

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP-DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

MIRKO S. ALVA SÁNCHEZ

ESTUDO DE PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS E
DOSIMETRIA *IN VIVO* EM RADIOTERAPIA

RIBEIRÃO PRETO

2007

MIRKO S. ALVA SÁNCHEZ

**ESTUDO DE PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS E
DOSIMETRIA *IN VIVO* EM RADIOTERAPIA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia, da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências – Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Prof^a. Dra. Patrícia Nicolucci.

RIBEIRÃO PRETO - SP

2007

FICHA CATALOGRÁFICA

Alva Sánchez, Mirko S.

Estudo de parâmetros dosimétricos e dosimetria *in vivo* em radioterapia. Ribeirão Preto, 2007.

60p. : il. ; 30 cm

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/ USP – Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Patrícia Nicolucci.

1. Radioterapia. 2. Irradiação de corpo inteiro. 3. Dosimetria *in vivo*.

*Dedico este trabalho:
a meus pais Zoila e Agustín, irmãos:
Hugo, Henri, Cecilia, Wilber, Nivia e Frank,
Meus dois sobrinhos: Daniel e Ariana, e à
minha família toda,
Especialmente a memória da minha tia Vilma...*

AGRADECIMENTOS

Este trabalho é o fruto de muitas colaborações, assim eu gostaria de agradecer aquelas pessoas que de uma ou outra forma cooperaram com o desenvolvimento deste trabalho.

Gostaria de agradecer a Deus, por me permitir ser, saber e fazer.

A minha orientadora, Prof^a Dra. Patrícia Nicolucci pela orientação certa, paciência, compreensão, amizade, e confiança depositada.

Aos professores do DFM, pelos exemplos e conhecimento transmitido.

Aos funcionários do DFM, principalmente ao Élcio, e Aziani, pela disponibilidade e suporte técnico.

Ao pessoal do CIDRA, pela amizade e ajuda toda.

Aos professores da Universidade Nacional de Trujillo, especialmente ao professor Garín Janampa, pela amizade e incentivo a crescer profissionalmente.

Ao amigo Lucas N. Oliveira e Luana, pela amizade sincera, idéias e ajuda constante em todos os momentos que a vida apresenta.

A minha amiga Claudia, pelas conversas, amizade sincera, paciência, e disponibilidade de ajuda a qualquer hora.

Aos meus amigos da sala de estudos: Alessandra e Diego, Marina Piacenti, Thatiane, pela amizade, as conversas, e brincadeiras.

Aos amigos da pós-graduação: Moises, Ailton, Lindomar, Lucas Baggio, Alexandre, Jorge, João Paulo, Tiago, Rondinele, Mônica Campiteli e Rodrigo, Luciana Murakami, Marina

Pires, Lucio e Ana Paula, pela convivência, incentivo, brincadeiras e companhia sempre indispensáveis.

Aos amigos (as): Andréa e Silvio, Telma, Ana Carolina, Karina, Mariana, Juliana, Gesline e Ernando, Leandro, Rodrigo Pires, Virgílio, Selma, Cleidson, Glauber, Luciana, Carlo e Naira, Priscila, José Wilson, Rogério, Lourdes, Antonio, Denis Eduardo, pelo convívio e amizade.

Aos meus amigos que se somaram à lista das minhas amizades inesquecíveis, principalmente a: Sandra, Marita, Mônica, Roxana, Márcia, Fernanda, José, Luis, Carlos e Eliana, Karla pela grande amizade.

Ao meus amigos da minha turma de Física da Universidade Nacional de Trujillo, Lucia, Silvia, Bertha, Edmundo, William, Willard, Melissa, e especialmente a Virginia e Victor pela amizade e hospitalidade no convívio no Rio de Janeiro.

À CAPES pelo apoio financeiro.

À USP pela infra-estrutura oferecida.

RESUMO

ALVA SANCHEZ, M. S. *Estudo de parâmetros dosimétricos e dosimetria in vivo em Radioterapia*. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007. 60 p.

Os resultados esperados em Radioterapia requerem o controle da qualidade dos procedimentos executados, existindo a necessidade de avaliar-se a dose administrada aos pacientes e sendo recomendado que a diferença percentual entre as doses prescrita e administrada esteja entre -5% e +7%, conforme a Comissão Internacional sobre Unidades e Medidas em Radiação (ICRU). Especificamente em tratamentos de irradiação de corpo inteiro (TBI, do inglês *Total Body Irradiation*), que emprega distâncias fonte-superfície extensas e campos largos de radiação, apresentando um grau de complexidade elevada quando comparada com os procedimentos convencionais, não há um protocolo bem estabelecido para o cálculo da dose absorvida. Considerando-se, por outro lado, os efeitos colaterais severos associados ao tratamento, TBI requer um controle rigoroso das doses administradas ao paciente, fazendo com que um programa de verificação do tratamento através de dosimetria *in vivo* seja imprescindível. O presente trabalho apresenta um estudo dos parâmetros dosimétricos, para campos convencionais e de irradiação de corpo inteiro, como parte de um programa de controle da qualidade em Radioterapia. Os parâmetros dosimétricos foram determinados utilizando-se dosímetros termoluminescentes, câmara de ionização e dosímetro semicondutor. Avaliaram-se as correções necessárias para o uso dos parâmetros dosimétricos, obtidos em condições convencionais, nos tratamentos de irradiação de corpo inteiro, apresentado-se, ainda, uma metodologia de dosimetria *in vivo* para tratamentos de TBI. Os resultados obtidos permitem concluir que os parâmetros dosimétricos utilizados em TBI devem ser obtidos nas condições próprias desse tipo de técnica, não devendo ser adaptados de condições convencionais, e que a metodologia de dosimetria de entrada é adequada para avaliação das doses nessa técnica de tratamento.

Palavras-chave: Radioterapia, Irradiação de corpo inteiro, dosimetria *in vivo*

ABSTRACT

ALVA SANCHEZ, M. S. *Study of dosimetric parameters and in vivo dosimetry in Radiotherapy*. [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007. 60 p.

The expected outcomes in Radiotherapy require a strict quality control program to be performed in order to evaluate the doses delivered to patients. Accordingly to the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) the possible discrepancies between prescribed and delivered doses to patients must be in a range of -5% and +7%. Treatments of total body irradiation (TBI) use large source-surface distances and broad radiation fields, showing high complexity when compared to conventional procedures and do not present a well-established protocol for the calculation of the absorbed dose. On the other hand, considering, the severe collateral effects associated to this treatment, TBI requires a rigorous control of the doses administrated to the patient and a program of verification of the treatment through *in vivo* dosimetry is paramount. This work presents a study of dosimetric parameters for both conventional and total body irradiation treatments as part of a quality control program in Radiotherapy. The dosimetric parameters had been determined using termoluminescente dosimetry, ionization chamber, and semiconductor dosimeters. Possible corrections for the use of the conventional conditions-obtained parameters in total body irradiation were evaluated. An *in vivo dosimetry* methodology had been also studied to be applied to TBI treatments. The obtained results leads to the conclusions that TBI dosimetric parameters must be obtained under proper irradiation conditions and should not be adapted from conventional conditions and that entrance dosimetry is an adequate technique to evaluate delivered doses in TBI.

Key words: Radiotherapy, Total Body Irradiation, *in vivo* Dosimetry.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO I - FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
I.1 INTRODUÇÃO.....	4
I.2 RADIOTERAPIA.....	4
I.3 IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO	5
I.4 GRANDEZAS E PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS.....	6
I.4.1 Dose absorvida	7
I.4.2 Porcentagem de Dose Profunda.....	8
I.4.3 Razões Tecido-Fantoma e Tecido-Máximo	9
I.4.4 Lei do inverso do quadrado das distâncias.....	10
CAPÍTULO II – MATERIAIS E MÉTODOS	11
II.1 OBJETOS SIMULADORES.....	11
II.2 DOSÍMETROS.....	12
II.2.1 Câmara de ionização (CI).....	12
II.2.2 Dosímetros termoluminescentes.....	12
II.2.3 Diodo	13
II.3 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA.....	14
II.3.1 Calibração dos TLDs.....	14
II.3.2 Características do diodo	15
II.3.3 Calibração de entrada e saída do diodo	16
II.3.4 Porcentagem de dose profunda.....	18
II.3.5 Razão tecido-máximo	20
II.4 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE TBI	20
II.4.1 Calibração de entrada e saída do diodo	21
II.4.2 Porcentagem de dose profunda para TBI	21
CAPÍTULO III-RESULTADOS E DISCUSSÕES	24
III.1 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA.....	24
III.2.1 Fatores de calibração para os TLDs no objeto simulador homogêneo.....	24
III.2.2 Dependências de resposta para o diodo no OSH.....	25
III.2.3 Fator de calibração de entrada e saída para o diodo no OSH.....	28

III.2.4	Fator de calibração de entrada e saída para o diodo no OSA.....	28
III.2.5	Porcentagem de dose profunda.....	29
III.2.6	Razão tecido-máximo para o OSH.....	35
III.2	MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE TBI.....	36
III.2.1	Fatores de calibração de entrada e saída para o diodo no OSA.....	36
III.2.2	Porcentagem de dose profunda em condições de TBI.....	38
III.2.3	Correção da taxa de dose de referência para condições de TBI com a lei do inverso do quadrado das distâncias	40
III.3	DOSIMETRIA IN VIVO PARA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO	40
	CAPITULO IV-CONCLUSÕES.....	43

TABELA DE FIGURAS

Figura I.1:	Porcentagem de dose profunda (PDP) para diferentes feixes de radiação (ATTIX, 1986).	8
Figura II.1:	Objeto simuladores: a) polimetilmetacrilato (PMMA) homogêneo e b) Alderson Rando Masculino antropomórfico.	11
Figura II.2	Pastilhas termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio (TLD-100).....	13
Figura II.3:	Dosímetro semiconductor SFH 205 tipo-n. a) diodo coberto com a camada de alumínio e borracha, b) o diodo coberto com a camada de acrílico.	14
Figura II.4:	Esquema da calibração do diodo com o objeto simulador homogêneo de PMMA. a) calibração de entrada, b) calibração de saída.	17
Figura II.5:	Esquema para determinação da porcentagem de dose profunda, onde d é uma profundidade qualquer e m é a profundidade de dose máxima no material.	19
Figura II.6:	Esquemática da definição da razão tecido-máximo	20
Figura II.7	Esquema da calibração do diodo, em condições de TBI, na entrada do objeto simulador antropomórfico	23
Figura III.1	Fator de calibração dos TLDs, com fonte de ^{60}Co , em condições de referência.	24
Figura III.2:	Fator de calibração dos TLDs do lote 2, com fonte de ^{60}Co , em condições de referência.	25
Figura III.3:	Fator de correção de resposta do diodo em função da distância fonte-superfície em condições de referência.....	26
Figura III.4:	Fator de correção de resposta do diodo em função da taxa de dose em condições de referência	27
Figura III.5:	Fatores de correção para a angulação do feixe: a) longitudinal, b) transversal.....	27

Figura III.6:	Medidas de porcentagem de dose profunda (PDP), no objeto simulador homogêneo, obtidas com a câmara de ionização e TLDs para condições de referência.	30
Figura III.7:	Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).	31
Figura III.7:	Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).	32
Figura III.7:	Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).	33
Figura III.7:	Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis.	34
Figura III.8:	Porcentagens de dose profunda no plano coronal médio do OSA nas regiões do crânio, fúrcula, e pélvis, tendo como referência o mediastino.	35
Figura III.9:	Razão tecido-máximo, obtida com TLDs e câmara de ionização, em condições de referência, no objeto simulador homogêneo.	36
Figura III.10:	Porcentagem de dose profunda (PDP) no mediastino, no objeto simulador de antropomórfico, obtidas com os TLDs em distâncias fonte-superfície de 200 a 350 cm.	38

INTRODUÇÃO

Há mais de um século, a Radioterapia utiliza radiação ionizante para erradicar células neoplásicas danificando o menos possível os tecidos sadios dos pacientes. Os procedimentos na Radioterapia dividem-se em duas modalidades: braquiterapia e teleterapia, esta última podendo ser convencional e não convencional. Por Radioterapia convencional entendem-se tratamentos realizados em um conjunto de condições estabelecidas em protocolos clínicos e envolvendo parâmetros como tamanho de campo, distância fonte-superfície (DFS), tipo e energia do feixe de irradiação, entre outros. Os tratamentos não convencionais, ou de não-referência, são todos aqueles tratamentos que não conservam ou não cumprem as condições de referência.

A irradiação do corpo inteiro (TBI, do inglês *Total Body Irradiation*) é uma técnica em teleterapia não convencional e é frequentemente utilizada como parte dos tratamentos de pré-transplante de medula óssea em enfermidades como leucemia, anemia aplástica e alguns linfomas, entre outros. A finalidade da TBI é destruir as células da medula óssea com o intuito de imunossuprimir o paciente para que este possa receber a nova medula, sendo normalmente acompanhada por ciclos de quimioterapia (SARFARAZ et al., 2001; HARDEN et al., 2001; PALKOSKOVÁ et al., 2002; HUI et al., 2004; SAGUS et al., 2005; HEINZELMANN et al., 2006).

A TBI utiliza doses, em média, de 12 Gy, fracionadas em três dias, aproximadamente (AAPM, 1986), e campos largos, posicionamento do paciente em distâncias extensas, tornando o procedimento complexo devido às incertezas na determinação da dose e da variação de dose em profundidade, assim como também à dificuldade de reprodutibilidade no posicionamento entre frações, provocando não homogeneidade da dose. Por tal motivo, foram propostas diferentes técnicas de posicionamento com intuito de melhorar a homogeneidade da dose nesses tratamentos (AAPM, 1986; HUSSEIN et al., 1995; BAN et al., 1997; CHRÉTIEN et al., 2000; SARFARAZ et al., 2001; HARDEN et al., 2001).

