 10 campos com angulações e unidades monitoras (UM) diferentes, com objetivo de entregar ao volume de interesse a dose máxima. Os valores encontram-se listados na tabela 13.

Tabela 13: Parâmetros de irradiação para a técnica 1 de IMRT.

Campo	Ângulo de irradiação	UM
1	290°	184
2	215°	177
3	215°	235
4	0°	163
5	0°	197
6	70°	218
7	70°	130
8	145°	168
9	145°	181
10	270°	130

A figura 39 ilustra o esquema de posicionamento do fantoma Alderson para tratamento utilizando a técnica 1 de IMRT.

Figura 39: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento utilizando a técnica 1 de IMRT.

Foi utilizado um total de 1783 unidades monitor. A figura 40 apresenta um dos campos utilizados no tratamento de IMRT considerado.

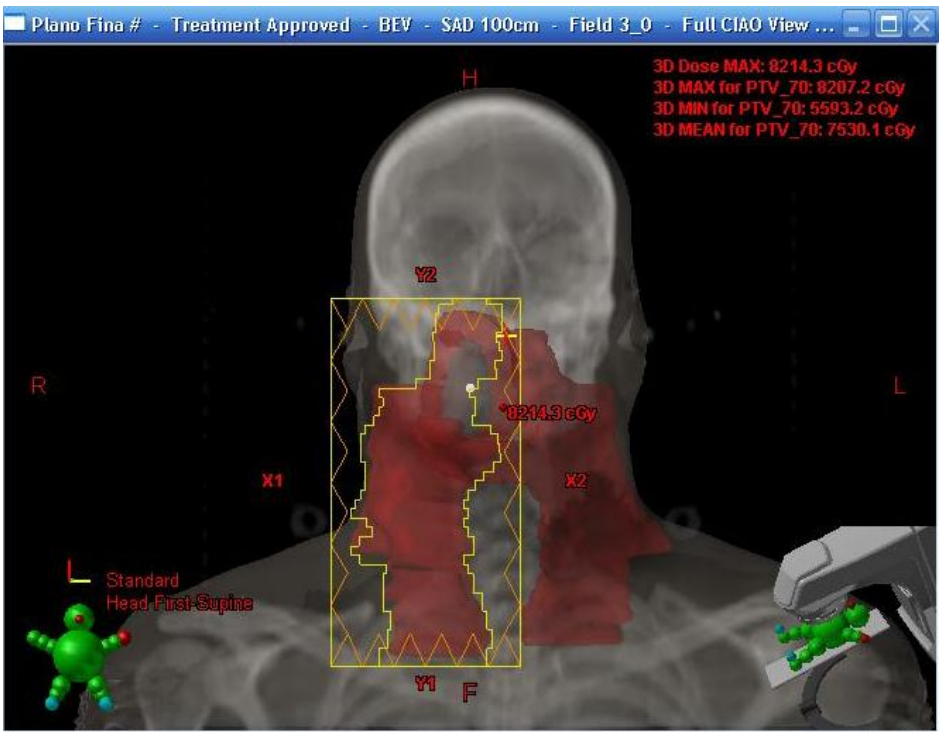

Figura 40: Um dos 10 campos utilizados no tratamento segundo a técnica 1 de IMRT.

Na figura 41 é possível observar a distribuição de doses resultante dos dez campos de irradiação.

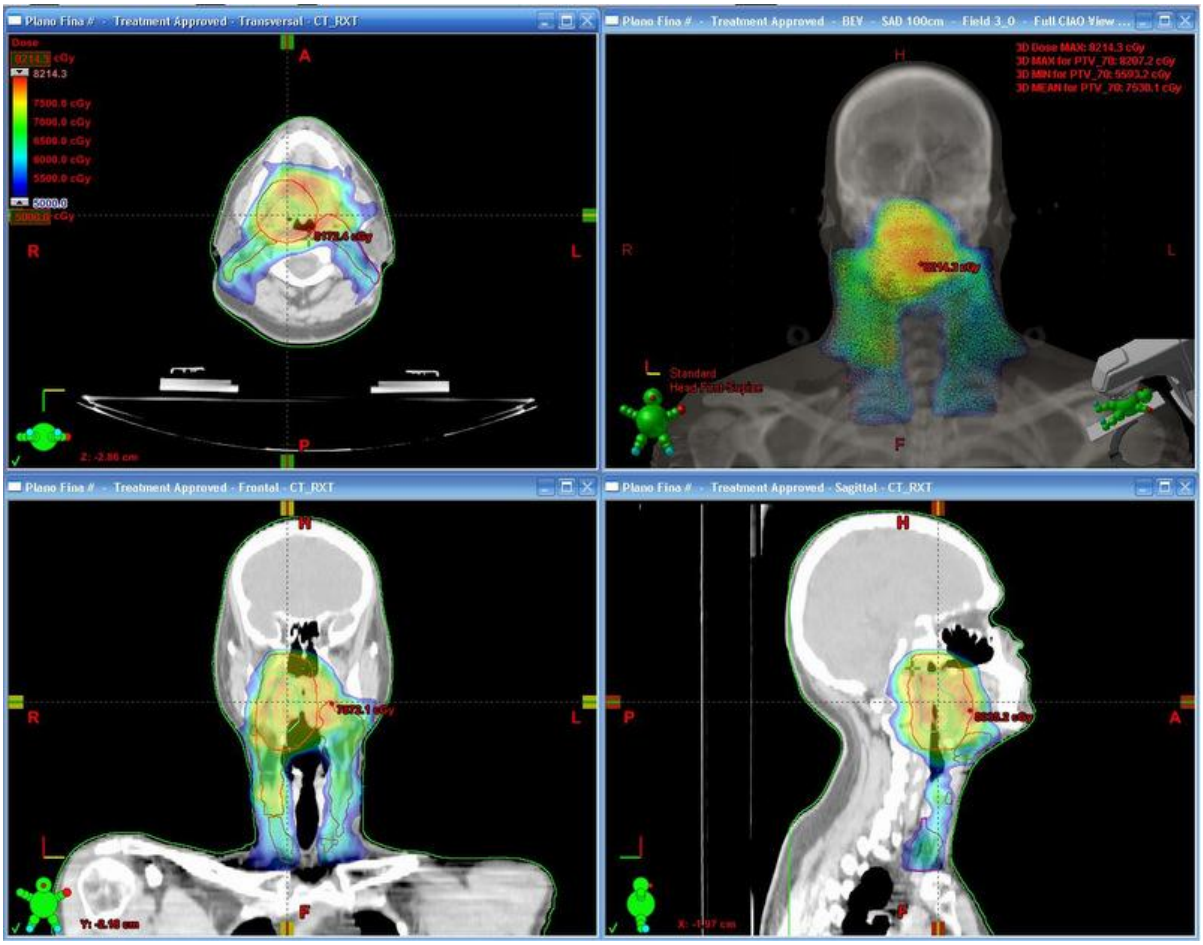

Figura 41: Distribuição total de doses resultante do planejamento do tratamento utilizando a técnica 1 de IMRT.

