## Universidade de São Paulo FFCLRP - Departamento de Física

## CAROLINA CARIOLATTO YALY

Um estudo da técnica de dosimetria com TLDs e sua aplicação em feixes de kilovoltagem

Ribeirão Preto - SP2018

## CAROLINA CARIOLATTO YALY

## Um estudo da técnica de dosimetria com TLDs e sua aplicação em feixes de kilovoltagem

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

**Área de Concentração:** Física aplicada à Medicina e Biologia.

**Orientador:** Juliana Fernandes Pavoni.

**Versão original** Disponível na FFCLRP-USP

Ribeirão Preto - SP 2018 Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

## FICHA CATALOGRÁFICA

Yaly, Carolina Cariolatto

Um estudo da técnica de dosimetria com TLDs e sua aplicação em feixes de kilovoltagem / Carolina Cariolatto Yaly; orientador Juliana Fernandes Pavoni. Ribeirão Preto - SP, 2018. 91 f.:il.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2018.

1. Dosimetria Termoluminescente. 2. Feixes de Raio-x de Kilovoltagem. 3. Dosimetria. 4. LiF:Mg,Ti.

Nome: YALY, Carolina Cariolatto

Título: Um estudo da técnica de dosimetria com TLDs e sua aplicação em feixes de kilovoltagem

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:\_\_\_/\_\_\_.

# Banca Examinadora

Prof. Dr. :	Instituição:	
Julgamento:	Assinatura:	
Prof. Dr. :	Instituição:	
Julgamento:	Assinatura:	
Prof. Dr. :	Instituição:	
Julgamento:	Assinatura:	

Aos meus pais, Cathi e Herbert Que sempre fizeram tudo por mim.

# Agradecimentos

Agradeço minha família Cathi, Herbert e Mariana, por todo o suporte, emocional e financeiro, por abrirem mão de muitas coisas para eu ter a oportunidade de estudar e crescer cada vez mais. Vocês são minha base. Obrigada pai e mãe, espero retribuir de alguma maneira todo o esforço que vocês sempre tiveram comigo. Eu amo vocês.

Agradeço minha orientadora, Juliana, por todo o tempo dedicado, pelos conselhos, puxões de orelha e oportunidades, que me motivaram e me fizeram crescer pessoal e profissionalmente.

Agradeço meu namorado, Gabriel, pelo companheirismo de sempre. Por me fazer acreditar que eu sou capaz e me apoiar todas as vezes que eu precisei. Obrigada por estar presente em todos os momentos e me ajudar tanto. Eu amo você!

Agradeço o pessoal do CIDRA, Camila, Ana, Fernanda, Patrícia, Vinícius, Laís, Jaqueline e Cassiana, pelo acolhimento e amizade, por todas as risadas, almoços, apoios e conselhos. Em especial a Cassiana, que me ensinou, participou de muitas etapas do projeto e me ajudou sempre que eu precisei.

Agradeço aos companheiros de laboratório, DART-3D, obrigada Jéssica e Ignácio, por me incentivarem em todas as situações. Em espcial você, Ignácio, por todos os trabalhos em conjunto, horas de conversas e discussões.

Agradeço aos residentes do HC, Luciana, Marília e Fabrício, por todas as discussões, companheirismo e ajudas na etapa final deste trabalho.

Por último, mas não menos importante, agradeço as minhas Imaculandas, Alessandra, Gabriela, Irina, Letícia, Luisa, Marianas, Natália e Renatas – Sim, em ordem alfabética para vocês não brigarem ou porque eu e a Alessandra temos um pacto – muito obrigada por tudo que fazem por mim, sem vocês eu não teria sanidade para chegar onde cheguei. Vocês são muito importantes para mim. Amizades para a vida toda, sempre digo isso, vocês são a minha melhor parte. Eu amo cada uma de vocês e sou muito grata por tê-las ao meu lado.

 É preciso que eu suporte duas ou três larvas se quiser conhecer as borboletas"
 O Pequeno Príncipe

## Resumo

CAROLINA, C. Y. **Um estudo da técnica de dosimetria com TLDs e sua aplicação em feixes de kilovoltagem**. 2018. 91 f. Dissertação (Mestrado -Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2018.