Em Radioterapia convencional, normalmente utilizam-se parâmetros dosimétricos, tais como a porcentagem de dose profunda e/ou a razão tecido-máximo, para corrigir a taxa de dose de referência e determinar-se a dose em diferentes profundidades e órgãos do

paciente. Sendo o tratamento utilizando TBI um procedimento complexo e não convencional, os parâmetros dosimétricos obtidos em condições de referência não podem ser utilizados diretamente para cálculo das doses absorvidas pelo paciente, já que esses parâmetros se aplicam apenas para distâncias fonte-superfície convencionais (BEDFORD et al., 1998).

Os possíveis efeitos colaterais severos resultantes de tratamentos radioterápicos, e, especialmente, em TBI, exigem que se possa garantir a qualidade do tratamento, sendo de extrema importância que exista uma concordância entre a dose prescrita e a dose absorvida pelo paciente. A diferença percentual entre as doses prescrita e recebida foi estipulada, pela Comissão Internacional sobre Unidades e Medidas em Radiação (ICRU, do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*), em um máximo de -5 % e +7% para o volume de tratamento (ICRU, 1999). Entretanto, esse desvio percentual, em um tratamento com TBI, pode comprometer seriamente o pulmão do paciente, levando ao desenvolvimento de pneumonitis radio-induzida (SAMPATH et al., 2005), e estando ligado, ainda, a alta toxicidade gastro-intestinal do tratamento (BUCHALI et al., 2000).

Segundo a Organização Mundial da Saúde, o controle da qualidade de tratamentos radioterápicos está ligado a fatores que podem ser classificados como clínicos, físicos ou dosimétricos e de aplicação prática (IAEA, 2000) e, especificamente em TBI, a avaliação do tratamento deve ser realizada com um dosímetro de leitura em tempo real, como na dosimetria utilizando diodos semicondutores (ESTRO, 2001; AAMP, 2005), para que possíveis erros no posicionamento do paciente ou dosimetria do feixe possam ser corrigidos antes do tratamento (RIKNER et al., 1987; LUSE et al., 1996; TRUJILLO, 1998; MILLWATER et al., 1998; MANGILI et al., 1999), embora possam ser utilizados outros tipos de dosimetria que apresentem respostas adequadas para o controle da qualidade dos tratamentos em TBI, como a dosimetria termoluminescente (PACYNA et al., 1997; PALKOSKOVÁ et al., 2002; GIORDANI et al., 2004).

Este trabalho tem como objetivos a comparação de parâmetros dosimétricos em tratamentos convencionais e não-convencionais e o estudo de uma metodologia para a verificação do tratamento de TBI. Para determinação dos parâmetros dosimétricos estudados, foram empregados dosímetros termoluminescentes (TLDs) e um conjunto câmara de ionização-eletrômetro para tratamentos convencionais. No caso de tratamentos

com TBI (não-referência) foram utilizados TLDs juntamente com detectores semicondutores de silício.

Assim, a presente dissertação apresenta, no Capítulo II, a abordagem dos aspectos teóricos, clínicos e físicos, ligados à Radioterapia.

Os materiais e métodos empregados no desenvolvimento do trabalho são descritos no Capítulo III. Neste capítulo, são explicitadas as metodologias de montagem dos experimentos para obtenção dos parâmetros dosimétricos, com objetos simuladores homogêneo e não homogêneo, e dos fatores de calibração dos detectores utilizados. Nesse capítulo é descrito, também, o procedimento de TBI com o objeto simulador não homogêneo, e o desenvolvimento de uma metodologia para a verificação do tratamento empregando detectores semicondutores.

Os dados obtidos nos experimentos realizados são apresentados, analisados, e discutidos no Capítulo IV.

No Capítulo V são apresentadas as conclusões do trabalho realizado, abordando os aspectos mais relevantes sobre a dosimetria e a verificação do tratamento em TBI, e as perspectivas futuras do trabalho.

CAPÍTULO I - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

I.1 INTRODUÇÃO

A Radioterapia iniciou-se pouco tempo após o descobrimento das radiações ionizantes, no final do século XIX (WILLIAMS, 2000). A aplicação da Radioterapia para tratamento de algumas doenças, especificamente em tumores malignos, se converteu em uma ferramenta comum na medicina, inicialmente sem que fossem conhecidos os riscos do uso de radiação ionizante e, mais tarde, detectando-se efeitos deletérios nos tecidos sadios irradiados. O estudo da interação da radiação com a matéria demonstrou a existência da probabilidade de transmissão de energia da radiação para os átomos do meio quando feixes de fótons atravessam a matéria. Desta forma, com o avanço da Radioterapia foi necessário definir novos conceitos e grandezas em radiação ionizante, sendo criado o ICRU, em 1925, organização encarregada de definir os conceitos que envolvem o uso e a quantificação das radiações ionizantes.

I.2 RADIOTERAPIA

A aplicação de radiação ionizante para tratamento de células neoplásicas é chamada *Radioterapia*. Os sítios de tratamentos mais comuns na Radioterapia são o câncer de próstata, pulmão, mama, e colo do útero (MINISTERIO DA SAÚDE, 2005). O principal objetivo da Radioterapia é erradicar as células cancerígenas danificando o menos possível os tecidos sadios circunvizinhos. Para tanto, têm sido desenvolvidas novas tecnologias em equipamentos de tratamento que possibilitam a escolha de diferentes tipos e energias de radiação, como por exemplo, os aceleradores lineares com múltiplas possibilidades de feixes. Atualmente, unidades de terapia acopladas a sistemas de planejamento computadorizado podem permitir a modulação da intensidade do feixe para o tratamento de tumores nas suas diversas localizações anatômicas - superficiais ou profundas (KHAN, 2003; BEVAIS et al., 2005).

A aplicação da Radioterapia pode ser realizada de acordo com duas técnicas de posicionamento da fonte de radiação em relação ao tumor: à distância, denominada

teleterapia, e de contato, denominada *braquiterapia*. Na teleterapia, a fonte de radiação é posicionada a uma distância superior a 40 cm do tumor, tipicamente a uma distância de 80 cm para fontes de ^{60}Co e 100 cm para aceleradores lineares. Na braquiterapia, a fonte de radiação (normalmente um elemento radioativo) é colocada em contato ou dentro do volume a ser tratado.

Os procedimentos em teleterapia, por sua vez, dividem-se em *convencionais*, ou de referência, e *não convencionais*. Um tratamento convencional refere-se a um conjunto de condições similares às estabelecidas em protocolos de dosimetria clínica, como o documento TRS-398, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*). Dentre as condições de referência, estão o campo de radiação, a distância fonte-superfície, o material irradiado (água). Já os tratamentos não convencionais, não mantêm condições próximas às de referência, incluindo o uso de campos e distâncias fonte-superfícies alargadas, campos conformacionais, feixes com intensidades moduladas.

I.3 IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

Tratamentos com TBI com fótons de alta energia, uma técnica não-convencional, tem sido utilizada desde o início do século 20 (KENNETH et al., 1981). Esta técnica é freqüentemente utilizada para preparar aos pacientes para transplante de medula óssea, como parte de tratamentos de enfermidades como leucemia, anemia aplástica, e alguns linfomas, entre outros. A finalidade da TBI é auxiliar na destruição das células da medula, imunossuprimindo o paciente para que este possa receber a nova medula óssea, e sendo normalmente acompanhado por ciclos de quimioterapia (SARFARAZ et al., 2001; HARDEN et al., 2001; PALKOSKOVÁ et al., 2002; HUI et al., 2004; SAGUS et al., 2005; HEINZELMANN et al., 2006).

A TBI é administrada em serviços de Radioterapia com diferentes prescrições de dose e de fracionamento da dose, que foram propostas para a redução da toxicidade em órgãos críticos. As doses totais do tratamento são, geralmente, de 12 Gy, com taxas de doses de até algumas poucos décimos de grays por minuto (PALKOSKOVÁ et al., 2002; VRTAR, 2002; HEINZELANN et al., 2006). Pela extensão da região de tratamento, são empregados

campos extensos, em média de 150 x 150 cm², posicionando-se o paciente em grandes distancias da fonte de radiação, sendo essas distâncias de, em média, 350 cm (AAPM, 1986; PLANSKOY et al., 1996; BAN et al., 1997; SZÉKELY et al., 1999; ARISTEI et al., 2001; VRTAR et al., 2002).

A combinação de taxas de doses baixas, campos extensos e grandes distâncias fonte-superfície levam a uma complexidade extra no tratamento devido às incertezas na determinação da taxa de dose nas condições de irradiação e na dose em profundidade, na reprodutibilidade no posicionamento do paciente entre frações e na definição da homogeneidade da dose. A não-homogeneidade da dose no volume de tratamento, devida à não-homogeneidade dos tecidos presentes no campo de radiação, ao contorno irregular do paciente e à energia do feixe, pode comprometer os órgãos de risco do tratamento, como o pulmão, por exemplo, podendo levar ao desenvolvimento de pneumonitis radio-induzida (GOPAL et al., 2001; CARRUTHERS et al., 2004; BEYZADEOGLU et al., 2004; SAMPATH et al., 2005), síndrome gastro-intestinal (BUCHALI et al., 2000). Por tal motivo, para melhorar a homogeneidade da dose foram propostas diferentes técnicas de posicionamento do paciente e a combinação de diferentes incidências dos campos de radiação (AAPM, 1986; HUSSEIN et al., 1995; BAN et al., 1997; CHRÉTIEN et al., 2000; SARFARAZ et al., 2001; HARDEN et al., 2001).

I.4 GRANDEZAS E PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS

As grandezas dosimétricas são derivadas de grandezas radiométricas, que caracterizam os campos de radiação, e de coeficientes de interação, que caracterizam os processos de interação da radiação com a matéria. Como exemplos de grandezas dosimétricas, estão a exposição, o kerma e a dose absorvida, sendo esta última a mais importante em Radioterapia por estar relacionada com a deposição de dose nos tecidos do paciente.

Em Radioterapia, os parâmetros dosimétricos são utilizados para relacionar uma dada grandeza dosimétrica em diferentes condições de irradiação ou posições do paciente e são utilizados em sistemas de cálculo do tratamento e na verificação das doses em profundidade. São exemplos de parâmetros dosimétricos em Radioterapia a porcentagem de

dose profunda (PDP), a razão tecido-máximo (RTM) e a correção pela lei do inverso quadrado da distância.

I.4.1 Dose absorvida

A dose absorvida é definida pela ICRU como a razão entre o valor esperado da energia cedida para o meio por partículas diretamente ionizantes, $d\varepsilon$, por unidade de massa do meio, dm , em um diferencial de volume. Assim, a dose absorvida, D , é definida como:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \text{ (Gy)} \quad 1.1$$

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional é o gray (Gy), sendo 1 Gy igual a 1 J/kg (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986).

A Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA, 2005) define o formalismo para determinação, de uma forma prática, a taxa de dose de referência para feixes clínicos em condições de referência. Para feixes de ^{60}Co , as condições de referência são: profundidade de 0,5 cm em água, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distancia fonte-superfície de 80 cm. Conforme este formalismo a dose absorvida no ponto efetivo de medida é dada por:

$$D_w = MN_{D,w} \text{ (Gy)} \quad 1.2$$

Onde M é a leitura corrigida do dosímetro no ponto de referência e $N_{D,w}$, é o fator de calibração do dosímetro, em dose absorvida na água e na energia do ^{60}Co .

I.4.2 Porcentagem de Dose Profunda

A porcentagem de dose profunda (PDP) é o parâmetro dosimétrico que caracteriza a distribuição da dose em profundidade com respeito à dose em uma profundidade de referência. Assim, a PDP é definida como a quantidade que expressa a porcentagem de dose absorvida em uma profundidade de interesse, D_d , em relação à dose absorvida na profundidade de dose máxima, D_m , como mostrado na equação 1.3:

$$PDP(d) = \frac{D_d}{D_m} \times 100\% \quad 1.3$$

A porcentagem de dose profunda depende da profundidade de medida, da largura do campo de radiação, da distância fonte-superfície e do feixe de radiação (JOHNS; CUNNINGHAM, 1983; ATTIX, 1986).

Com as porcentagens de dose obtidas em várias profundidades, pode-se construir uma curva de PDP, como mostrada na Figura I.1 para diferentes qualidades de feixe de radiação.

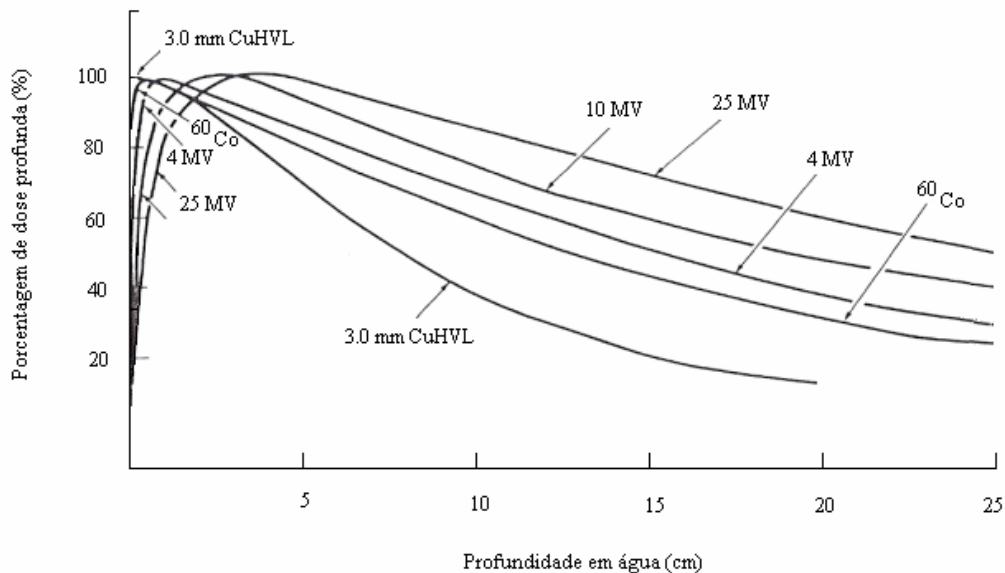


Figura I.1: Porcentagem de dose profunda (PDP) para diferentes feixes de radiação (ATTIX, 1986).