3.2.4.4 – Técnica 2 de IMRT

Foi adaptado ao fantoma Alderson o tratamento de um paciente, utilizando a técnica 2 de IMRT, anteriormente realizado no Instituto Nacional do Câncer. O planejamento foi adaptado às medidas do fantoma. O fantoma Alderson foi posicionado para irradiação no acelerador Trilogy como ilustrado na figura 42. É possível observar com detalhe os lasers para o auxílio de posicionamento.

Figura 42: Posicionamento do fantoma Alderson para tratamento no acelerador linear Trilogy segundo a técnica 2 de IMRT.

Na tabela 14 são apresentados os valores de unidades monitor para os doze campos de irradiação, bem como as angulações do gantry utilizadas em cada caso. Foi utilizado o feixe de 6 MV, e um total de 2.171 UM.

Tabela 14: Ângulo do gantry e número de unidades de monitor utilizados para cada campo de radiação aplicado na técnica 2 de IMRT.

Campo	Ângulo do Gantry	UM
1	230°	170
2	230°	287
3	300°	104
4	300°	221
5	0°	193
6	0°	141
7	40°	187
8	40°	201
9	90°	189
10	90°	55
11	160°	226
12	160°	197

A figura 43, apresenta a distribuição de lâminas para um dos campos utilizados na técnica 2 de IMRT.

Figura 43: Campo utilizado na técnica 2 de IMRT obtido com o uso do sistema de múltiplas lâminas.

Na figura 44, são apresentadas as distribuições de doses obtidas com a aplicação dos doze campos de tratamento segundo a técnica 2 de IMRT.

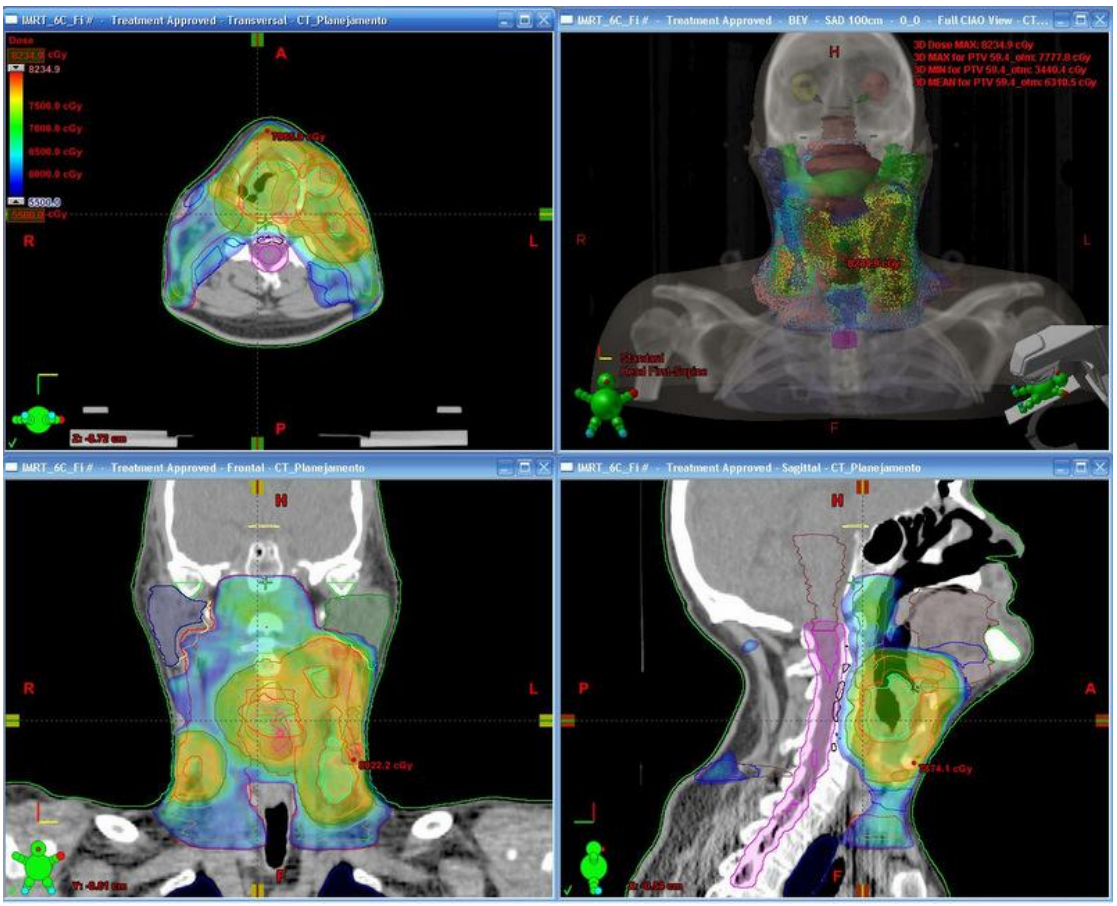

Figura 44: Distribuição de doses planejada para o tratamento de cabeça e pescoço utilizando a técnica 2 de IMRT.

4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capitulo são apresentados os valores encontrados para as doses em órgãos distantes do volume de interesse para o tratamento. Para tanto, foi necessária fazer a caracterização dos dosímetros termoluminescentes utilizados, como leitura de dose para determinar o mínimo detectável, sensibilidade, curva de calibração e fatores de correção.

4.1 – Determinação de dose absorvida em órgãos distantes ao volume de tratamento irradiado.