Em radioterapia a entrega de doses deve apresentar incerteza máxima de 5%. Portanto, é necessário realizar o controle de qualidade dos equipamentos usados. Para feixes de raios X de kilovoltagem (kV), com voltagem de pico de 10-400kVp, a câmara de ionização (CI) de ar-livre é o instrumento de referência para determinação do kerma no ar, entretanto, devido ao grande tamanho e complexidade de uso, ela fica restrita aos laboratórios padrões de dosimetria. Na prática clínica, são usadas CIs de placas paralelas ou Farmer, dependendo da energia dos feixes. Segundo o protocolo de dosimetria TRS-398, as CIs usadas para estes feixes deveriam ser calibradas em dose absorvida na água, no entanto, no Brasil ainda não há um método implantado para este tipo de calibração. Para agravar a situação, atualmente, não se tem também disponíveis no Brasil serviços de calibração para CI em kerma no ar ou exposição nesta faixa de energia. Embora muitos tratamentos realizados com feixes de kV tenham sido substituídos por feixes de elétrons, muitos serviços ainda utilizam aqueles feixes no Brasil, com a sua dosimetria mantida pelas condições disponíveis em cada serviço. Essa pesquisa tem o objetivo de estudar a resposta do dosímetro termoluminescente (TLD) quando irradiado com feixes de kV, a fim de obter uma alternativa dosimétrica para verificações de doses nestes feixes. Utilizamos dois grupos com 100 TLDs (LiF:Mg,Ti), que foram calibrados por uma fonte calibrada e rastreada de Césio-137. Quatro equipamentos diferentes de raios X de kV foram usados para levantamento de curvas relacionando as doses lidas pelos TLDs e as doses calculadas pela dosimetria adotada para cada equipamento na faixa de 0,5 a 5Gy, foram obtidas curvas para energias dos feixes variando de 75kVp a 180kVp. Para o estudo da dependência energética, realizamos correções nas medidas utilizando três diferentes métodos, primeiramente coletamos fatores de correção disponíveis na literatura. Em seguida coletamos fatores de correção partindo da irradiação dos TLDs em feixes de um equipamento de raios X utilizando a resposta dos dosímetros para comparação com a energia efetiva dos feixes utilizados neste equipamento e a energia efetiva dos feixes utilizados nos equipamentos de ortovoltagem. E por fim, coletamos fatores de correção da dependência energética dos dosímetros com TLDs irradiados em feixes conhecidos no LCI-IPEN. Após observarmos que os fatores de correção da dependência energética variam quando comparados entre si, calculamos o valor médio desses fatores e os utilizamos como fator de correção ótimo, obtendo variações médias de -2,8% entre as doses entregues em comparação com as doses lidas, sendo a máxima variação 17% e a mínima variação -23% entre os equipamentos, o que demonstra a necessidade de implementar um método, no Brasil, para realizar a calibração das câmaras de ionização, para esta faixa de energia.

**Palavras-chave:** 1. Dosimetria Termoluminescente. 2. Feixes de Raio-x de Kilovoltagem. 3. Dosimetria. 4. LiF:Mg,Ti.

## Abstract

CAROLINA, C. Y. A study of the dosimetry technique with TLDs and its application in kilovoltage beams. 2018. 91 f. Dissertation (M.Sc. -Postgraduate program in Physics applied to Medicine and Biology) - Faculty of Philosophy, Sciences and Literature of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2018.

In radiotherapy the doses must be delivered with a maximum deviation of 5% in comparison to those planned. Therefore, it's necessary to ensure the quality of the equipment used. For kilovoltage (kV) X-rays beams - with peak voltage in the range of 10 to 400 kVp - the dosimetry standard reference instrument is a free-air ionization chamber (IC), however, due to its large size and its complicated use, it ends up restricted to standards dosimetry laboratories. In usual clinical procedures, plane-parallel or Farmer IC are used, depending on the beam's energy. The TRS-398 dosimetry protocol says that the ionization chambers used for those beams should be calibrated in absorbed dose to water; nevertheless there is not a method for such a calibration in Brazil. Nowadays, there isn't even an available IC calibration service in air kerma or exposure in this range of energy in the country. Even though many possible kilovoltage treatments have been left aside to be planned as electron beam therapy treatments in recent years, a lot of services in Brazil still make good use of kV radiation therapy and its dosimetry is limited by the local available conditions. This research's goal is to study the thermoluminescent dosimeter (TLD) response when irradiated by kV beams to come up with a dosimetric alternative for the verification of absorbed doses for those beams. We have used two groups composed by 100 TLDs each, whose calibration was done using a calibrated and tracked source of Cesium-137. Four different kV X-rays equipments were used to create the curves