A Figura I.1 mostra que, a partir da superfície do material irradiado, a PDP, inicialmente, aumenta até alcançar 100%, na profundidade de dose máxima (*buildup*), onde

o feixe de radiação alcança o equilíbrio eletrônico dentro do material. A espessura de *buildup* varia em função da energia do feixe, aumentando com esta. A partir da camada de *buildup*, a PDP diminui com o aumento da profundidade devido à atenuação do feixe primário pelo material.

I.4.3 Razões Tecido-Fantoma e Tecido-Máximo

A razão tecido-fantoma (TPR, do inglês Tissue-Phantom Ratio) é definida como a razão entre a dose em um ponto em uma profundidade de interesse, d , no objeto simulador, D_d , e a dose, D_{dref} , em uma profundidade tomada como referência, d_{ref} , sendo essa profundidade, usualmente, de 5 ou 10 cm para a maioria das energias de feixes utilizados em Radioterapia. A equação 1.4 expressa a definição da razão tecido-fantoma para uma dada profundidade d :

$$TPR(d) = \frac{D_d}{D_{dref}} \quad 1.4$$

A dependência da TMR se manifesta com a profundidade, o tamanho de campo de radiação, naquela profundidade, e o feixe de radiação. A diferença entre a PDP e a TPR é que esta última não depende da distancia fonte-superfície.

Se a profundidade de referência, na equação 1.4, for tomada como o ponto onde ocorre a máxima dose, a TPR é denominada razão tecido-máximo (TMR, do inglês tissue-maximum ratio). A equação 1.5 define a TMR em uma profundidade d como a razão das doses no ponto de interesse, D_d , e a dose no ponto onde a dose é máxima, D_{dm} :

$$TMR(d) = \frac{D_d}{D_{dm}} \quad 1.5$$

Tanto a TPR quanto a TMR são independentes da distancia fonte-superfície, assumindo-se que a contribuição de espalhamento na dose em profundidade em um ponto é independente da divergência do feixe e que depende unicamente do tamanho do campo

nesse ponto do objeto simulador. Assim, uma dada tabela de valores de TMR pode ser empregada para diferentes distâncias fonte-superfície.

I.4.4 Lei do inverso do quadrado das distâncias

A lei do inverso do quadrado das distâncias define a variação da fluência dos fótons de uma fonte de radiação à medida que a distância da fonte aumenta, sendo independentemente da energia da fonte de radiação e não considerando a atenuação do feixe.

Considerando-se a fonte de radiação como uma fonte pontual (como as fontes que são utilizadas na Radioterapia externa), a lei do inverso do quadrado da distância relaciona as doses nos pontos X e Y no espaço livre (JOHNS, 1983), como é mostrado na equação 1.5:

$$D_Y = D_X \left(\frac{d_Y}{d_X} \right)^2 \quad (\text{Gy}) \quad 1.5$$

onde D_Y e D_X são as doses nos pontos X e Y , localizados a uma distância d_Y e d_X com respeito da fonte de radiação, respectivamente.

O *Fator de Mayneord* apresenta uma formulação, baseada na lei do inverso do quadrado das distâncias, para a correção das PDPs em diferentes DFSs sem considerar variações no espalhamento. Para a PDP a uma determinada profundidade, d , o Fator de Mayneord é descrito mediante a equação 1.6:

$$F = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \left(\frac{f_1 + d}{f_1 + d_m} \right)^2 \quad 1.6$$

Onde F é o Fator de Mayneord, f_1 e f_2 são duas distâncias fonte-superfície diferentes e d_m e d são as profundidades de máxima dose e do ponto avaliado no objeto simulador, respectivamente.

CAPÍTULO II – MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais utilizados e o método empregado para a determinação dos parâmetros dosimétricos: porcentagem de dose profunda e razão tecido-máximo para os procedimentos convencionais e de TBI.

II.1 OBJETOS SIMULADORES

Neste trabalho foram utilizados dois objetos simuladores: um homogêneo (OSH), de placas de polimetilmetacrilato (PMMA) com dimensões de $1 \times 30 \times 30 \times \text{cm}^3$ e densidade de $1,19 \text{ g/cm}^3$, e um objeto simulador antropomórfico (OSA) Alderson Rando masculino, que representa um homem adulto sem extremidades, como é mostrada na Figura II.1a. Os materiais do OSA são: o isocyanate, que simula o tecido mole, o esqueleto humano (homem de 1,73 m da cabeça ao torso e 73,5 kg) e resina *epoxy* para simular o pulmão (ICRU, 1989). O objeto simulador antropomórfico é composto por fatias em secções transversais de 2,5cm cada e contém orifícios, de, aproximadamente, 0,5 cm de diâmetro, distribuídos em diferentes profundidades.



a.



b.

Figura II.1: Objeto simuladores: a) polimetilmetacrilato (PMMA) homogêneo e b) Alderson Rando Masculino antropomórfico.

Para todas as irradiações se utilizou uma unidade de cobaltoterapia, com energia média de 1,25 MV, marca SIEMENS, modelo Gammatron II S-80, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP). Para a detecção da radiação, utilizaram-se três tipos de dosímetros: câmara de ionização, dosímetros termoluminescentes, e diodo semiconductor de silício de tipo-n.

II.2 DOSÍMETROS

II.2.1 Câmara de ionização (CI)

Utilizou-se uma câmara de ionização cilíndrica, de $0,6 \text{ cm}^3$ de volume sensível, NE 2505/3A, em conjunto com um eletrômetro Keithley 35617 como dosímetro de referência para caracterizar as respostas dos dosímetros termoluminescentes e para a calibração dos detectores semicondutores em condições de referência. A câmara de ionização foi calibrada no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, possuindo fator de calibração de $0.044 \pm 0.001 \text{ Gy/nC}$ em dose na água. Também se empregou o conjunto câmara de ionização-eletrômetro para a determinação da PDP e da RTM em condições de referência.

II.2.2 Dosímetros termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) utilizados são compostos de fluoreto de lítio dopado com magnésio (TLD -100) em forma de cristal, com dimensões de $0.9 \times 3.1 \times 3.1 \text{ mm}^3$, massa de 23,40 mg e número atômico efetivo de 8,2 (CAMERON et al., 1968; McKINLAY et al., 1981; BOS et al., 2001).

Para que fossem empregados na determinação de grandezas e parâmetros dosimétricos, primeiramente os TLDs foram submetidos a um tratamento térmico pré-irradiação para eliminar qualquer sinal pré-existente no detector (PADHAN et al., 1981; KITIS et al., 1997; BOS et al., 2001). Assim, antes de cada irradiação, os TLDs foram aquecidos a 400°C por 60 min no forno, seguindo-se um ciclo de aquecimento de 120 min a 100°C na estufa CIDRA (CAMERON et al., 1968; HARRIS et al., 1997; SHORTT et al., 1997; DUCH et al., 1998; DAVIS et al., 2003).

Para as leituras das pastilhas termoluminescentes, sempre realizadas após vinte e quatro horas da irradiação, se empregou uma leitora Harshaw, modelo 200-B do Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA), com tempo de leitura de 25s e 250°C de temperatura.

A Figura II.2 mostra os TLDs utilizados, enumerados em um de seus lados para identificação.



Figura II.2 Pastilhas termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio (TLD-100)

II.2.3 Diodo

O diodo empregado para os experimentos foi um diodo tipo-n, SIMENS SFH 205, de área sensível 7 mm². Este diodo está coberto por uma camada de alumínio, com espessura equivalente em água de 0,028 cm (que é utilizado como blindagem eletromagnética), uma camada de borracha (para blindagem à luz), e um encapsulamento de acrílico de 0,445 cm, como mostrado nas Figura II.3 *a* e *b* (NICOLLUCCI, 1998). Somado-se as espessuras desses materiais, resulta uma espessura de *buildup* de 0.5 cm equivalente em água, que é, aproximadamente, a profundidade de máxima dose, na água, para um feixe de ⁶⁰Co (AIEA, 2005). A camada de borracha não contribuiu na espessura de *buildup*.

A resposta do diodo é obtida através de um eletrômetro Keithley 660-C, que indica a corrente produzida quando os diodos são expostos a irradiações ionizantes (RIKNER et al., 1987; JORNET et al., 1996; AAPM, 2005).

Para os experimentos se manteve a temperatura constante em 22°C, não sendo necessário realizar a correção de resposta em função da temperatura.

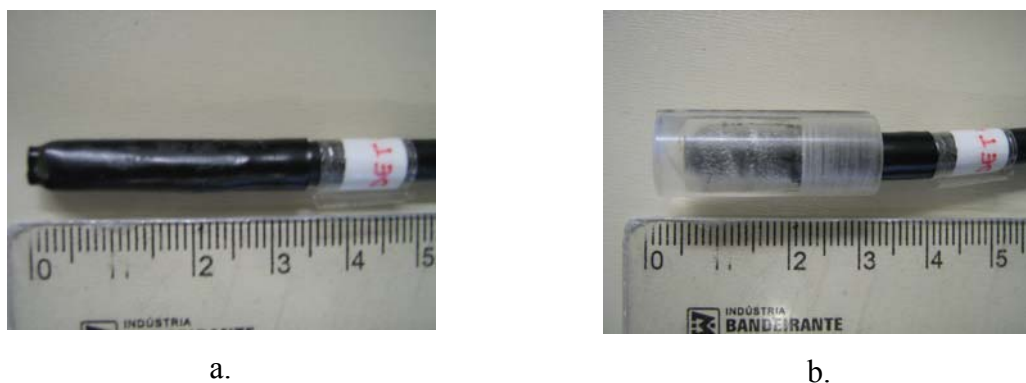


Figura II.3: Dosímetro semiconductor SFH 205 tipo-n. a) diodo coberto com a camada de alumínio e borracha, b) o diodo coberto com a camada de acrílico.

II.3 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA

Em condições de referência, profundidade de 0,5 cm equivalente em água, campo de 10 x 10 cm² e DFS de 80cm (SHORTT et al., 1997; AIEA, 2005), foram realizadas as calibrações dos TLDs e do diodo. E foram realizadas medidas dos parâmetros dosimétricos empregando-se a câmara de ionização, os TLDs e o diodo.

II.3.1 Calibração dos TLDs

Para a calibração, os TLDs foram posicionados no objeto simulador homogêneo de PMMA de dimensões de 5 x 30 x 30 cm³, nas condições de referência, e foram irradiados com doses de 50 e 72,75 cGy utilizando a unidade de cobaltoterapia do HC-FMRP.

Um fator de calibração individual foi empregado para as correções das leituras dos dosímetros termoluminescentes utilizados (IEC, 1991; CAMERON, 1968, McKINLAY et al., 1981). O fator de calibração, F_{cal} , foi obtido através da razão da dose de referência, D_{ref} , e a leitura média entre quatro medidas com os TLDs, \bar{L}_{TLD} , quando irradiados com esta dose, como mostrado na equação 2.1. Para calibração dos TLDs, se utilizou como dose de referência aquela obtida pela câmara de ionização.

$$F_{cal} = \frac{D_{ref}}{\bar{L}_{TLD}} \quad 2.1$$

II.3.2 Características do diodo

Assim como os TLDs, os diodos devem ser calibrados nas condições em que serão utilizados, apresentando também algumas dependências de resposta que devem ser levadas em consideração para obtenção de resultados apropriados, como, por exemplo, a dependências de resposta em função da distância fonte-superfície, da taxa de dose, da angulação do feixe, da dose acumulada, e da dependência com a temperatura. Destas dependências, apenas foram realizadas as medidas de dependência de resposta do diodo com a distância fonte-superfície, taxa de dose e angulação do feixe. A dependência da dose acumulada não foi realizada, pois, conforme a literatura, a influência desta é pequena para feixes de fótons com energias aproximados às da fonte de ^{60}Co (RIKCNER; GRUSSEL 1987). Além disso, perdas de sensibilidade por dose acumulada podem ser acompanhadas e consideradas com calibrações regulares nas condições de referência de irradiação. A dependência com a temperatura foi levada em consideração mantendo-se a temperatura constante em 22°C e, por tal motivo, a temperatura não foi um fator de influência nas leituras do diodo.

Distância fonte-superfície

A dependência da resposta do diodo com a distância fonte-superfície é devida, principalmente, a diferenças na energia do feixe e na taxa de dose (LI et al., 1995, ESTRO, 2001, SAINI et al., 2004, AAPM, 2005).

Para verificar a dependência da resposta do diodo com a distância fonte-superfície foram realizadas leituras variando-se a distância fonte-superfície de 65 até 100 cm, e mantendo-se o campo de 10 x 10 cm² na superfície do objeto simulador homogêneo.

Taxa de dose

A influência da taxa de dose na sensibilidade do diodo foi obtida através dos experimentos de variação da distância fonte-superfície, mantendo-se o mesmo campo na superfície do objeto simulador.

As variações da taxa de dose ficaram em um intervalo de, aproximadamente, 50 a 100 cGy/min.

Angulação do feixe

Esta dependência de resposta do diodo é causada, em parte, pela construção do detector (incluindo a transmissão através da espessura de *buildup* e a diferença de material nos lados p e n da junção) e, em parte, pelo retroespalhamento do paciente ou do objeto simulador. Para determinar a dependência de resposta do diodo com a angulação de incidência do feixe, o diodo foi posicionado sobre o objeto simulador homogêneo e a posição do *gantry* da unidade de terapia variou de -15° até 15° .