A tabela 15 apresenta os valores de dose média em cGy encontrados em diferentes órgãos estudados para diferentes tratamentos de cabeça e pescoço considerados no presente estudo para uma única fração do tratamento radioterápico. Também são apresentadas as incertezas associadas aos valores encontrados em termos de um desvio padrão percentual da média dos valores medidos.

Tabela 15 : Valores de dose medidos em órgãos distantes do volume alvo para quatro tipos de tratamentos de cabeça e pescoço.

Órgão	Dose (cGy) (Coeficiente de Variação, 1 desvio padrão (%))			
	Conformacional	Irradiador de Cobalto	IMRT (1)	IMRT(2)
Bexiga	0,06 (35%)	0,18 (5%)	0,20 (14%)	0,33 (5%)
Útero	ALD	0,18 (3%)	0,24 (5%)	0,33 (1%)
Gônada direita	ALD	0,18 (6%)	0,25 (4%)	0,36 (5%)
Gônada esquerda	ALD	0,20 (2%)	0,23 (18%)	0,33 (17%)
Medula óssea	ALD	0,35 (3%)	0,45 (10%)	0,65 (4%)
Estômago	0,20 (12%)	0,79 (0,2%)	1,17 (0,6%)	0,88 (3%)
Fígado	0,22 (1%)	0,96 (0,2%)	1,15 (6%)	1,02 (0,6%)
Pulmão direito	1,34 (4%)	3,13 (2%)	3,79 (5%)	3,70 (1%)
Pulmão esquerdo	1,46 (5%)	-	4,35 (6%)	-
Esôfago	1,32 (1%)	2,98 (4%)	3,89 (1%)	3,19 (4%)
Mama direita	0,67 (3%)	2,01 (3%)	1,85 (0,2%)	1,57 (1%)
Mama esquerda	0,54 (3%)	2,01 (3%)	2,19 (4%)	1,91 (4%)

* ALD = Doses abaixo do limite de detecção.

4.1.1 - Análise de dose absorvida nos órgãos

4.1.1.1 - Bexiga e útero

A dose medida na bexiga quando aplicado o tratamento conformacional é, pelo menos, três vezes menor que aquelas encontradas para as outras três modalidades de tratamento. Ainda para o tratamento conformacional, não foi possível avaliar a dose no útero, que apresenta valor inferior ao limite de detecção do dosímetro. Considerando as outras três modalidades de tratamento, as doses medidas no útero são semelhantes

àquelas medidas na bexiga. Para as irradiações com o irradiador de ^{60}Co, a radiação de fuga é muito importante e, no caso da radioterapia de intensidade modulada, o tempo de feixe operando é bastante longo, o que contribui fortemente para uma dose elevada devida à radiação de fuga.

4.1.1.2 - Gônadas direita e esquerda

A dose nas gônadas direita e esquerda foram muito baixas, menores que o limite de detecção dos dosímetros TL, no caso do tratamento conformacional. Para os tratamentos com ^{60}Co e utilizando a técnica de IMRT, as doses são maiores e podem ser medidas, principalmente quando da utilização de procedimentos de irradiação mais complexos.

4.1.1.3 - Medula óssea

Também não foi possível avaliar a dose nesse órgão ao se utilizar o tratamento conformacional. Novamente, utilizando-se o ^{60}Co ou as técnicas de IMRT, os valores de dose medidos são mensuráveis, principalmente no caso do IMRT mais complexo.

4.1.1.4 - Estômago, fígado e esôfago

A dose para o tratamento conformacional mantém-se significativamente mais baixas quando comparada com aquelas medidas para as outras técnicas. Já as doses, quando do emprego do IMRT, apresentam-se não muito diferentes entre si e superiores aquelas avaliadas quando do uso de ^{60}Co e radioterapia conformacional.

O fato da técnica de IMRT (1) ser responsável por doses maiores que as medidas no caso do IMRT (2) está relacionado com o campo de irradiação, ou seja, partes desses órgãos podem estar sendo irradiadas com fótons espalhados oriundos do feixe direto.

4.1.1.5 - Pulmão direito e esquerdo

Mais uma vez, a técnica conformacional gerou doses menores em órgãos distantes do volume alvo, o pulmão esquerdo e o direito. As outras três técnicas resultaram em doses parecidas no pulmão. Provavelmente, parte do órgão está sujeita ao espalhamento de radiação oriunda do feixe de tratamento.

As doses de pulmão esquerdo para ^{60}Co e IMRT(2) não são apresentadas, uma vez que os dosímetros TL não puderam ser recuperados em bom estado após as irradiações.

4.1.1.6 - Mama direita e esquerda

O tratamento conformacional continua gerando uma dose aproximadamente três vezes menor que as doses encontradas para as outras técnicas. Essas doses possuem grande contribuição de radiação de fuga e do próprio feixe primário de radiação.

4.1.2 Superestimativa de dose absorvida para um tratamento completo de radioterapia.

Usualmente um tratamento completo realizado pelo paciente oncológico é composto por trinta sessões de radioterapia espaçadas de 24 horas. A tabela 16 demonstra os valores de dose absorvida em cada órgão, extrapolados para as 30 sessões, ou seja, podemos observar as doses recebidas pelo paciente ao final de seu tratamento radioterápico.

Tabela 16: Valores de dose absorvidas em órgãos distantes ao volume de tratamento extrapolados para as trinta sessões que compõem um tratamento radioterápico completo.

Órgão	Dose (cGy)			
	Conformacional	Irradiador de Cobalto	IMRT (1)	IMRT(2)
Bexiga	1,8	5,4	6	9,9
Útero	1,5	5,4	7,2	9,9
Gônada direita	1,5	5,4	7,5	10,8
Gônada esquerda	1,5	6	6,9	9,9
Medula óssea	1,2	10,5	13,5	19,5
Estômago	6	23,7	35,1	26,4
Fígado	6,6	28,8	34,5	30,6
Pulmão direito	40,2	93,9	113,7	111
Pulmão esquerdo	43,8	desconhecido	130,5	desconhecido
Esôfago	39,6	89,4	116,7	95,7
Mama direita	20,1	60,3	55,5	47,1
Mama esquerda	16,2	60,3	65,7	57,3

Os gráficos apresentados nas figuras 45 a 56 ilustram as diferentes doses absorvidas nos órgãos distantes ao volume de tratamento extrapoladas para um tratamento completo de radioterapia composto de trinta sessões.