showing the relation between TLDs response and the actual doses calculated by the dosimetry used for each equipment in the interval between 0.5 and 5 Gy. Those curves were created using beam's energies varying from 75 kVp up to 180 kVp. Three different methods were used to study the dosimeters energetic dependency. The first one was based on getting the correction factors available in the literature. After that, we calculated factors obtained from the TLDs irradiation by an X-rays equipment using the dosimeters response to compare the effective energy of this equipment beams and the effective energy of the orthovoltage equipment tested. At last, we collected energetic dependency factors from TLDs irradiated at LCI-IPEN in three different beams. After we noticed that the factors obtained using each method were considerably different from each other in the same group, we calculated the mean values of these groups of factors and we set the mean values as an optimal correction factor. We obtained mean deviations of -2.8% among the doses delivered in comparison to the TLDs doses responses - the maximum deviation was 17% and the minimum was -23% among the equipaments tested. Those data show us how urgent the implementation of a method to calibrate the ionization chambers in this range of energy is, in Brazil.

**Key-words:** 1. Thermoluminescent Dosimetry. 2. Kilovoltage X-ray beams. 3. Dosimetry. 4. LiF:Mg,Ti

# Lista de Figuras

2.1	Diagrama de um tubo de raios X convencional. Fonte: adaptado de	
	[Khan e Gibbons 2014]	5
2.2	Porcentagem de dose profunda em água, para diversas qualidades	
	de feixe. a: raios Grenz, b: terapia de contato, c: terapia	
	superficial, d: ortovoltagem, e: Cobalto-60. Fonte: adaptado de	
	[Khan e Gibbons 2014]	6
2.3	(A)Diagrama do nível de energia para materiais termoluminescentes;	
	neste diagrama o buraco age como centro de luminescência. (B)	
	Diagrama de nível de energia demonstrando o efeito das impurezas	
	no cristal. Fonte: adaptado de [DeWerd Ph.D. e Davis 2009]	13
2.4	Curva de Glow. Fonte: adaptado de [Biderman et al. 2002]	15
2.5	Sensibilidade teórica dos cristais TL em funçãoo da energia do	
	fótons, calculada como a raão da energia depositada no cristal pela	
	energia depositada no tecido: $(1)$ CaSO4; $(2)$ CaF2; $(3)$ Al2O3;	
	(4) LiF; (5) CaCO3; (6) SiO2 e Li2B4O7. Fonte: adaptado de	
	[Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968]	16
2.6	Diagrama de uma leitora de dosímetros termoluminescentes. Fonte:	
	adaptado de [DeWerd Ph.D. e Davis 2009].	19
4.1	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), com dosímetros irradiados no	
1.1	acelerador lienar .com 6MV	27
42	Dose Lida ( $Gv$ ) x Dose Entregue( $Gv$ ) para o equipamento 1 com	21
1.2	potenciais 80 kVp e 120 kVp	28
43	Dose Lida ( $Gv$ ) x Dose Entreque( $Gv$ ) para o equipamento 2 com	20
1.0	potonciais 80 k/p 120 k/p a 180 k/p	20
	potentials of $\mathbf{k}\mathbf{v}\mathbf{p}$ , 120 $\mathbf{k}\mathbf{v}\mathbf{p}$ e 100 $\mathbf{k}\mathbf{v}\mathbf{p}$	$\Delta 9$