II.3.3 Calibração de entrada e saída do diodo

A calibração de entrada foi realizada posicionando-se o diodo na superfície em que o feixe de radiação incide no objeto simulador, denominada superfície de entrada do objeto simulador, e a calibração de saída foi realizada posicionando-se o diodo na superfície em que o feixe de radiação emerge do objeto simulador, denominada superfície de saída do objeto simulador.

Fator de calibração do diodo no objeto simulador homogêneo

A calibração de entrada para o diodo foi realizada posicionando-se a câmara de ionização na profundidade de máxima dose no OSH de PMMA, com dimensões de $20 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$, e o diodo na superfície de entrada do objeto simulador, a 2,5 cm do eixo central do campo de radiação (HEUKELOM et al., 1991; JORNET et al., 1996), como é mostrado na Figura II.4a. O feixe foi direcionado perpendicularmente à superfície de entrada do OSH. As leituras da câmara de ionização e do diodo foram utilizadas para determinar o fator de calibração de entrada, $F_{cal_{en}}$, dada pela razão entre a taxa de dose de referência, \dot{D}_{Cl} , na profundidade de dose máxima, obtida com a câmara de ionização, e a leitura do diodo, \bar{L}_{Di} , na superfície de entrada do OSH (ESTRO, 2001; AAPM, 2005). A equação 2.2 mostra a formulação do fator de calibração de entrada do diodo:

$$F_{cal_{en}} = \left(\frac{\dot{D}_{Cl}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{en} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.2$$

A calibração de saída, para o OSH de dimensões de 20 x 30 x 30 x cm³, foi realizada girado-se o *gantry* da unidade de cobaltoterapia, em ângulo de 180°, e mantendo-se as mesmas posições da câmara de ionização e do diodo na calibração de entrada, \dot{D}_{CI} , como mostrado na Figura II.4b. O fator de calibração de saída, $Fcal_{sa}$, é dado pela equação 2.3, (ESTRO, 2001; AAPM, 2005):

$$Fcal_{sa} = \left(\frac{\dot{D}_{CI}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{sa} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.3$$

onde \dot{D}_{CI} é a taxa de dose na profundidade de referência de saída, obtida com a câmara de ionização, \bar{L}_{Di} representa a leitura do diodo na superfície de saída do OSH e o sub-índice *sa* representa que as medidas foram realizadas na saída do objeto simulador.

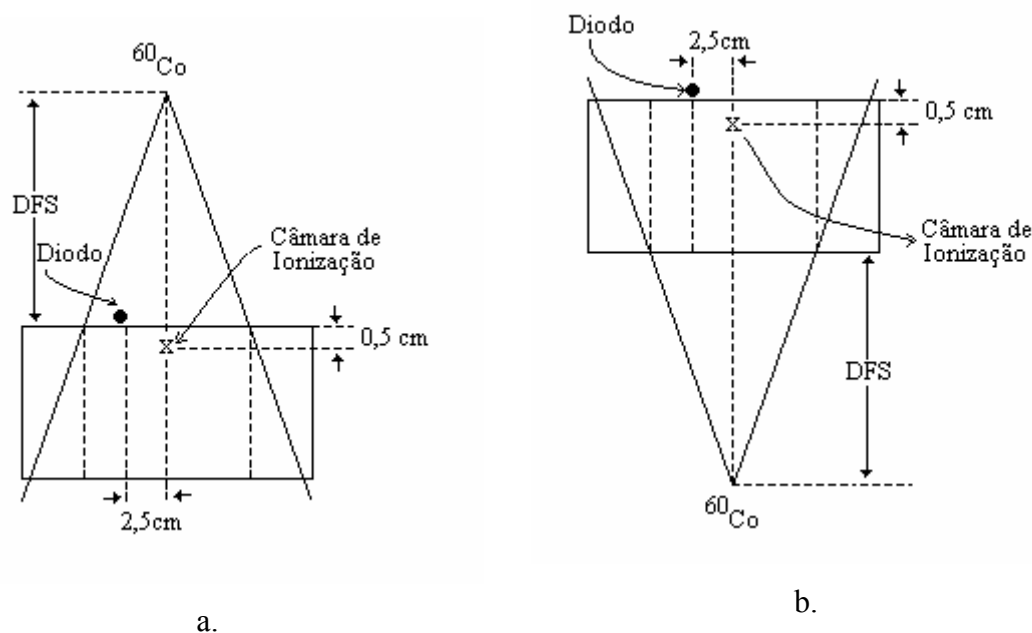


Figura II.4: Esquema da calibração do diodo com o objeto simulador homogêneo de PMMA. a) calibração de entrada, b) calibração de saída.

Fator de calibração do diodo no objeto simulador antropomórfico

O fator de calibração de entrada do diodo foi obtido posicionado o mesmo sobre diferentes regiões anatômicas do OSA: cabeça, fúrcula, mediastino e pélvis. O fator de calibração de entrada, $Fcal_{en}$, foi obtido utilizando-se a taxa de dose de referência da fonte de ^{60}Co , \dot{D}_{ref} , e a leitura do diodo, \bar{L}_{Di} , quando posicionado na superfície de entrada do OSA. A equação 2.4 mostra a formulação do fator de calibração de entrada para o diodo no OSA:

$$Fcal_{en} = \left(\frac{\dot{D}_{ref}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{en} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.4$$

Para o fator de calibração na saída, o diodo foi posicionado no plano posterior do OSA, nas mesmas regiões simuladas para a calibração de entrada. Após a irradiação, do OSA perpendicularmente, as respostas do diodo foram empregadas para obter o fator de calibração de saída, mediante a equação 2.5:

$$Fcal_{sa} = \left(\frac{\dot{D}_{ref}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{sa} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.5$$

sendo $Fcal_{sa}$ o fator de calibração de saída para o diodo, D_{ref} a taxa de dose de referência na saída do OSA, obtida através da PDP, e \bar{L}_{Di} representa a leitura média do diodo na superfície de saída do OSA.

II.3.4 Porcentagem de dose profunda

Para a determinação da PDP utilizaram-se os objetos simuladores homogêneo e antropomórfico. As medidas foram realizadas seguindo-se a direção do eixo central do feixe de radiação e empregando-se TLDs e a câmara de ionização.

A geometria para a definição da PDP é mostrada na Figura II.5, para uma DFS fixa, nas condições de referência, onde o ponto d é um ponto a uma profundidade arbitrária e o

ponto m representa a profundidade de máxima dose. A dose no ponto d contém duas componentes: a componente primária e a componente secundária, que está associada à contribuição relativa da radiação espalhada.

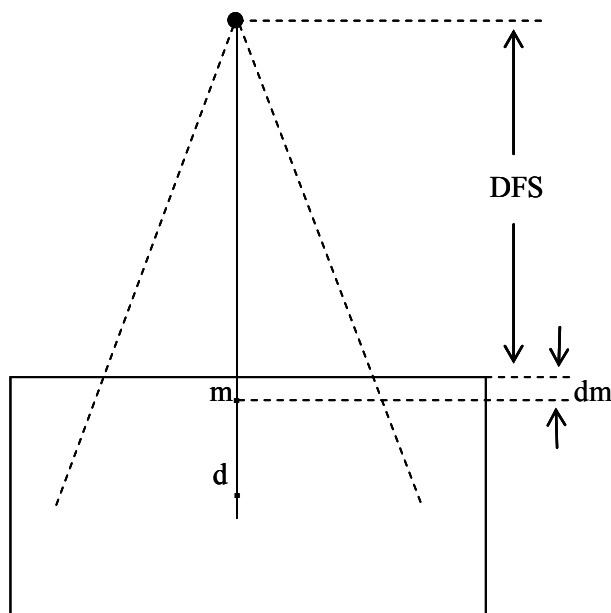


Figura II.5: Esquema para determinação da porcentagem de dose profunda, onde d é uma profundidade qualquer e m é a profundidade de dose máxima no material.

Porcentagem de dose profunda para o objeto simulador homogêneo

As porcentagens de dose profunda foram obtidas posicionando-se os TLDs em diferentes profundidades no OSH, de dimensões de $20 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$, e irradiando-os com a unidade de cobaltoterapia do HC-FMRP (1 min em uma taxa de dose de $79,32 \text{ cGy/min}$) em condições de referência. As leituras dos TLDs foram comparadas com a resposta da câmara de ionização, que foi posicionada nas mesmas profundidades que os TLDs.

Porcentagem de dose profunda para o objeto simulador antropomórfico

Os TLDs foram dispostos em cavidades internas do OSA, em diferentes profundidades, nas regiões de crânio, fúrcula, mediastino e pélvis. O OSA foi irradiado, em condições de referência, com uma unidade de cobaltoterapia do HC-FMRP (taxa de dose de

73,48 cGy/min, com tempos variáveis de 0,64 min). As PDPS obtidas com os TLDs foram comparadas com resultados obtidos com o sistema de planejamento Intersoft, do serviço de Radioterapia do HC-FMRP

II.3.5 Razão tecido-máximo

A RTM foi obtida posicionando-se os TLDs em diferentes profundidades, no OSH, sendo que a distância fonte-detector (TLDs) foi mantida sempre em 80cm. O OSH foi irradiado, em condições de referência, com uma unidade de cobaltoterapia do HC-FMRP (0,5 min com taxa de dose de 73,48 cGy/min). As leituras dos TLDs foram comparadas com a resposta da câmara de ionização, que foi posicionada nas mesmas condições que os TLDs. Na seguinte figura mostra a geometria para a RTM:

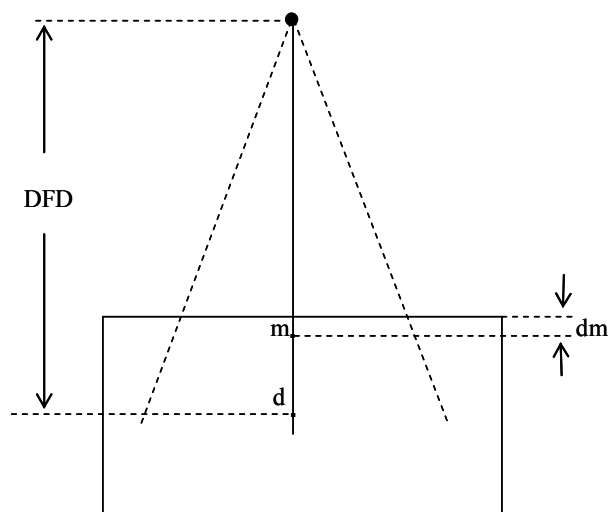


Figura II.6: Esquemática da definição da razão tecido-máximo

II.4 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE TBI

Para as medidas realizadas nas condições de TBI, utilizaram-se os TLDs e o diodo. Os TLDs foram utilizados para medidas de dose em profundidade e o diodo foi utilizado em medidas na entrada e na saída do OSA.

II.4.1 Calibração de entrada e saída do diodo

O procedimento para a calibração do diodo na entrada do OSA, em condições de TBI, foi realizado posicionando o diodo na superfície anterior do OSA, para cada região estudada (cabeça, fúrcula, mediastino, e pélvis).

Para obtenção de uma dose de referência, também foram posicionadas pastilhas termoluminescentes na superfície do OSA, nas mesmas regiões.

O fator de calibração de entrada do diodo foi obtido mediante a razão entre a taxa de dose obtida com os TLD, e pela leitura do diodo conforme a equação 2.6.

$$FcTBI_{en} = \left(\frac{\dot{D}_{TLD}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{en} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.6$$

sendo $FcTBI_{en}$ o fator de calibração de entrada para o diodo em condições de TBI, \dot{D}_{TLD} a taxa dose determinada com TLDs e \bar{L}_{Di} é a leitura do diodo.

Para a calibração do diodo de saída, em condições de TBI, o diodo e os TLDs foram posicionados na parte posterior do OSA, nas regiões mesmas regiões anatômicas anteriormente descritas para obtenção dos fatores de calibração de entrada. O fator de calibração na saída foi obtido mediante a equação 2.7:

$$FcTBI_{sa} = \left(\frac{\dot{D}_{TLD}}{\bar{L}_{Di}} \right)_{sa} \quad (\text{Gy/A.min}) \quad 2.7$$

sendo $FcTBI_{sa}$ o fator de calibração de saída para o diodo, \dot{D}_{TLD} a taxa dose determinada com TLDs e \bar{L}_{Di} a leitura do diodo na saída da região avaliada.

II.4.2 Porcentagem de dose profunda para TBI

Para determinar-se as PDPs em TBI, os TLDs foram posicionados nas cavidades do OSA, em diferentes profundidades, nas regiões anatômicas do crânio, fúrcula, mediastino e pélvis, sendo que o OSA foi posicionado em diferentes distâncias fonte-superfície, de 200,

250, 300 e 350 cm, e para o mesmo campo de radiação, de 100 x 100 cm². O OSA foi irradiado com uma unidade de cobaltoterapia do HC-FMRP (4,08 min com taxa de dose de 73,48 cGy/min nas condições de referência).

II.6 METODOLOGIA *IN VIVO* PARA TBI

Para estudo de uma metodologia para dosimetria *in vivo* em tratamentos de TBI utilizou-se o objeto simulador antropomórfico Rando masculino. Sendo que este objeto simulador possui um contorno irregular, similar ao do corpo humano, e diferentes materiais, simulando diferentes tecidos humanos, em tratamentos de TBI é necessário que seja estabelecido um plano de referência para avaliação da homogeneidade da dose. O plano geralmente empregado é o plano coronal médio, que foi, também, utilizado neste trabalho. A profundidade do plano coronal médio nas regiões anatômicas da cabeça, fúrcula, mediastino e pélvis foi obtida mesurando-se as distâncias ântero-posteriores do OSA nessas regiões.

Dosimetria *in vivo* em TBI

Para determinação da dose no plano coronal médio do OSA, o diodo foi posicionando na entrada e na saída das regiões avaliadas e, para referência de dose em cada região, TLDs foram posicionados nas mesmas posições que o diodo. Em todas as avaliações, as respostas de ambos dosímetros foram corrigidas com os seus respectivos fatores de calibração nas condições de TBI.