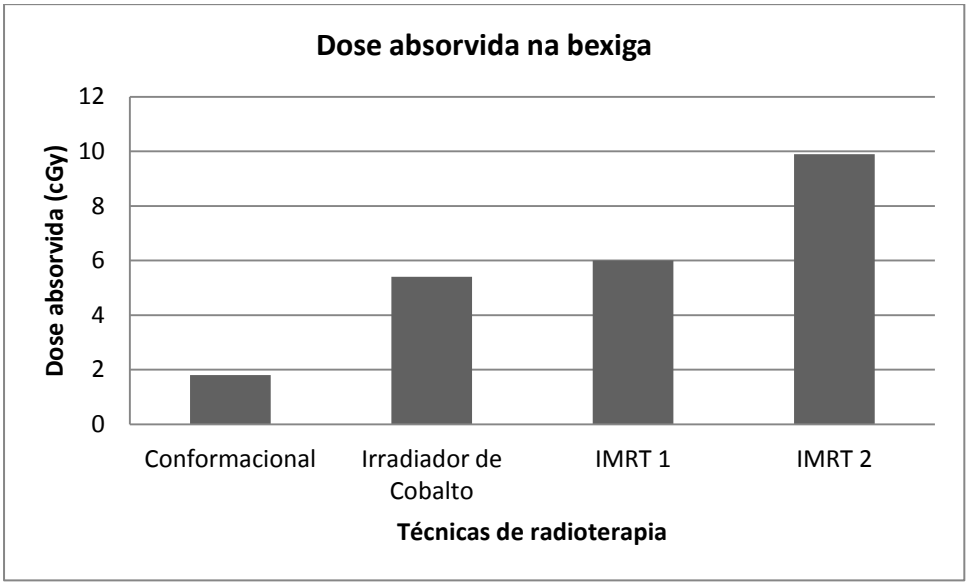

Figura 45: Gráfico de dose absorvida pela bexiga ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

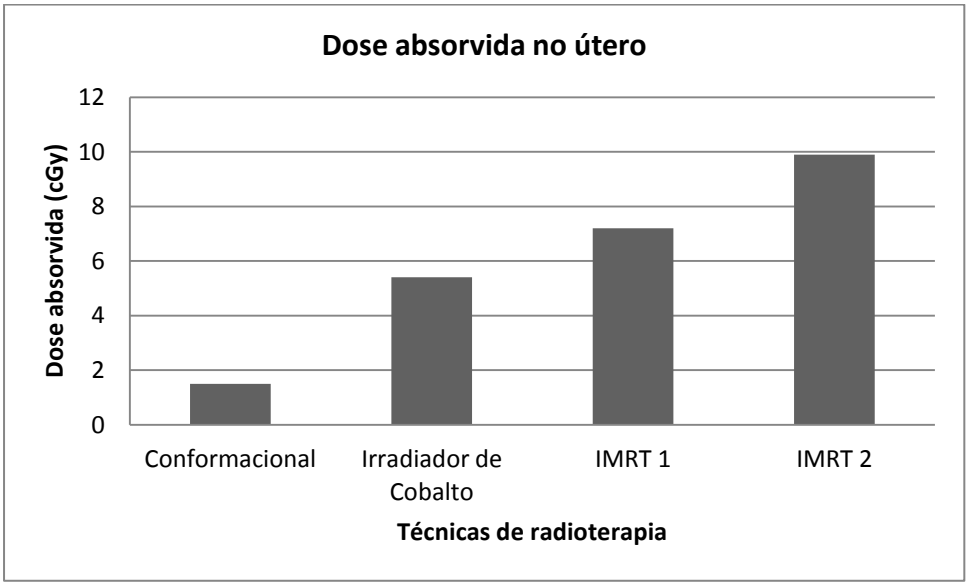

Figura 46: Gráfico de dose absorvida pelo útero ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

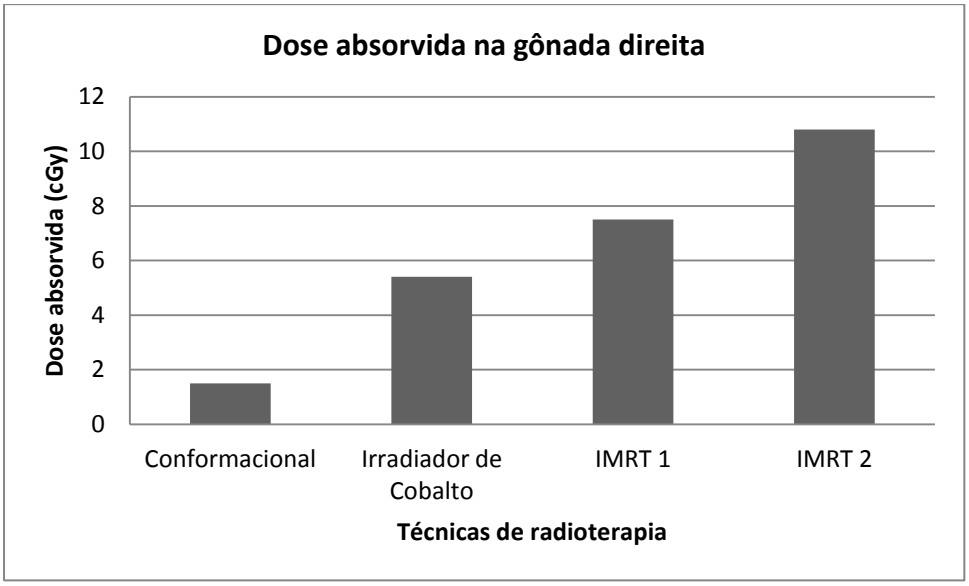

Figura 47: Gráfico de dose absorvida pela gônada direita ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