4.4	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 3, com	
	potenciais 75 kVp, 120 kVp e 180 kVp	30
4.5	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 4, com	
	potencial de 100 kVp $\ldots$	31
4.6	Comparação da dose lida $(Gy)$ x dose entregue $(Gy)$ para o	
	equipamento 1, 2 com potenciais 80 kVp e para o equipamento 3	
	com potencial 75kVp	32
4.7	Fatores de correção em função da energia efetiva (keV) obtidos na	
	literatura. Fonte: [Nunn et al. 2008]	34
4.8	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 1, com	
	potenciais 80 kVp e 120 kVp $\ldots$	35
4.9	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 2, com	
	potenciais 80 kVp, 120 kVp e 180 kVp	36
4.10	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 3, com	
	potenciais 75 kVp, 120 kVp e 125 kVp	37
4.11	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 4, com	
	potencial 100 kVp $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$	38
4.12	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy) para o equipamento 1, com	
	potenciais 80 kVp e 120 kVp $\ldots$	39
4.13	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 2, com	
	potenciais 80 kVp, 120 kVp e 180 kVp	40
4.14	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 3, com	
	potenciais 80 kVp, 120 kVp e 125 kVp	41
4.15	Dose Lida (Gy) x Dose Entregue (Gy), para o equipamento 4, com	
	potencial 100 kVp $\ldots$	42
4.16	Avaliação da linearidade de resposta do equipamento de raios X $\ .$ .	43
4.17	Kar (mGy) em função da filtração (mmAl) para diversos kV p $\ldots$ .	44
4.18	Fatores de correção determinados experimentalmente em função da	
	energia efetiva (keV) dos feixes	46
4.19	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 1, para o feixe de 80 e de 120 kVp	47

4.20	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 2, para o feixe de 80, 120 e 180 kVp $\ \ . \ . \ . \ . \ . \ .$	48
4.21	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 3, para o feixe de 75, 120 e 125 kVp $\ \ldots \ldots \ldots \ldots$	49
4.22	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 2, para o feixe de 100 kVp	50
4.23	Fatores de correção obtidos no LCI - IPEN em função da energia	
	efetiva (keV) dos feixes $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$ $\ldots$	51
4.24	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 1, para o feixe de 80 kVp $\hfill \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots$	52
4.25	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 2, para o feixe de 80 kVp $\hfill \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots$	53
4.26	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 3, para o feixe de 75 e de 120 kVp $\ \ . \ . \ . \ . \ . \ .$	54
4.27	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 1, para o feixe de 80 e de 120 kVp $\ \ . \ . \ . \ . \ . \ .$	59
4.28	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 2, para o feixe de 80, 120 e 180 kV p $\ \ \ldots \ \ldots \ \ldots \ \ldots$	60
4.29	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 3, para o feixe de 75, 120 e 125 kVp $\ \ldots \ldots \ldots \ldots$	61
4.30	Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o	
	equipamento 4, para o feixe de 100 kVp	62

# Lista de Tabelas

2.1	Condições de referência para determinação de dose absorvida na água	
	utilizando feixes de baixa e média energia	10
2.2	Composição de alguns dos materiais de LiF	17
3.1	Parâmetros do Perfil de Temperatura em relação ao Tempo	22
3.2	Característica dos feixes utilizados para as irradiações	23
3.3	Características dos feixes utilizados no equipamento de raios X	24
3.4	Dados do certificado de calibração disponibilizado pelo IPEN	25
3.5	Feixes disponíveis para irradiação no LCI - IPEN $\ .\ .\ .\ .\ .$ .	25
4.1	Camadas Semirredutoras calculadas analiticamente com base na equação 4.2	45
4.2	Fatores de correção obtido por diferentes métodos e utilizado para	
	corrigir a dependência energética dos dosímetros irradiados nos	
	equipamentos 1 a 4	55
4.3	Variações percentuais entre doses lidas para os equipamentos 1 a 4,	
	com correções pelos diferentes métodos $\hdots$	57
1	Calibração do grupo 1, realizada no ínicio do projeto	74

# Lista de Abreviaturas

AAPM	(American Association of Physicists in Medicine)
CI	Câmara de Ionização
CIDRA	Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção
CSR	Camada Semirredutora
Fci	Fator de Calibração Individual
IAEA	International Atomic Energy Agency
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IPEMB	Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology
kV	Kilovoltagem
LCI	Laboratório de Calibração de Instrumentos
MOSFET	Metal oxide semicondutor field-effect transistors
NCS	Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie
NIST	National Institute of Standards and Technology
OSL	Dosímetros Luminescentes Oticamente Estimulados
PSL	Detectores Plastico-Cintiladores
TL	Termoluminescência
TLD	Dosímetro Termoluminescente