A dose no plano coronal médio do OSA, para o tratamento de TBI, foi calculada, para as quatro regiões avaliadas, mediante a equação 2.8:

$$D_{TBI} = \frac{D_{en} + D_{sa}}{2} \quad (\text{cCy}) \quad 2.8$$

onde D_{TBI} é a dose no plano coronal médio do OSA, D_{en} e D_{sa} representam as doses de entrada e saída, respectivamente.

A figura II.7 mostra esquematicamente o plano médio onde foi calculada a dose.

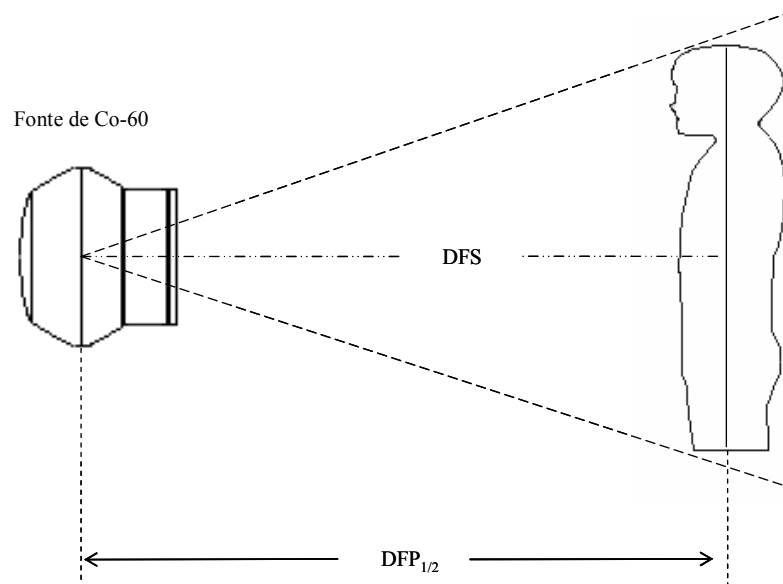


Figura II.7 Esquema da calibração do diodo, em condições de TBI, na entrada do objeto simulador antropomórfico

CAPÍTULO III-RESULTADOS E DISCUSSÕES

III.1 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos na determinação de fatores de calibração dos detectores utilizados e dos parâmetros dosimétricos estudados.

III.2.1 Fatores de calibração para os TLDs no objeto simulador homogêneo

A partir das quatro leituras obtidas na leitora, para cada lote de TLDs, obtive-se os fatores individuais de calibração, utilizando a equação 2.1. A calibração dos TLDs do primeiro lote é mostrada na Figura III.1, irradiados com a unidade de cobaltoterapia em condições de referência, com taxa de referência de 50 cCy. O fator de calibração dos TLDs, em media, foi de $0,065 \pm 0,001$ cGy/nC.

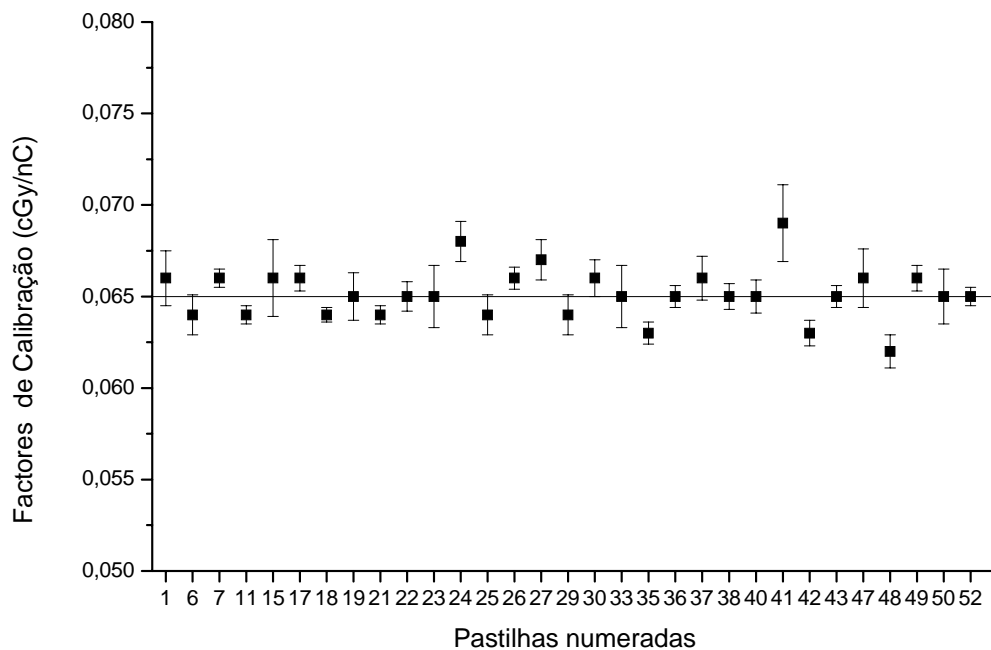


Figura III.1 Fator de calibração dos TLDs, com fonte de ^{60}Co , em condições de referência.

Para o segundo lote, foi irradiado com 72,75 cGy, o fator de calibração dos TLDs, em média, foi de $0,063 \pm 0,002$ cGy/nC. Comparando as medias dos dois lotes, obteve-se uma diferença máxima de 3,08%.

Os dois grupos foram escolhidos de modo a proporcionar uma reprodutibilidade (IEC, 1991) melhor que 2%.

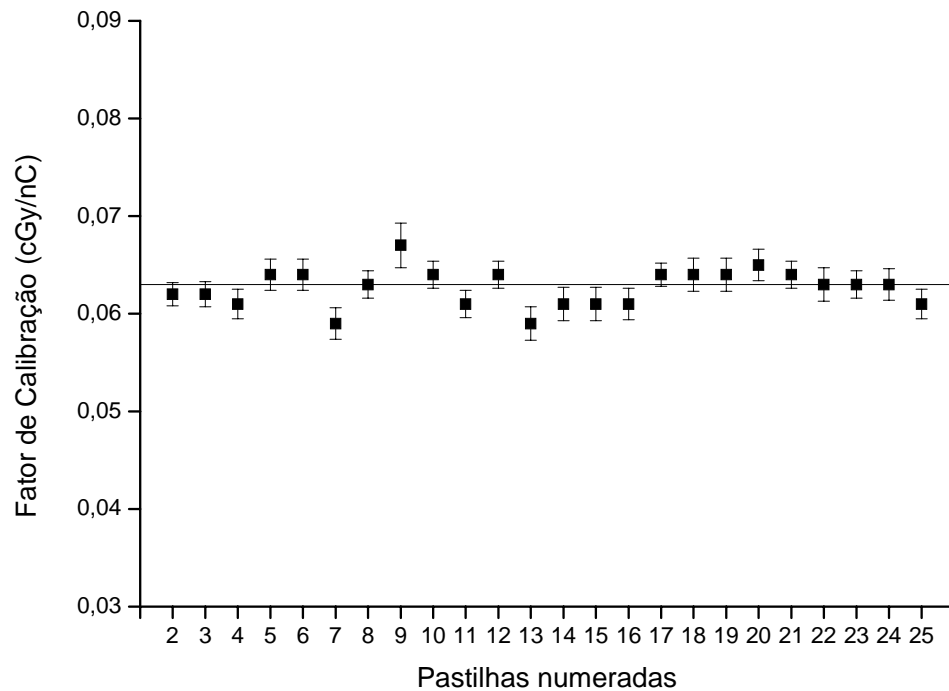


Figura III.2: Fator de calibração dos TLDs do lote 2, com fonte de ^{60}Co , em condições de referência.

III.2.2 Dependências de resposta para o diodo no OSH

Dependência de resposta com a distância fonte-superfície

A figura III.3 mostra graficamente a dependência da resposta do diodo com a distância fonte-superfície, podendo-se observar que, a medida que aumenta a distância fonte-superfície, a leitura relativa do detector diminui.

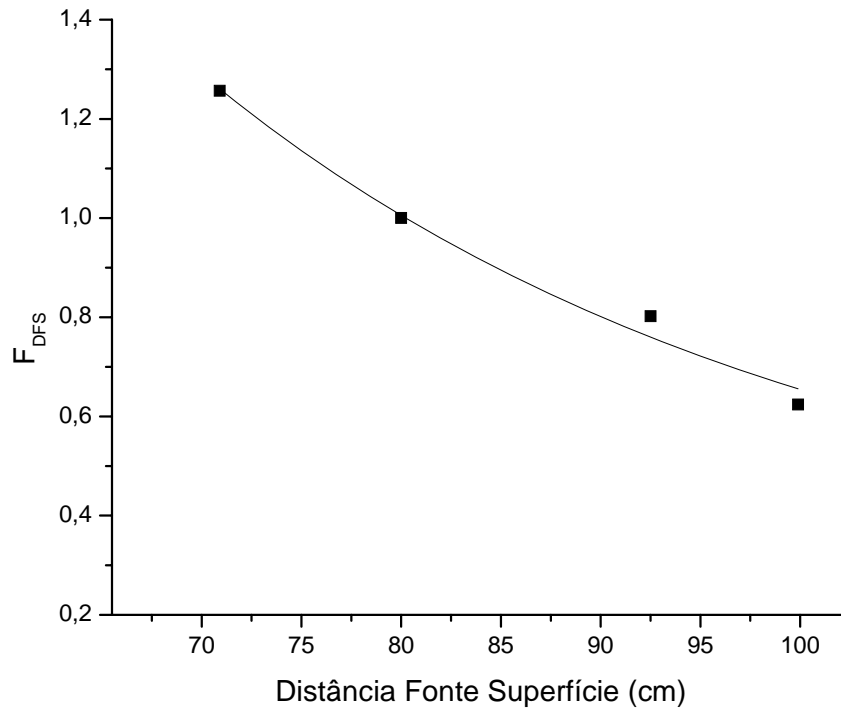


Figura III.3: Fator de correção de resposta do diodo em função da distância fonte-superfície em condições de referência

Dependência de resposta com a taxa de dose

Como mostrado na Figura III.4, existe uma linearidade de resposta do diodo em função da taxa de dose, tornando razoável o emprego do diodo para as taxas de dose dos experimentos deste trabalho.

Dependência de resposta com a angulação do feixe

A Figura III.5 mostra os fatores de correção de resposta do diodo em função da angulação do feixe incidente sobre o detector. Como pode ser visto nas Figura III.5 a) e b), o diodo empregado neste trabalho apresenta uma dependência angular considerável tanto para angulação de incidência do feixe na direção transversal quanto na direção longitudinal do detector. Para excluir a necessidade de uso de um fator de correção em função da angulação do feixe, todos os experimentos de dosimetria *in vivo* realizados neste trabalho

foram realizados com incidência perpendicular do feixe de radiação na superfície do detector.

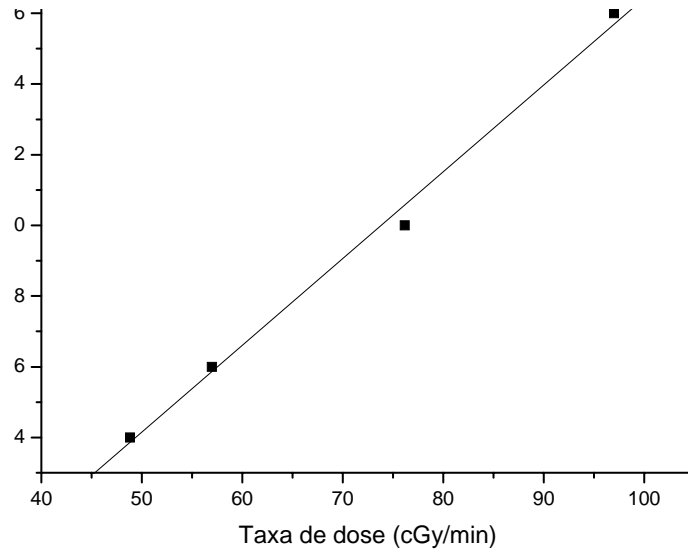


Figura III.4: Fator de correção de resposta do diodo em função da taxa de dose em condições de referência

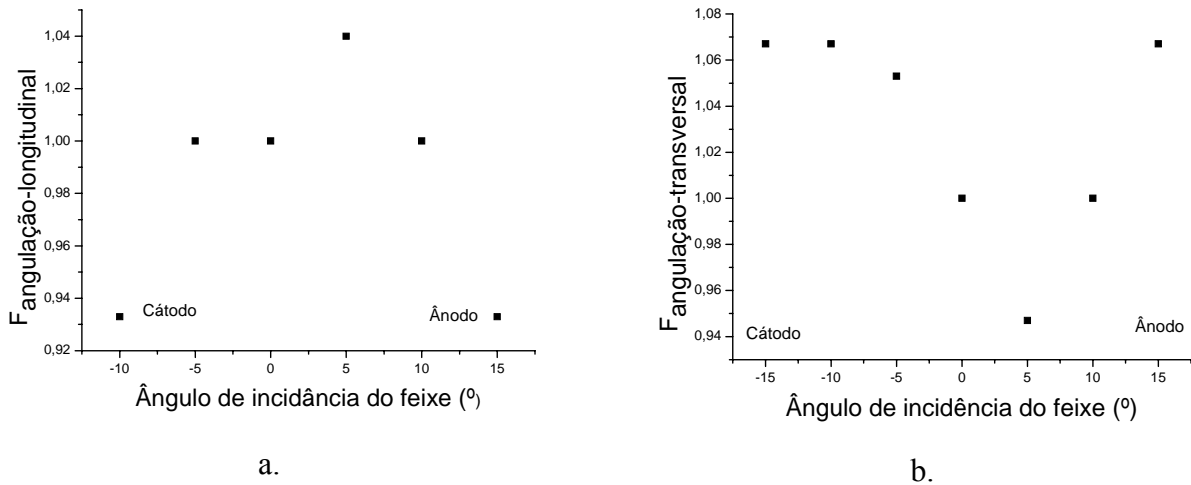


Figura III.5: Fatores de correção para a angulação do feixe: a) longitudinal, b) transversal.