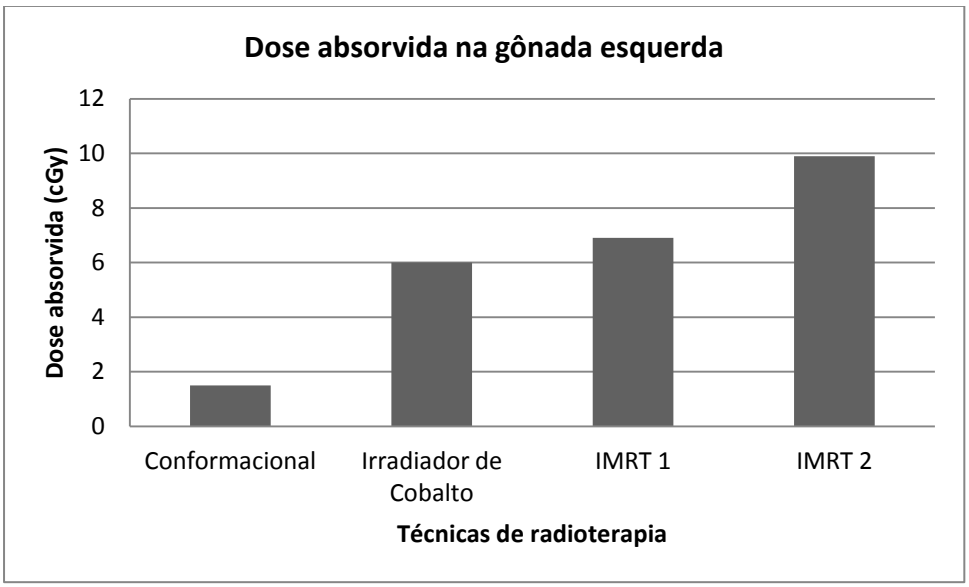

Figura 48: Gráfico de dose absorvida pela gônada esquerda ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

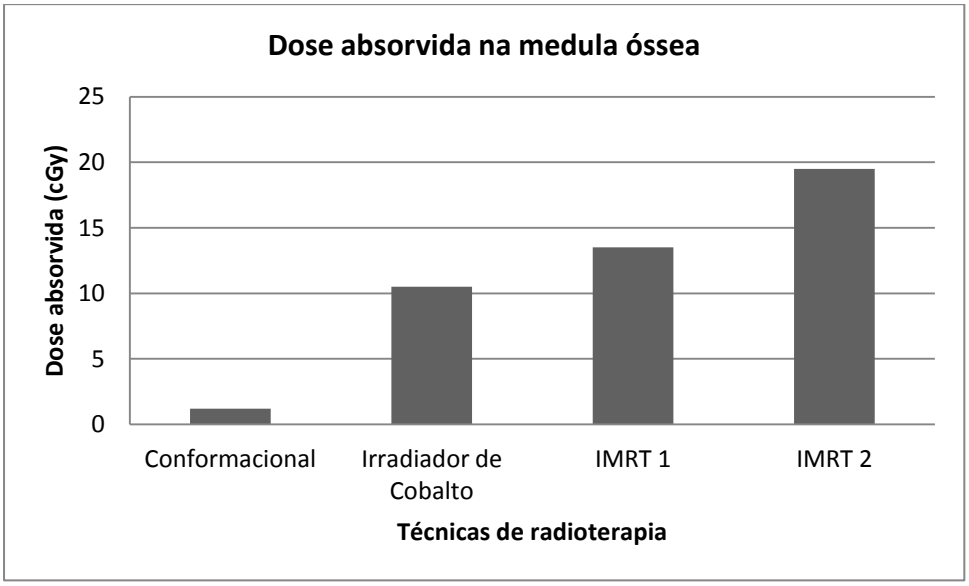

Figura 49: Gráfico de dose absorvida pela medula óssea ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

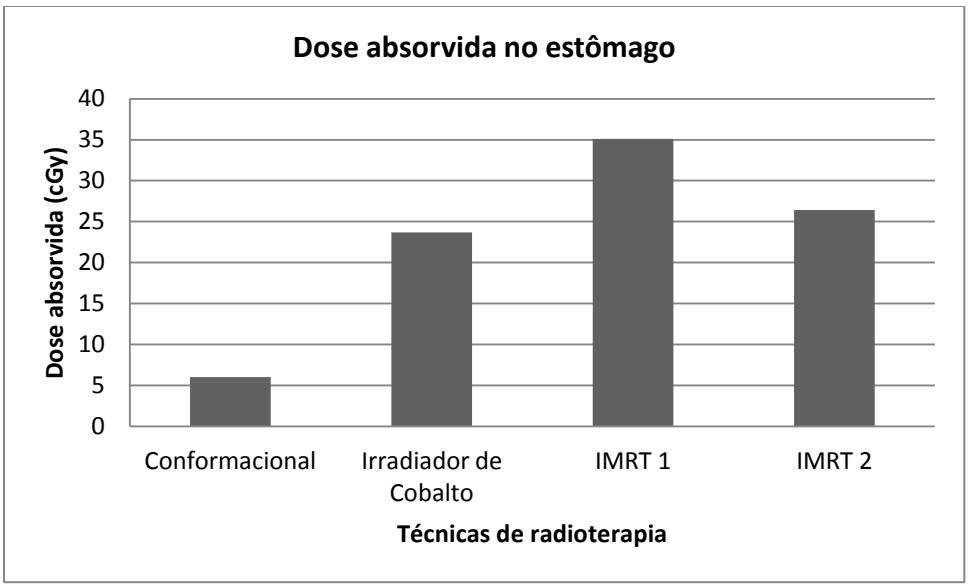

Figura 50: Gráfico de dose absorvida pelo estômago ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

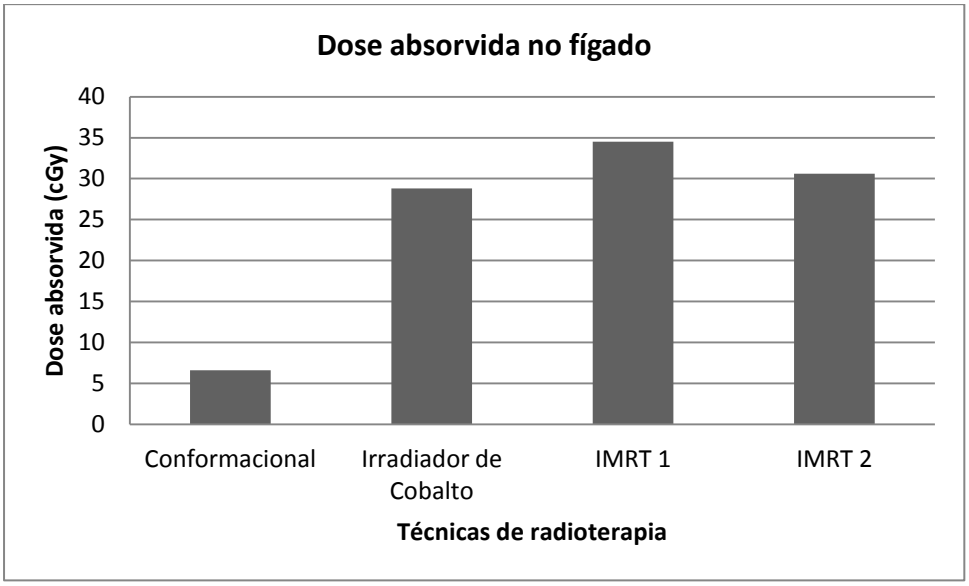

Figura 51: Gráfico de dose absorvida pelo fígado ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