# Sumário

Li	Lista de Figuras xii					
Li	Lista de Tabelas xv					
Li	sta d	le Abr	eviatura	s x	vi	
1	Intr	oduçã	0		1	
2	Fun	damer	ntos Teón	ricos	4	
	2.1	Radio	terapia U	tilizando feixes de Kilovoltagem	4	
	2.2	Dosim	etria para	a feixes de raios X de kilovoltagem	$\overline{7}$	
		2.2.1	Dosimet	ria de Referência para Feixes de raios X de Kilovoltagem	7	
			2.2.1.1	Equipamentos de Dosimetria	$\overline{7}$	
			2.2.1.2	Especificação da Qualidade do Feixe	9	
			2.2.1.3	Determinação da Dose Absorvida na Água	10	
	2.3	Altern	ativas Do	simétricas para Feixes de Raios X de Kilovoltagem	11	
	2.4	Dosim	etria Teri	moluminescente	12	
		2.4.1	Termolu	minescência	12	
		2.4.2	Caracter	rísticas dos Materiais Termoluminescentes	14	
			2.4.2.1	Curva de $Glow$	14	
			2.4.2.2	Sensibilidade	15	
			2.4.2.3	Curva Dose Resposta	15	
			2.4.2.4	Resposta Energética	16	
			2.4.2.5	Estabilidade	16	
	2.5	Dosím	etro Tern	noluminescente de Fluoreto de Lítio	17	
	2.6	Tratai	mento Tér	rmico do LiF:Mg,Ti	17	

#### xviii

	2.7	Sistem	a de Leitura dos TLDs	18	
3	Met	todolog	gia	20	
	3.1	Seleçã	o dos Dosímetros e Calibração do Grupo	20	
	3.2	Sistem	a de Leitura dos TLDs	21	
	3.3	Irradia	ação nos Equipamentos de Ortovoltagem	22	
	3.4	Estude	o sobre a Dependência Energética do TLD	23	
		3.4.1	Determinação Experimental	24	
		3.4.2	Irradiações no LCI - IPEN	25	
4	$\operatorname{Res}$	ultado	s e Discussões	26	
	4.1	Seleçã	o dos Dosímetros e Calibração do Grupo	26	
	4.2	Irradiação nos Equipamentos de Ortovoltagem			
	4.3	Estude	o sobre a Dependência Energética do TLD	32	
		4.3.1	Correções da dependência energética pela literatura	33	
		4.3.2	Estudo a partir de medidas coletas em um aparelho de raios		
			X com dosimetria conhecida $\ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots$	42	
		4.3.3	Fatores de correção obtidos no LCI - IPEN	50	
	4.4	Consid	lerações finais	54	
5	Con	nclusõe	S	63	
Re	Referências 65				

# Capítulo 1

# Introdução

Na radioterapia é importante garantir que a distribuição de doses prescrita aos pacientes está sendo entregue de maneira exata. De acordo com a literatura, em um tratamento radioterápico a incerteza máxima na deposição de dose no tumor é de 5 % [ICRU 1976]. Para garantir a exatidão, é necessário realizar o controle de qualidade e assim controlar as fontes de incerteza que podem existir.

Esse controle pode ser feito medindo uma grandeza física relevante (dose ou kerma) em um ponto de interesse no meio (água ou superfície do paciente). Essas grandezas podem ser obtidas utilizando diversos tipos de dosímetros. Os mais comuns são câmaras de ionização, filmes, diodos e dosímetros termoluminescentes [Bulla et al. 1999, Duggan et al. 2004, Olko et al. 1999]. Para feixes de raios X de kilovoltagem (kV), com voltagem de pico de 10 - 400kVp, a câmara de ionização (CI) de ar-livre é considerada o instrumento de referência para determinação do kerma no ar, no entanto, devido ao grande tamanho e complexidade de uso, seu uso fica restrito aos laboratórios padrões de dosimetria [Gamboa-deBuen et al. 1998]. Na clínica, utiliza-se uma CI prática com calibração rastreada ás CI de ar-livre.