III.2.3 Fator de calibração de entrada e saída para o diodo no OSH

Utilizando-se as respostas do diodo e da câmara de ionização, determinou-se o fator de calibração de entrada e saída, em condições de referência, para o objeto simulador homogêneo, mediante as equações 2.2 e 2.3.

A Tabela III.1 apresenta os fatores de calibração de entrada e saída do diodo no OSH, respectivamente.

Tabela III.1: Fator de calibração de entrada e saída para o diodo com o OSH

	Leitura média da Câmara de Ionização (nC)	Taxa de Dose (cGy/min)	Leitura média do Diodo (pA)	Fator de calibração (cGy/pA.min)
Entrada	6,964	63,06	95	0,66
Saída	1,727	15,64	49,50	0,32

As leituras obtidas com a câmara de ionização indicam uma diminuição de, aproximadamente, 75% na taxa de dose entre a entrada e a saída do OSH, para as condições de irradiação utilizadas. Entretanto, a resposta do diodo na saída do OSH é 48% menor que a resposta obtida na entrada, evidenciando a variação da resposta deste em função, além da taxa de dose, da qualidade do feixe incidente sobre o detector. De fato, é sabido que esse tipo de detector possui uma dependência energética acentuada, possuindo maior sensibilidade para feixes de baixas energias. Desta forma, quando o diodo é posicionado na saída do objeto simulador, as componentes secundárias do feixe de radiação, que possuem energia menor que a componente primária, contribuem para um aumento na sensibilidade do detector e fazem com que sua resposta relativa aumente, como observado.

III.2.4 Fator de calibração de entrada e saída para o diodo no OSA

Utilizando-se as equações 2.4 e 2.5, obtiveram-se os fatores de calibração do diodo na entrada e na saída do OSA irradiado com uma taxa de dose de 71,30 Gy/min.

A Tabela III.2 mostra os fatores de calibração de entrada e saída do diodo nas regiões anatômicas: cabeça, fúrcula, mediastino, pélvis. A taxa de dose na entrada foi

determinada com TLDs e a taxa de dose de saída foi calculada utilizando-se dados de PDP de cada região.

Tabela III.2: Fatores de calibração de entrada e saída para o diodo com o OSA em condições de referência.

		Cabeça	Fúrcula	Mediastino	Pélvis
Taxa de Dose (cGy/min)	Entrada	60,03	59,33	71,30	58,33
	Saída	23,71	20,35	26,14	18,90
Leitura média do Diodo (nA)	Entrada	116	81	81	80
	Saída	24	15	20	44
Fator de calibração (cGy/ nA.min)	Entrada	0,52	0,73	0,88	0,73
	Saída	0,99	1,36	1,31	0,43

Comparando-se os fatores de calibração de entrada medidos com o OSH e com o OSA, pode-se notar que existe uma influência da espessura de material e da presença de heterogeneidades no volume irradiado no fator de calibração do diodo. Outra possível explicação para os resultados obtidos é a possível angulação do feixe primário em relação ao diodo no OSA, em especial na região da cabeça e fúrcula, onde o diodo é posicionado em pontos de contorno bastante irregulares.

Para as medidas de fator de calibração de saída, observa-se uma diminuição na resposta do diodo em relação à resposta obtida na entrada, como esperado devido à atenuação do feixe no objeto simulador e, portanto, à diminuição da taxa de dose, correspondendo a fatores de calibração de saída maiores que os de entrada.

III.2.5 Porcentagem de dose profunda

Para obtenção das PDPs no OSH foram comparadas as respostas entre os TLDs e a câmara de ionização. Já para o caso do OSA, os resultados dos TLDs foram comparadas com o sistema de planejamento (TPS). Para construir-se a curva da porcentagem de dose profunda em condições de referência foi empregada a equação 1.3.

Porcentagem de dose profunda para o objeto simulador homogêneo

A Figura III.6 mostra a curva da PDP, medida no OSH de acrílico, em condições de referência, empregando a câmara de ionização e os TLDs.

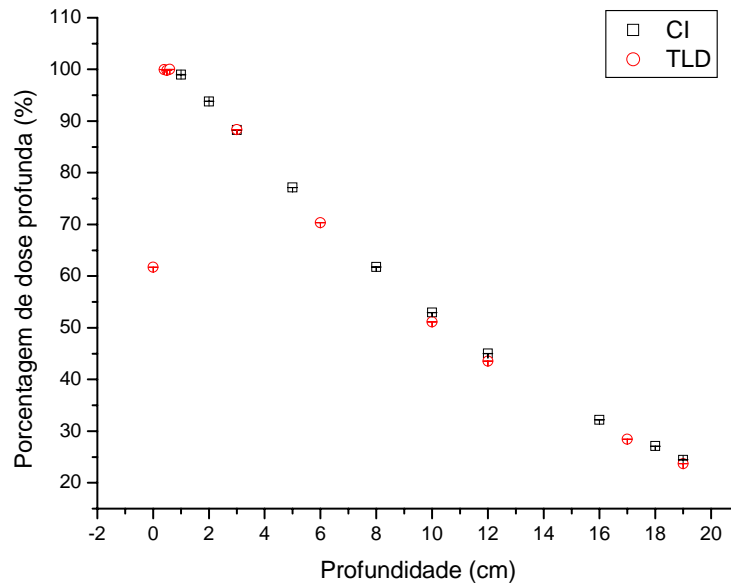


Figura III.6: Medidas de percentagem de dose profunda (PDP), no objeto simulador homogêneo, obtidas com a câmara de ionização e TLDs para condições de referência.

A maior diferença entre a PDP medida com a câmara de ionização e com os TLDs se apresenta em 10cm de profundidade e é de $3,388 \pm 0,025\%$. Essa diferença pode ser devida ao tamanho dos dosímetros e também a variação da resposta dos TLDs em função da contribuição do espalhamento no material, além da própria reprodutibilidade dos TLDs.

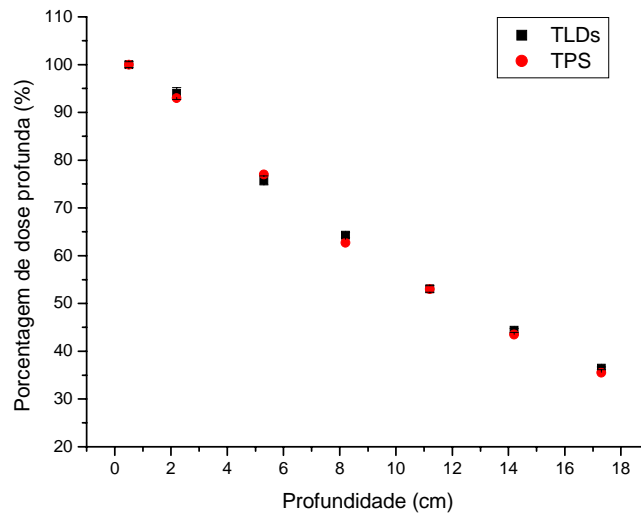
Porcentagem de dose profunda para o objeto simulador antropomórfico

As respostas dos TLDs, para cada região anatômica estudada, e para cada profundidade, foram comparadas com as PDPs obtidas com o sistema de planejamento do serviço de Radioterapia do HC-FMRP, obtendo-se diferenças percentuais máximas de 2,42 %, 4,76 %, 2,40 % e 2,00 % para as regiões da cabeça, fúrcula, mediastino e pelve, respectivamente. O fato da máxima diferença, entre os valores medidos e calculados pelo TPS, estarem na região da fúrcula, pode ser explicado levando-se em consideração o tipo de correção para heterogeneidade realizada pelo TPS, que não considera as densidades eletrônicas dos órgãos envolvidos na área de estudo.

A Figura III.10 mostra cortes tomográficos dos planos de cabeça, fúrcula, mediastino e pelve do OSA e as curvas de PDP, medidas em condições de referência empregando-se TLDs e o sistema de planejamento Intersoft, para essas mesmas regiões anatômicas. As medidas foram realizadas no plano coronal médio de cada fatia.

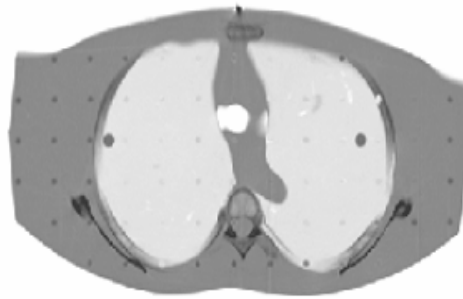


a1

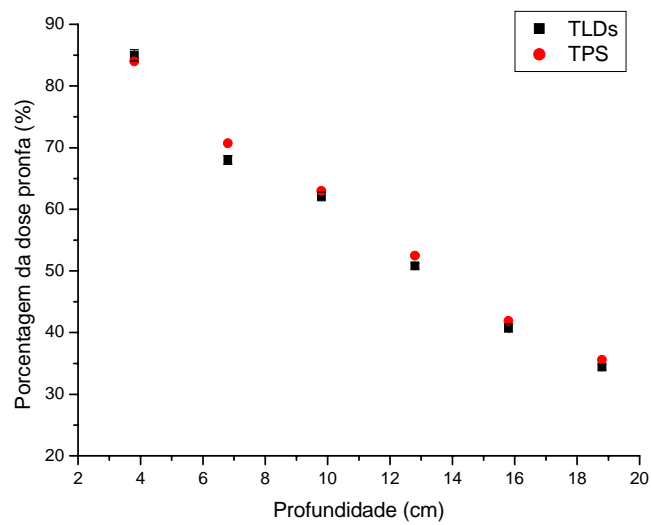


a2.

Figura III.7: Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).

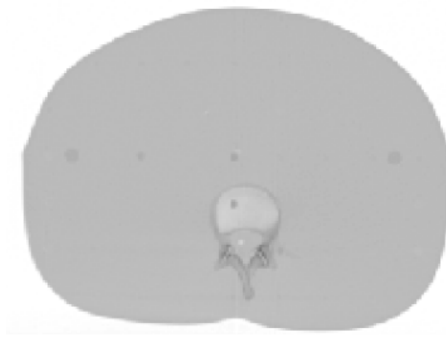


b1.

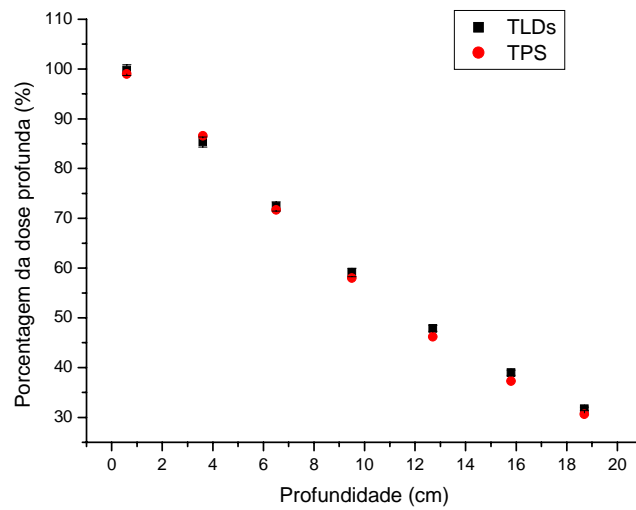


b2.

Figura III.8: Cortes tomográficos das regiões anômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).



c1.

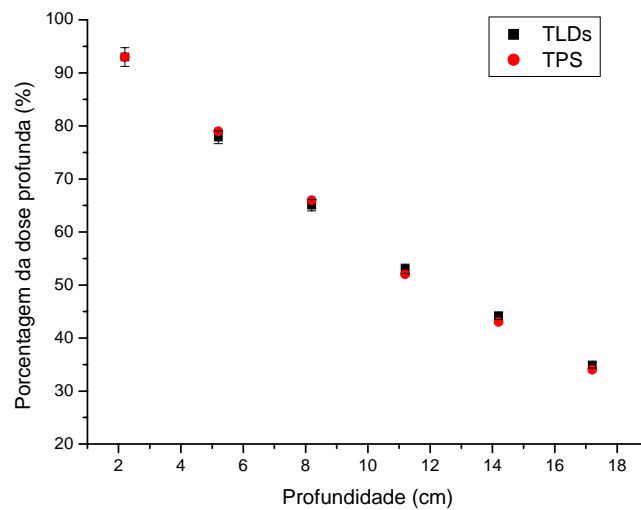


c2.

Figura III.9: Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis. (continua).



d1.



d2.

Figura III.10: Cortes tomográficos das regiões anatômicas estudadas e porcentagens de dose profunda, obtidas com os TLDs e sistema de planejamento InterSoft, em condições de referência para essas mesmas regiões: a) crânio, b) fúrcula, c) mediastino e d) pélvis

Sendo que o plano médio do OSA se encontra a 10 cm de profundidade, aproximadamente, foram realizados estudos de homogeneidade de doses para os resultados

obtidos entre os TLDs e o TPS nessa profundidade. Tomando-se o mediastino como referência, obtiveram-se diferenças percentuais máximas de dose de 0,35%; 7,01% e 0,84% para cabeça, fúrcula, e pélvis, respectivamente. A figura III.8 mostra as curvas da PDP utilizadas para o estudo da homogeneidade de dose no plano médio do objeto simulador. Considerando-se que as doses prescrita e recebida no tratamento devem estar em concordância de -5% a $+7\%$, as diferenças de dose encontradas no plano médio, e em especial na região de pulmão, sugerem que um programa de qualidade da irradiação seja imprescindível no tratamento. Ainda que a homogeneidade de dose seja adequada, pequenas variações na dose do mediastino, tomado como referência, podem resultar em superdosagens em órgãos críticos e comprometer o tratamento.