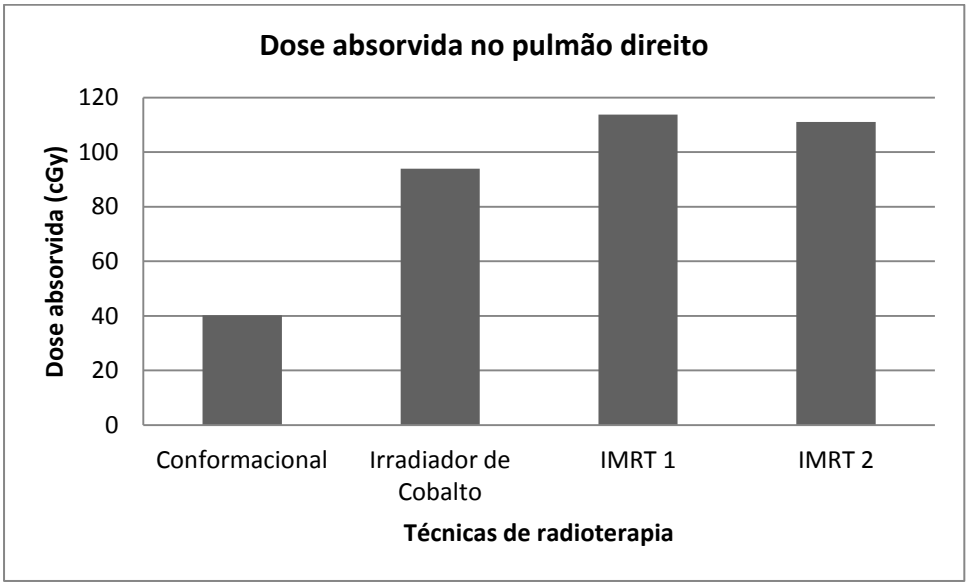

Figura 52: Gráfico de dose absorvida pelo pulmão direito ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

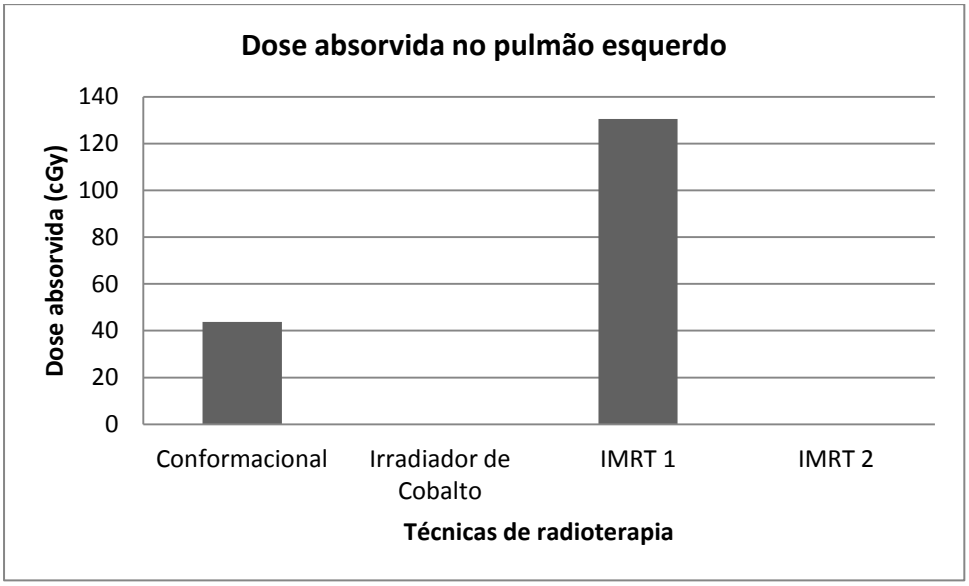

Figura 53: Gráfico de dose absorvida pelo pulmão esquerdo ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

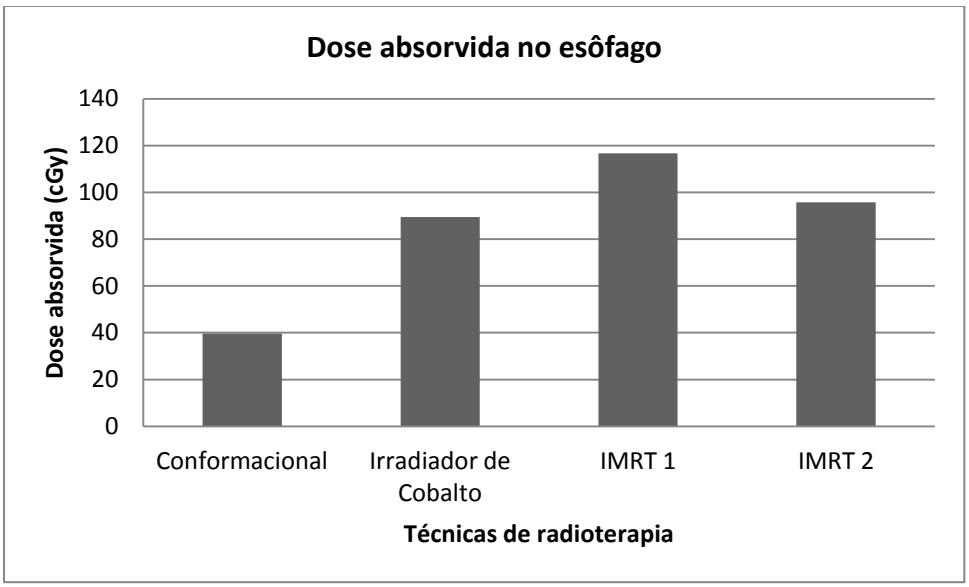

Figura 54: Gráfico de dose absorvida pelo esôfago ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