O contexto de controlar a quantidade de dose entregue para os pacientes, nos remete a um problema em relação à dosimetria de ortovoltagem no país. A Agência Internacional de Energia Atômica (International Atomic Energy Agency - IAEA) recomenda o uso de CIs de placas paralelas ou Farmers dependendo da energia do feixe e recomenda ainda, que estas CIs devem ser calibradas em dose absorvida na água [Andreo et al. 2000]. No entanto, no Brasil não há um método implantando para este tipo de calibração na faixa de energia de kilovoltagem. Para agravar ainda mais este cenário, a calibração, segundo os padrões antigos de kerma no ar, também não está mais disponível no Brasil.

Com o surgimento de aceleradores lineares com feixes conjuntos de elétrons, existe uma tendência para a substituição dos feixes de raios X de baixas e intermediárias energias por feixes de elétrons dos aceleradores lineares, no Brasil, devido ao alto custo, isto ainda está distante e equipamentos de ortovoltagem continuam em funcionamento.

Considerando a necessidade de verificações de doses para estas baixas energias, essa pesquisa foi desenvolvida com o objetivo de estudar a resposta do dosímetro termoluminescente (TLD) quando irradiado com feixes de kV, para obter uma alternativa dosimétrica para verificações de doses nestes feixes. Devido ao seu tamanho pequeno, alta sensibilidade e facilidade de manuseio os, TLDs são largamente utilizados para checagem de doses [Duggan et al. 2004, Gamboa-deBuen et al. 1998, Davis et al. 2003].

A dosimetria por termoluminescência é possível, pois a quantidade de luz emitida por um material termoluminescente é proporcional à dose de radiação que o material absorveu. Os TLDs são comumente utilizados em medidas de dosimetria por possuírem tamanho pequeno, possibilidade de reutilização e equivalência ao tecido para muitas energias de feixes, além disso, do ponto de vista da dosimetria, eles possuem linearidade de resposta, uma faixa de detecção de dose adequada para diversas aplicações, alta reprodutibilidade e estabilidade de retenção da informação. No entanto, os TLDs apresentam uma variação em sua resposta quando irradiado com energias de kilovoltagem [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

A dosimetria de raios X de baixa energia fornece um número de desafios que não estão presentes para feixes de raios X de mega voltagem. A principal propriedade dosimétrica de feixes de raios X de kilovoltagem é que a entrega máxima de dose ocorre perto da superfície do paciente, entre os primeiros milímetros, depois a dose decai rapidamente com a profundidade devido à atenuação e espalhamento do feixe. Primeiramente, como muitos dosímetros tem dimensão relativamente grande na profundidade, a rápida queda de dose com a profundidade implica num gradiente de dose sobre a medida no volume do dosímetro. Outro problema é que a resposta do dosímetro é sensível de acordo com o material utilizado para sua confecção. Para feixes de raios X de baixa energia o processo de interação dominante é o efeito fotoelétrico e a sessão de choque para o efeito fotoelétrico é fortemente dependente do número atômico do material. O terceiro desafio é que câmaras de ionização não se comportam como cavidades de Bragg-Gray em energias de raios X de kilovoltagem e, portanto a teoria de cavidades não pode ser usada para dosimetria de referência [Hill et al. 2014].

Dada a atual situação da dosimetria para equipamentos de ortovoltagem no Brasil, este trabalho teve por objetivo obter, através de dosímetros termoluminescentes, as curvas de resposta da dose entregue por equipamentos de raios X de ortovoltagem em diferentes serviços de radioterapia, com as doses calculadas a partir da dosimetria de cada equipamento e avaliar a variação na entrega de dose. Além disto, para esta faixa de energia os dosímetros apresentavam dependência energética e assim, determinamos fatores de correção da dependência energética dos dosímetros e com isso, para cada equipamento, avaliamos a resposta dos dosímetros quando irradiados com os feixes mais utilizados nos tratamentos dos serviços e comparamos as variações entre doses calculadas e doses entregues.

# Capítulo 2

# Fundamentos Teóricos

### 2.1 Radioterapia Utilizando feixes de Kilovoltagem

As primeiras aplicações de radioterapia externa foram realizadas em equipamentos de radioterapia de kilovoltagem. Apesar das inovações com Cobalto 60 e posteriormente com aceleradores lineares, equipamentos de kilovoltagem ainda são bastante utilizados no Brasil, por apresentar características como entrega da dose na superfície, ser um equipamento simples e de alta durabilidade do tubo de raios X [Orton 1995].