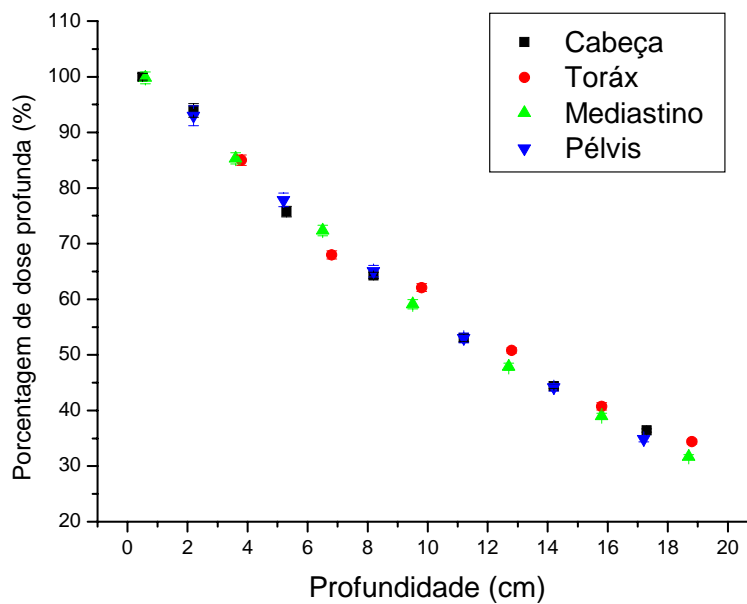


Figura III.11: Porcentagens de dose profunda no plano coronal médio do OSA nas regiões do crânio, fúrcula, e pélvis, tendo como referência o mediastino.

III.2.6 Razão tecido-máximo para o OSH

A Figura III.12 apresenta as TMR medidas, em condições de referência, com câmara de ionização e com TLDs, no OSH. A diferença máxima entre os resultados obtidos com a câmara de ionização e com os TLDs está nas profundidades 5 e 14 cm, sendo de 2,34%, e

2,81%, respectivamente. No plano coronal médio do OSA, na profundidade de 10cm, esta diferença é de 1,39%. Desta forma, assim como para as medidas de PDP, a resposta dos TLDs utilizados em profundidade foi adequada para as medidas dos parâmetros dosimétricos.

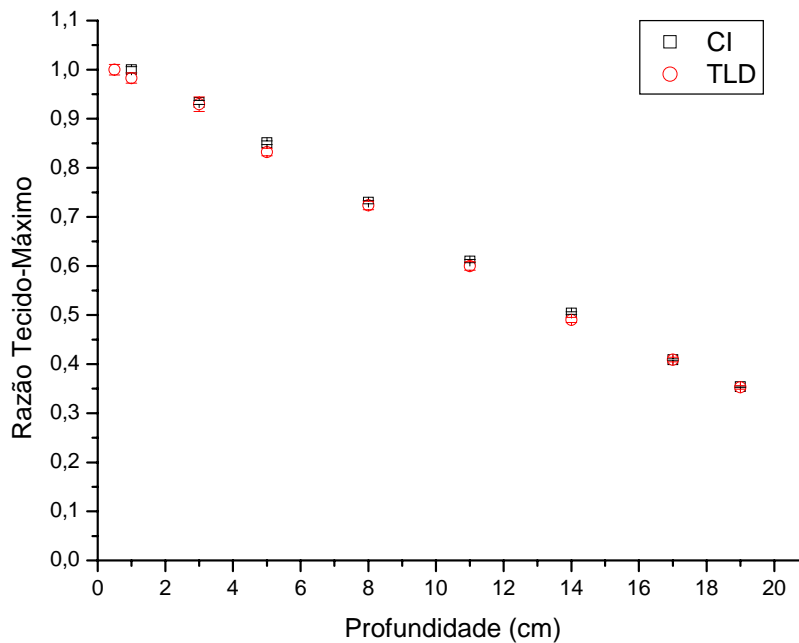


Figura III.12: Razão tecido-máximo, obtida com TLDs e câmara de ionização, em condições de referência, no objeto simulador homogêneo.

III.2 MEDIDAS EM CONDIÇÕES DE TBI

III.2.1 Fatores de calibração de entrada e saída para o diodo no OSA

Utilizando-se as equações 2.6 e 2.7, obtiveram-se os fatores de calibração dos diodos irradiados na entrada e na saída do OSA. A tabela III.3 mostra os resultados dos fatores de calibração para as regiões avaliadas. Nessa tabela, tanto os valores de taxa de dose na entrada quanto na saída do OSA foram obtidas com TLDs posicionados nas mesmas posições das medidas realizadas com o diodo.

Tabela III.3: Fatores de calibração do diodo na entrada e na saída do OSA irradiado em condições de TBI

		Cabeça	Fúrcula	Mediastino	Pélvis
Taxa de Dose (cGy/min)	Entrada	3,64	3,51	3,81	3,50
	Saída	1,65	2,12	1,92	1,55
Leitura média do Diodo (pA)	Entrada	3,5	3,4	3,5	3,4
	Saída	1,8	2,3	2,4	-
Fator de calibração (cGy/min pA)	Entrada	1,04	1,03	1,09	1,03
	Saída	0,92	0,92	0,80	-

Para a calibração na entrada, pode-se notar, através dos dados da tabela III.3, que a resposta do diodo permaneceu constante para as regiões da cabeça e do mediastino, em que há diferença de taxa de dose de 4,7%. Para um aumento de 3,6% na taxa de dose entre cabeça e fúrcula, entretanto, o detector apresentou um acréscimo de 2,9% na resposta. Para a saída, não foi possível realizar as medidas na pélvis devido a problemas técnicos com o diodo utilizado. Para as outras regiões, embora o diodo tenha apresentado sensibilidade suficiente para indicar as diferenças existentes na taxa de dose, não se pode atribuir uma relação simples para tal variação de resposta.

Tanto para os dados de entrada quanto para os dados de saída, a resposta do diodo é função não apenas da taxa de dose, mas também do espectro de radiação incidente no mesmo. Em condições de TBI é especialmente difícil avaliar a contribuição da radiação de baixa energia no feixe primário e da radiação secundária (principalmente espalhada nas paredes da sala de tratamento) incidindo no detector devido à geometria de irradiação do paciente.

Uma indicação da importância da influência do espalhamento na resposta do detector pode ser avaliada através da comparação entre os fatores de calibração de entrada, maiores que a unidade, e de saída, menores que a unidade. No último caso, devido à proximidade entre a parede da sala de tratamento e a superfície de saída do objeto simulador, uma maior quantidade de radiação secundária incidia no diodo posicionado na saída, aumentando sua leitura para uma mesma taxa de dose em relação à entrada (e, portanto, diminuindo o fator de calibração).

III.2.2 Porcentagem de dose profunda em condições de TBI

A Figura III.13 mostra as PDPs, determinadas com TLDs, na região do mediastino do OSA, irradiado em condições de TBI, em distâncias fonte-superfície de 200 a 350 cm.

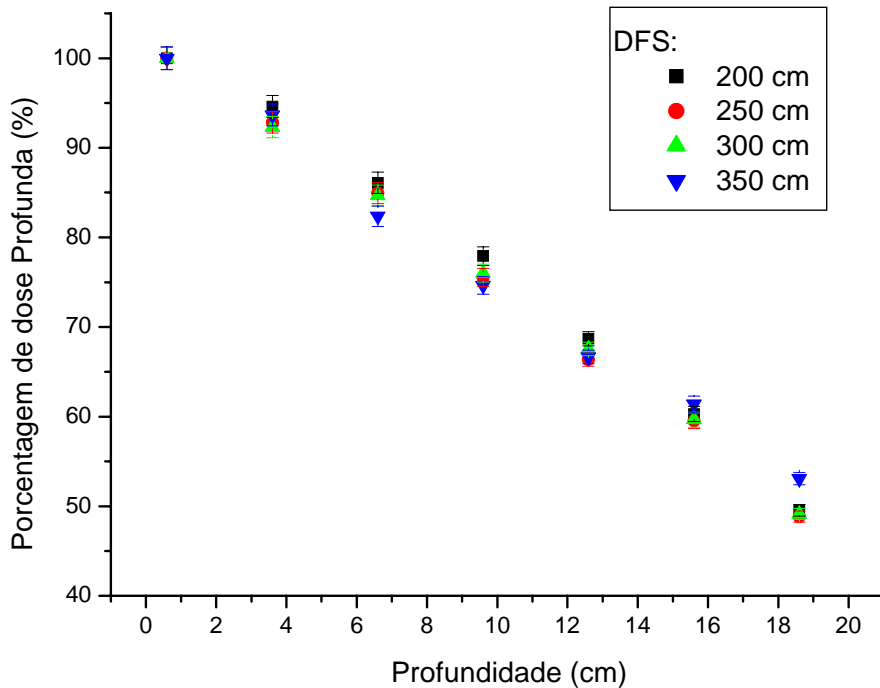


Figura III.13: Porcentagem de dose profunda (PDP) no mediastino, no objeto simulador de antropomórfico, obtidas com os TLDs em distâncias fonte-superfície de 200 a 350 cm.

No intervalo de variação utilizado, encontra-se uma diferença percentual máxima de 4,20%, entre as PDPs nas distâncias de 200 (76,68%) e 350 cm (73,59%) para o plano coronal médio do OSA. Para o mesmo plano médio no mediastino, a PDP medida com distância fonte-superfície de 80 cm foi de 57,36%. Através desses valores, pode-se perceber que as PDPs para distâncias fonte-superfície de não-referência são superiores, para uma mesma profundidade, que as PDPs encontradas para a distância de 80 cm (referência), como esperado.

O aumento nas PDPs para as distâncias fonte-superfície de 300 e 350 cm, à partir da profundidade do plano médio do OSA, pode ser explicada pelo aumento na componente

secundária de feixe chegando em pontos posteriores do objeto simulador, aumentando a leitura dos detectores nessa posição em relação à leitura da profundidade de máxima dose.

A Tabela III.4 apresenta o fator de Mayneord para o cálculo da PDP, no plano coronal médio do mediastino, em uma dada distância fonte-superfície f_2 , a partir da PDP medida a 80 cm, bem como a diferença percentual entre os valores de PDP calculados e medidos no intervalo de 200 a 350 cm. Apesar da diferença percentual para a PDP do plano médio do mediastino a 350 cm de distância fonte-superfície estar próxima do limite de + 7% de desvio aceito para as doses em radioterapia, deve-se ter em mente que esse limite deve englobar não apenas incertezas e erros nos cálculos de planejamento, mas também possíveis erros de posicionamento, movimentação, dosimetria, entre outros. Além disso, dada a variação na tendência da PDP entre as regiões anterior e posterior do OSA, as diferenças percentuais entre as PDPs calculada, através do fator de Mayneord, e medida, com os TLDs, em outras profundidades supera esses valores para quaisquer distâncias fonte-superfície nesse intervalo.

Deste modo, a partir dos resultados obtidos, justifica-se a recomendação para a realização de procedimentos de dosimetria específicos para a geometria de irradiação de cada serviço de Radioterapia antes da realização de procedimentos de TBI.

Tabela III.4 Fatores de Mayneord e comparação das PDPs calculadas e medidas em distâncias fonte-superfície de 200 a 350 cm: $f_1 = 80$ cm e $d = 10$ cm para o mediastino

	$f_2=200$ cm	$f_2=250$ cm	$f_2=300$ cm	$f_2=350$ cm
Fator de Mayneord	1,14	1,16	1,17	1,18
Diferença percentual entre PDP calculada e medida	14,7%	10,5%	10,4%	7,9%

III.2.3 Correção da taxa de dose de referência para condições de TBI com a lei do inverso do quadrado das distâncias

Foram realizadas as correções da taxa de entrada para as condições de TBI mediante a lei do inverso do quadrado das distâncias, tendo como referência a taxa da dose em condições de referência no OSA.

A Tabela III.5 apresenta as diferenças percentuais entre os valores de dose de referência calculados, através da lei do inverso do quadrado das distâncias e da taxa de dose em 80 cm, e medidos nas distâncias de 200 a 350 cm na região do mediastino do OSA.

Tabela III.5 Tabela Diferenças percentuais das taxas dose de entrada, calculadas pela lei do inverso do quadrado das distâncias no mediastino, a partir da taxa de dose em 80cm, e medidas nas distâncias fonte-superfície de 200 a 350 cm.

	200 cm	250 cm	300 cm	350 cm
Diferença percentual (%)	11,9	12,7	18,1	14,4

Dentro dos resultados mostrados na Tabela III.5 podemos apreciar que a aplicação da lei do inverso do quadrado das distâncias, para as correções da taxa de dose na entrada em distâncias extensas, não é adequado por mostrar grandes diferenças percentuais.

III.3 DOSIMETRIA *IN VIVO* PARA IRRADIAÇÃO DE CORPO INTEIRO

Para estudo da metodologia de dosimetria *in vivo* no tratamento de TBI, utilizaram-se medidas de entrada e saída com o diodo no OSA posicionado a uma distância fonte-superfície de 350 cm e utilizando-se uma dose total de 4 Gy. Os fatores de calibração do diodo e as porcentagens de dose profunda determinadas com TLDs, para essa condição de irradiação foram utilizados para a determinação das doses no plano coronal médio do OSA. O cálculo da dose no plano médio do objeto simulador foi realizada com a dosimetria de entrada, $D^{en}_{1/2}$, e pela dosimetria de transmissão, $D^{tr}_{1/2}$, que utiliza a dose de entrada e

saída com foi mostrado na equação 2.8. Os resultados das doses no plano coronal médio obtidas com os TLDs e com o diodo, para ambas as dosimetrias, são mostrados nas Tabela III.6 e Tabela III.7, para as condições de referência e de TBI respectivamente. Na mesma tabela são mostradas as diferenças percentuais entre as doses de entrada e de saída obtidas com TLDs (tomado como valor de referência) e com o diodo.