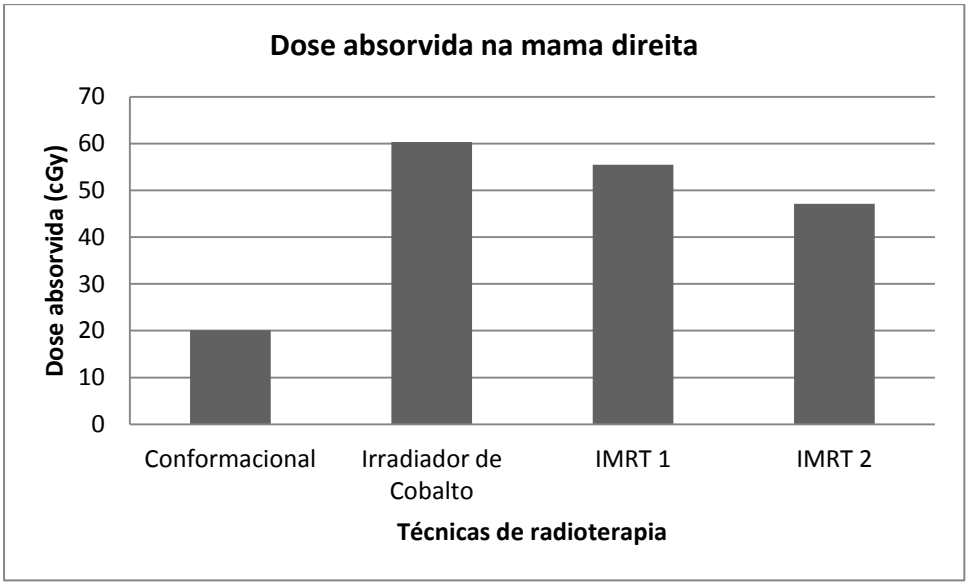

Figura 55: Gráfico de dose absorvida pela mama direita ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

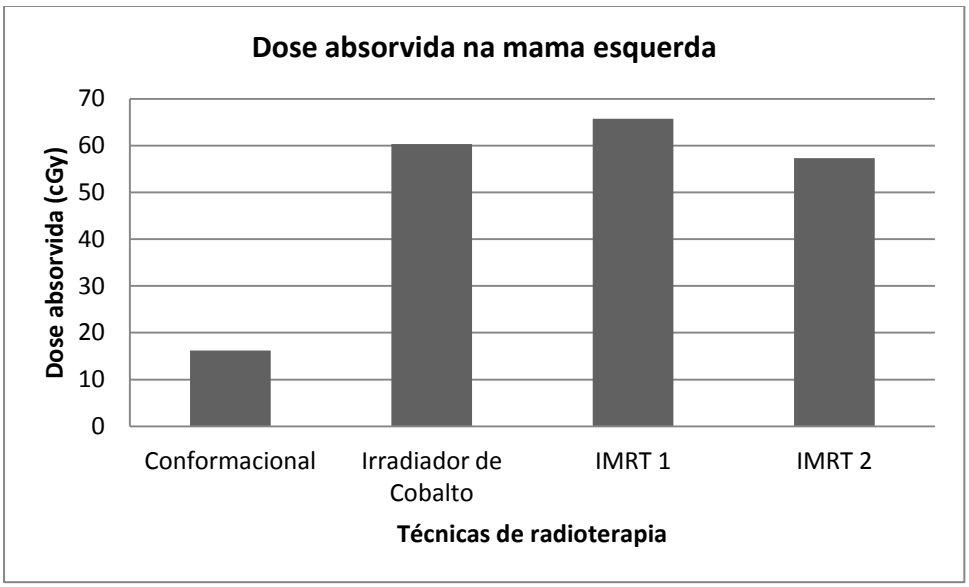

Figura 56: Gráfico de dose absorvida pela mama esquerda ao final das trinta sessões de tratamento radioterápico para as diferentes técnicas de irradiação.

4.2.3 Considerações gerais

Em uma análise geral dos valores encontrados, podemos observar que, embora as doses encontradas em tratamentos que utilizam a técnica de IMRT sejam maiores, não são significativamente diferentes daqueles encontrados para os tratamentos com ^{60}Co. Devemos considerar que esta técnica apresenta uma grande vantagem quando comparada com irradiações de ^{60}Co pois, a precisão com que irradiamos o volume de interesse, possibilita proteger com mais eficácia os órgãos sadios que o circundam.

Relacionando uma técnica conformacional com a irradiação com ^{60}Co, podemos notar uma dose menor no tratamento 3D em órgãos distantes, uma vez que os irradiadores de cobalto apresentam uma dose maior nos órgãos distantes devido a fuga de radiação pelo cabeçote o que aumenta a dose a uma proporção de aproximadamente quatro vezes em relação a técnica conformacional.

Técnicas de IMRT possibilitam diminuir a toxidade no volume irradiado de tratamento, em compensação, a dose em órgãos distantes aumenta consideravelmente quando comparada com técnica conformacional. Este aumento de dose tem grande relação com a fuga de radiação de cabeçote.

As elevadas doses encontradas em órgãos próximos ao volume de interesse podem estar relacionadas, em grande parte, ao espalhamento interno do próprio fantoma, simulando exatamente o que é esperado em um paciente. Como por exemplo, as doses encontradas em órgãos mais internos como o pulmão e esôfago, são maiores que as doses encontradas nas mamas onde os dosímetros estão posicionados mais superficialmente, isto demonstra a relação de dose absorvida de espalhamento interno no fantoma, uma vez que o limite inferior do campo de tratamento está posicionado acima dessas regiões.

Incertezas presentes em todas as medidas para cada órgão, não estão relacionadas somente com a flutuação natural de respostas dos dosímetros termoluminescentes, pois, os dosímetros não se encontram localizados exatamente na mesma posição dentro dos órgãos simulados. Principalmente quando se trata da técnica de IMRT, onde os gradientes de dose são elevados, certamente a dose recebida por cada

TLD dentro do mesmo órgão, não é a mesma e, quando comparadas com irradiações de ^{60}Co, espera-se que as incertezas associadas a estas doses sejam maiores.