Os feixes de radioterapia de kilovoltagem são produzidos por aparelhos de raios X. A figura 2.1 [Khan e Gibbons 2014] representa um tubo de raios X convencional. O tubo consiste de uma cápsula de vidro evacuada, com eletrodos em suas extremidades. O eletrodo negativo - cátodo é um filamento de tungstênio, tem como objetivo emitir elétrons por meio do efeito termiônico. O ânodo eletrodo positivo, é formado por uma haste de cobre acoplada a um pequeno alvo de tungstênio. O feixe é gerado quando aplica-se uma diferença de potencial entre os eletrodos, deste modo os elétrons gerados pelo aquecimento do filamento são acelerados em direção ao ânodo e assim colidem com o alvo. [Khan e Gibbons 2014] Os raios X são produzidos pela desaceleração de partículas carregadas quando interagem com o campo de força Coulombiana do núcleo atômico, conhecido como raios X de Bremsstrahlung. Ainda podem ser produzidos raios X característicos, provenientes do choque de partículas carregadas com os elétrons orbitais do átomo, ionizando-o e desta forma o excesso de energia é liberado em forma de raios X. [Attix 2008]



**Figura 2.1:** Diagrama de um tubo de raios X convencional. Fonte: adaptado de [Khan e Gibbons 2014]

Unidades terapêuticas de feixes de raios X de kilovoltagem operam com picos de voltagem de 10 a 500 kVp. Os feixes são classificados de acordo com o potencial, da seguinte maneira [Khan e Gibbons 2014]:

- Raios Grenz: feixes com potencial variando de 10 a 20 kVp
- Terapia de Contato: feixes com potencial até 50 kVp
- Terapia Superficial: feixes com potencial variando de 50 a 150 kVp
- Ortovoltagem: feixes com potencial variando de 150 a 500 kVp

A propriedade mais importante desses feixes é que a dose máxima ocorre próxima a superfície do paciente, nos primeiros milímetros, depois a dose decai rapidamente devido a atenuação e espalhamento do feixe. A figura 2.2 demonstra a profundidade de dose profunda para os feixes descritos anteriormente [Khan e Gibbons 2014].



**Figura 2.2:** Porcentagem de dose profunda em água, para diversas qualidades de feixe. a: raios Grenz, b: terapia de contato, c: terapia superficial, d: ortovoltagem, e: Cobalto-60. Fonte: adaptado de [Khan e Gibbons 2014]

De acordo com [Palmer et al. 2016], que realizou um estudo para verficar o uso atual de equipamentos de kilovoltagem no Reino Unido, a maioria dos centros de radioterapia do Reino Unido têm acesso à esta modalidade de tratamento kV, sendo que a indicação de tratamento mais comum é para o carcinoma basocelular. E que um terço das unidades de tratamento tem os equipamentos há 10 anos.

Uma aplicação mais recente dos feixes de kilovoltagem são os equipamentos utilizados para Radioterapia Intraoperatória, aplicada com objetivo de profilaxia após cirugias, na qual são entregues doses de radiação no local da excisão do tumor. O sistema é constituído por tubos de raios X com feixes de kilovoltagem, com potenciais de até 50 kVp, porém estes feixes não possuem um protocolo de dosimetria específico [Armoogum et al. 2007].

Na literatura, estudos apontam recentes usos para feixes kV, como o desenvolvimento de dispositivos de braquiterapia eletrônica, que são raios X kV em miniatura com a finalidade de imitar fontes radioativas tradicionais [Eaton 2015].