Tabela III.6: Doses obtidas com a dosimetria de entrada e com a dosimetria de transmissão em condições de referência, com o diodo e os TLDs.

	TLDs		Diodo		Diferença Percentual (%)	
	$D^{en}_{1/2}$ (Gy)	$D^{tr}_{1/2}$ (Gy)	$D^{en}_{1/2}$ (Gy)	$D^{tr}_{1/2}$ (Gy)	$D^{en}_{1/2}$	$D^{tr}_{1/2}$
Cabeça	2,3	2,62	2,28	2,7	0,87	3,7
Fúrcula	2,46	2,65	2,45	2,68	0,41	1,12
Mediastino	2,29	2,57	2,29	2,73	0	5,86
Pélvis	2,31	2,57	2,31	2,65	0	3,02

Tabela III.7: Doses obtidas com a dosimetria de entrada e com a dosimetria de transmissão em condições de TBI, com o diodo e os TLDs.

	TLDs		Diodo		Diferença Percentual (%)	
	$D^{en}_{1/2}$ (Gy)	$D^{tr}_{1/2}$ (Gy)	$D^{en}_{1/2}$ (Gy)	$D^{tr}_{1/2}$ (Gy)	$D^{en}_{1/2}$	$D^{tr}_{1/2}$
Cabeça	0,19	0,18	0,16	0,15	15,79	16,67
Fúrcula	0,24	0,21	0,17	0,16	29,17	23,81
Mediastino	0,21	0,21	0,15	0,16	28,57	23,81
Pélvis	0,21	0,21	0,14	-	33,33	-

Para a dosimetria *in vivo* em técnicas convencionais, os resultados de dose no plano coronal médio do OSA apresentaram diferenças percentuais menores, em relação à dose de referência, para a dosimetria de entrada que para a dosimetria de transmissão. Isto pode ser explicado pela metodologia utilizada para o cálculo da dose nesse último método, já que é sabido que a porcentagem de dose profunda não decai linearmente com a profundidade.

Para a técnica de TBI, embora os resultados obtidos com o diodo possam auxiliar na compreensão de alguns parâmetros importantes no controle da qualidade do tratamento, como, por exemplo, a proximidade do paciente em relação as parede da sala de tratamento, testes mais extensos devem ser realizados, sobretudo utilizando-se outras junções semicondutoras com maior sensibilidade para baixas taxas de dose e com filtragens para baixas energias.

CAPÍTULO IV - CONCLUSÕES

Das grandes variações encontradas nos resultados para as porcentagens de dose profunda, em condições de referência e de TBI, avaliadas nas regiões da cabeça, fúrcula, mediastino e pélvis do OSA, pode-se concluir que os parâmetros dosimétricos em TBI devem ser medidos nas condições específicas de irradiação de cada serviço de Radioterapia. As correções de taxa de dose, pela lei do inverso do quadrado das distâncias, e de porcentagem de dose profunda, pelo fator de Mayneord, se mostraram ineficientes para adaptar parâmetros dosimétricos medidos em condições de referência para condições de não-referência, como as encontradas em TBI. Especificamente, as condições do posicionamento do paciente e da geometria das salas de tratamento podem variar largamente entre diferentes serviços de Radioterapia, ao mesmo tempo em que influenciam severamente as doses em diferentes pontos do paciente e as respostas de detectores utilizados nesses campos.

Através dos dados obtidos para as regiões anatômicas estudadas, propõe-se que o mediastino pode ser usado como ponto de referência de cálculo de dose, podendo-se obter uma homogeneidade de dose adequada para o tratamento em relação a esse ponto. Novamente, a geometria de irradiação desempenha papel fundamental na homogeneidade de dose obtida no tratamento, fazendo com que seja necessário um estudo desta nas condições específicas do serviço de Radioterapia.

Para a dosimetria *in vivo*, foi encontrada uma grande diferença na dose no plano coronal médio do OSA quando são comparadas as metodologias de entrada e transmissão. Tanto para o caso de tratamentos convencionais, quanto para o caso de TBI, a dosimetria de entrada apresentou resultados com menores desvios percentuais em relação as doses medidas com TLDs. Admitindo-se, ainda, o número de pontos de monitoração de dose e o tempo típico de irradiação em TBI, pode-se sugerir que a dosimetria de entrada é adequada para Radioterapia. O detector a ser utilizado nessas dosimetrias, entretanto, devem ser cuidadosamente escolhidos, já que, as condições de TBI podem influenciar sua resposta de maneira importante, como no caso dos diodos. Para esses detectores, da mesma forma que

os parâmetros dosimétricos, conclui-se que a calibração para dosimetria *in vivo* deve ser realizada nas condições de TBI específicas do serviço, como parte do programa de controle da qualidade dos equipamentos e procedimentos.

REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM REPORT N°87. “Diode *in vivo* Dosimetry for Patients Receiving External Beam Radiation Therapy”. 2005, American Association of Physicists in Medicine, USA.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE(AAPM). NEW YORK. The physical aspects of total and half body photon irradiation. 1986.

ARISTEI, C.; LATINI, P.; TERENCEI, A.; *et al*: Total body irradiation-based regimen in the conditioning of patients submitted to haploidentical stem cell transplantation. Radiotherapy and Oncology. V. 58, p. 247-249, 2001.

ATTIX, F. H., “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”, 1986, New York, USA, John Wiley & Sons, Inc.

BAN, N.; SAWA, S.; AOKI, *et al*: Dose evaluation of patients receiving total-body irradiation for the pre-treatment of bone marrow transplantation. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 71, No 1, pp 61-64, 1997.

BEAVIS, A. W. ; ABDEL-HAMID, A. UPADHYAY, S.: Re-treatment of a lung tumor using a simple intensity modulated radiotherapy approach. The British Journal of Radiology. V. 78, p. 358–361, 2005.

BEDFORD, J. L.; HANSEN, N.V.; WEBB, S.: The derivation of tissue-maximum ratio from percentage depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance. Brit. J Radiol. V. 71, pp. 876-881, 1998.

BOS, A.J.J.: High sensitivity Thermoluminescence Dosimetry. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 184, 3-28, 2001.

BEYZADEOGLU, M.; OYSUL, K.; DIRICAN, B.; *et al*: Effect of dose-rate and total dose in total body irradiation on interstitial pneumonitis after bone marrow transplantation. Tohoku J. Exp. Med. Vol 202, pp. 255-263, 2004

BUCHAL, A.; FEYER, P.; GROLL, J.; *et al*: Immediate toxicity during fractionated total body irradiation as conditioning for bone marrow transplantation. Radiotherapy and Oncology. V. 54, pp. 157-162, 2000.

CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N. e KENNEY, G.N., 1968, “Thermoluminescent Dosimetry”, Madison, USA, Univ. Wisconsin Press.

CAMPOS, L. L., “Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação” Cerâmica, nov./dez. 1998, vol.44, no.290, p.244-251. ISSN 0366-6913.

CHRÉTIEN, M.; CÔTE, C; BLAIS, R.; *et al.*: A variable speed translating couch technique for total body irradiation. Medical Physics. Vol. 27, No 5, May 2000.

DAVIS, S. D.; ROSS, C. K.; MOBIL, N.; *et al.*: The response of LiF Thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV rays to ⁶⁰Co gamma rays. Radiation Protection Dosimetry. Vol 106. No. 1, pp. 33-34, 2003.

CARRUTHERS, S.A.; WALLINGTON, M. M.: Total body irradiation and pneumonitis risk: a review of outcomes. British Journal of Cancer. Vol. 90, No. 11, pp. 2080-2084, 2004

DUCH, M. A.; GINJAUME, M.; CHAKKOR, H.; *et al.*: Thermoluminescence dosimetry applied to *in vivo* dose measurements for total body irradiation techniques. Radiotherapy and Oncology. Vol 47, pp. 319-324, 1998.

EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY (ESTRO). Practical Guidelines for the implementation of *in vivo* dosimetry with diodes in external radiotherapy with photons beams (entrance dose). Blocket No.5, 2001

GIORDANI, A. J.; SEGRETO, H. R., SEGRETO, R. A.; *et al.*: Verificação das doses de radiação absorvidas durante a técnica de irradiação de corpo inteiro nos transplantes de medula óssea, por médio de dosímetros termoluminescentes. Radiol. Brás. Vol. 37, No. 5, pp. 343-349

GOPAL, R.; HA, C. S.; TUCKER, S. L.; *et al.*: Comparison of two total body irradiation fractionation regimens with respect to acute and late pulmonary toxicity. Cancer. Vol. 92, No. 7, pp. 1949-1958, 2001.

HARDEN, S. V.; ROUTSIS, D. S.; GEATER, A. R.; *et al.*: Total body irradiation using a modified standing technique: a single institution 7 year experience. The British Journal of Radiology, 74 (2001), pp. 1041-1047, 2001

HARRIS, C. K.; ELSON, H. R.; LAMBA, M. A.; *et al.*: A comparison of the effectiveness of the thermoluminescent crystals LiF:Mg, Ti, and LiF: Mg, Cu, P for clinical Dosimetry. Med. Phys. V. 24, No 4, p. 1527-1529, 1997.

HEUKELOM, S.; LANSON. J.H.; MIJNHEER, B. J.: Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. Phys. Med. Biol. V. 36, No. 1, pp. 47-59, 1991.

HEINZELMANN, F; OTTINGER, H.; MÜLLER, C. H.; *et al.*: Total-body irradiation-role and indications – results from the German registry for stem cell transplantation (DRST). Strahlentherapie und Onkologie. Vol. 182, No. 4, pp. 222-230, 2006.

HUI, S. K.; DAS, R. K.; THOMADSEN, B.; *et al.*: CT-based analysis of dose homogeneity in total body irradiation using lateral beam. Juournal of applied clinical medical physics. Vol. 5, No. 4, pp. 71-79, 2004.

HUSSEIN, S.; EL-KHATIB, E.: Total body irradiation with a sweeping $^{60}\text{Cobalt}$ beam. International Journal of Oncology, Biology, and Physics. Vol 33. No. 2 pp. 493-497. 1995.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU). Determination of a absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Report 24, Washington 1976.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. ICRU Report 44, Washington 1989.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC). “Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring” Internatio standard. 1991.

JORNET, N.; RIBAS, M.; EUDALDO, T. Calibration of semiconductor detectors for dose assessment in total body irradiation. Radiotherapy and Oncology. Vol 38, pp. 247-251, 1996.

JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J. R. “The Physics of Radiology”. Fourth Edition, 1983. Charles C Thomas Publisher, Springfield, USA.

KHAN, F.M., “The Physics of Radiation Therapy”, Third Edition, 2003, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA.

LI, C; LAMEL, L. S.; TOM, D.: A patient dose verification program using diode detectors. Med. Dosim. V. 20, pp. 209-214, 1995.

Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância. Vigilância do câncer ocupacional e ambiental. Rio de Janeiro- Brasil: INCA, 2005.

McKINLAY, A F, 1981, “Thermoluminescent Dosimetry”, Great Britain, Adam Hilger Ltd, Techno House, Redcliffe Way, Bristol.

NICOLUCCI, P. : “Caracterização e calibração de junções semicondutoras para dosimetria em feixes de ^{60}Co ”. Tesis de dissertação. FFCLRP/DFM. 1998.

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (IAEA) Aspectos físicos de la garantía de la calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad. Viena. IAEA-TECDOC-1151, 2000.

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (IAEA) “Determinación de la dosis absorbida en Radioterapia con haces externos: un código de práctica internacional par la dosimetria basada en patrones de dosis absorbida en agua”. Viena: Agencia Internacional de Energia Atômica, IAEA-informe técnico 398, 2005.

PACYNA, L. G.; DARBY, M.; PRADO, K. Use of thermoluminescent dosimetry to verify dose compensation in total body irradiation. Medical dosimetry. V. 22, N 4. pp. 319-324, 1997.

PALKOSKOVÁ, P; HLAVATA, H.; DVORÁK, P.; *et al.*: *In vivo* thermoluminescence dosimetry for total body irradiation. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 101, Nos. 1-4, pp. 597-600, 2002

RIKNER, G.; GRUSELL, E.: General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. Phys. Med. Biol. V. 32, No. 9, pp 1109-1117, 1987.

SAINI, A. S.; ZHU, T.C.: Dose rate and SDD dependence of commercially available diode detectors. Med. Phys. V. 31, No 4, pp. 914-924, 2004.

SAMPATH, S.; SCHULTHEISS, T. E.; WONG, J.: Dose response and factors related to interstitial pneumonitis after bone marrow transplant. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 63, No. 3, pp. 876–884, 2005.

SARFARAZ, M.; YU, C.; CHEN, D. J.; *et al.*: A translational couch technique for total body irradiation. Journal of Applied Clinical Medical Physics. V. 2, No 4, 2001.

SHORTT, K. R.; ROSS, C. K.; JANOVSÝ, I.: The response of Lif TLDs to ^{137}Cs and ^{60}Co γ rays. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 69, No 4, pp. 257-266, 1997.

SZÉKELY, J.; FÁBRY, L.; FORGÁCS, G.; *et al.*: Total body irradiation before bone marrow transplantation, Technique and acute toxicity. Strahlentherapie und Onkologie. V. 175, No 12, pp 1606-10, 1999

TRUJILLO G., G. Control dosimétrico *in vivo* en Radioterapia externa usando diodos semiconductores. Ver. Cubana Oncol. V. 14, No. 2, pp 129-135, 1998.

VRTAR, M.: Total body irradiation dosimetry of a low dose rate ^{60}Co gamma field. Fizika B(Zagreb). V. 10, No. 4, p. 255-268, 2002.

WILLIAMS, J. R.; and THWAITES, D. I.: “Radiotherapy Physics: in Practice”, 2000. Second edition. Oxford University Express, New York. USA.