5 – CONCLUSÕES

Historicamente, tem sido aceito o risco de malignidade secundária causada pelo tratamento de tumores primários, considerando um possível benefício apresentado por técnicas avançadas em tratamentos radioterapêuticos como o IMRT, onde é possível ter um controle maior de volume de irradiação, poupando os tecidos sadios que circundam a região de tratamento. Contudo, introduzir sofisticadas técnicas de tratamento não necessariamente garante uma redução de dose de corpo inteiro, uma vez que, devemos considerar as doses indesejadas de radiação de fuga e espalhada oriundas do próprio equipamento ou ainda, a radiação espalhada internamente no paciente.

Este trabalho comparou quatro técnicas de tratamentos diferentes, sendo, um tratamento convencional utilizando um irradiador de cobalto-60, e outros três tratamentos de complexidades diferentes em um acelerador linear clínico considerando irradiações de cabeça e pescoço simulando tratamentos reais. As doses encontradas em órgãos distantes quando da utilização de IMRT aumentam consideravelmente quando comparadas com aquelas medidas quando do uso da técnica conformacional. Isto se deve em grande parte à radiação de fuga do cabeçote do acelerador linear e radiação espalhada.

Quando se compara a técnica mais antiga de tratamento com irradiadores de cobalto 60 ao tratamento conformacional com o uso do acelerador linear de 6 MV, a radiação de fuga do cabeçote do irradiador de cobalto-60 faz com que as doses medidas nos órgãos distantes sejam cerca de quatro vezes maiores do que aquelas medidas para o tratamento conformacional.

No caso dos órgãos mais próximos ao volume alvo, à região de cabeça e pescoço, a radiação espalhada internamente no paciente faz com que as doses medidas nos órgãos internos sejam maiores que aquelas medidas nos órgãos superficiais. Assim, as mamas apresentam doses menores que aquelas avaliadas no esôfago.

Quando se compara os tratamentos utilizando o irradiador de cobalto 60 e a técnica conformacional com uso de acelerador linear clínico com feixe de 6 MV, no que diz respeito às doses em órgãos distantes, a vantagem da técnica conformacional é óbvia. As doses medidas nos órgãos distantes no caso do tratamento conformacional são muito menores e a proteção dos órgãos sadios no entorno do volume alvo é muito mais

efetiva quando comparada com a técnica utilizando o irradiador de cobalto 60. Já quando se compara a técnica conformacional com a de IMRT, uma análise mais cuidadosa deve ser realizada. Há de se avaliar o quanto se ganha em redução de efeitos imediatos da radiação nos órgãos sadios no entorno do volume alvo utilizando a radioterapia de intensidade modulada frente à probabilidade de desenvolvimento de câncer em órgãos distantes devido aos efeitos estocásticos da radiação.

5.1 – Sugestão para trabalhos futuros

Uma sugestão para trabalhos futuros seria estudar a probabilidade de desenvolvimento de tumores secundários em órgãos distantes em função da dose para os pacientes submetidos a diferentes modalidades de tratamentos radioterapêuticos apresentando complexidades diferentes e, portanto, diferentes níveis de radiação de fuga e espalhada.

6- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] G. C. Bentel, Radiation Therapy Planning, 2 ed.

[2] J. R. Williams, D. I. Thwaites, Radiotherapy Physics in practice. 2ed.

[3] E. Okuno, I. L. Caldas, C. Chow, Física para ciências biológicas e Biomédicas, 1 ed., Ed. Harbra, 1982.

[4] D. Verellen, F. Vanhavere. Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region. Radiotherapy and Oncology 53 (1999) 199-203.

[5] G. Xu, B. Bednarz, H. Paganetti. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. Physics in Medicine and Biology, 53, p.193-241, 2008.

[6] A. A. Cigna et al. Dose due to scattered radiation in external radiotherapy: A prostate cancer case history. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 108, No. 1, p 27-32, 2004.

[7] www.inca.gov.br , Instituto Nacional do Câncer.

[8] Ministério da saúde, Instituto Nacional do Câncer (INCA). Estimativas 2012: Incidência de Câncer no Brasil.Rio de Janeiro/RJ, 2011.

[9] Ministério da saúde, Instituto Nacional do Câncer (INCA). Câncer no Brasil: Dados dos Registros de Base Poplacional. Vol. IV, Rio de Janeiro/RJ, 2010.

[10] L. A. M. Scaff, Física da radioterapia, Ed. Sarvier, 1 ed., 1997.

[11] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Educational Report Series, IAEA, Viena, Austria, 2005.

[12] L. Furnari, Controle de qualidade em Radioterapia, Revista Brasileira de Física Médica 3, p. 77-90, 2009. 64

[13] W. Schlegel, T. Bortfeld and A. Grosu New technologies in radiation Oncology. 1ª edição, Springer Berlin Heidelberg New York. Germany, 2006.

[14] L. Tauhata, I. P. A. Salati, R. Di Prizio., A. R. Di Prizio . Fundamentos da Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, 2002.

[15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, 2007.

[16] S. D. Davis et al. The response of LiF thermoluminescence dosemeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to 60Co gamma rays. Radiation Protection Dosimetry. Vol.106, No. 1, p. 33-43, 2003.

[17] CAMPOS, L. T. Estudo dos efeitos da heterogeneidade de pulmão na avaliação da dose absorvida em radioterapia. Tese de Mestrado, IRD, Rio de Janeiro, RJ, 2006.

[18] L. A. R. DA ROSA, D. F. REGULLA, U. A FILL. Reproducibility Study of TLD-100 Micro-Cubes at Radiotherapy Dose Level. Applied Radiation and Isotopes , v.50, p.573 - 577, 1999.

[19] P. D. TOWNSEND Thermoluminescence in Lithium Fluoride. Physics Review. 155, 3, 908-917, 1967.

[20] L. A. R. DA ROSA, D. F. REGULLA, U. A. FILL. Precision for low dose assessment using TLD-100 chips and computerized glow curve analysis. Radiation Protection Dosimetry. 85, 1-4, 175-178, 1999.

[21] J.R. Cameron, N. Suntharalingam and G. N. Kenney. Thermoluminescent Dosimetry. Madison, USA, Univ. Wiscosin Press, 1968.