### 2.2 Dosimetria para feixes de raios X de kilovoltagem

#### 2.2.1 Dosimetria de Referência para Feixes de raios X de Kilovoltagem

No Brasil, o protocolo de dosimetria em vigência é o TRS-398, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). O protocolo classifica feixes de fótons de kilovoltagem de duas maneiras diferentes, a primeira leva em consideração fótons de baixa energia, com camada semirredutora de até 3 mm de alumínio e potenciais geradores de até 100 kV. A segunda, fótons de média energia com camada semirredutora maior que 2 mm de alumínio e potenciais geradores maiores que 80 kV. A faixa em que estamos trabalhando é intermediária a estas duas classificações. O protocolo recomenda que na região de sobreposição, os métodos de calibração são igualmente satisfatórios e devemos utilizar o que for mais conveniente. [Andreo et al. 2000]

O TRS-398 determina que as doses dos equipamentos de radioterapia devem ser calibradas de tal maneira que a sua resposta seja determinada em dose absorvida na água. Contudo, dada a dificuldade dos laboratórios padrões apresentarem todas as qualidades de feixe disponíveis na clínica, aceita-se uso de fatores de correção derivados de medidas de kerma no ar para o cálculo da dose na água e a dosimetria de raios X de baixa energia é derivada de medições de exposição ou kerma no ar. A dose é obtida através da medida da exposição ou kerma no ar para a dose absorvida na água pela aplicação de um fator de correção para o efeito da retroespalhamento. No caso de se ter uma câmara que tenha sido calibrada diretamente em termos de dose absorvida para a água, o TRS 398, também inclui a opção de basear a dosimetria em medidas feitas em um fantoma de água que garante espalhamento total.

#### 2.2.1.1 Equipamentos de Dosimetria

Para feixes de raios X de baixa energia, a câmara de ionização de ar livre é considerada instrumento de referência para determinação do kerma do ar. Este tipo de câmara é assim denominado pois se baseia no princípio de que as paredes da câmara não influenciam na medida da carga. Isso requere que a câmara de ionização de ar livre seja suficientemente grande para que o tamanho da cavidade de ar seja maior que o alcance dos elétrons no ar. Pode ser utilizada para medir diretamente o kerma no ar, desde que seu tamanho seja suficiente para que ocorra o equilíbrio de partículas carregadas. Devido ao seu grande tamanho e sua complexidade de uso, as câmaras de ionização de ar livre são predominantemente encontradas em laboratórios primários [Hill et al. 2014].

#### Equipamentos de dosimetria para feixes de fótons de baixa energia

O TRS-398, recomenda que câmaras de ionização utilizadas para medir fótons de baixa energia devem ser do tipo de placas paralelas. As câmaras devem apresentar janelas de espessura suficiente para que a condição de *buildup* do feixe primário seja satisfeita. Quando utilizados potenciais aceleradores maiores que 50 kV, acopla-se as janelas da câmara folhas de materiais atenuadores, a fim de garantir o buildup do feixe primário e filtrar os elétrons secundários. Na rotina, para realização de medidas, a câmara de ionização deve ser posicionada nivelada com a água do fantoma. Para a calibração, recomenda-se que a câmara e as folhas de material atenuador sejam enviados juntos, devendo ser calibrados na mesma distância fonte-superfície e tamanho de campo utilizados na dosimetria clínica de referência. O ponto de referência para calibração em laboratórios padrão e para medidas em condições de referência é tomado como o ponto central fora da janela da câmara (ou o ponto central fora das folhas de material de atenuação se estes estiverem sendo utilizados). Para os fantomas, as recomendações são que ele deve possibilitar que a câmara de ionização seja acoplada de forma a permitir que a face externa da câmara esteja nivelada com a superfície do fantoma. Esta condição normalmente não é possível utilizando um fantoma de água, portanto um fantoma plástico deve ser utilizado. O material plastico utilizado idealmente deve ser equivalente a água, porém aceita-se o uso de materias acrílicos. Para as dimenões do fantoma, é recomendado que estenda-se a pelo menos  $5g/cm^2$  na direção do feixe primário e que seja suficientemente maior nas laterais do que tamanho de campo usado.

#### Equipamentos de dosimetria para feixes de fótons de média energia

Câmaras de ionização cilindricas devem ser utilizadas para a calibração de feixes de fótons de média energia, com raios X acima de 80 kV e camada semirredutora de 2 mm de alumínio. Recomenda-se câmaras de ionização com volume sensível na faixa de  $0,1 - 1,0 \text{ cm}^3$ . O ponto de referência para uma câmara cilindrica para calibração em laboratórios padrão e para medidas em condições de referência no feixe do usuário é tomado como o ponto no centro do volume sensível no eixo central da câmara. Este ponto deve ser posicionado na referência de 2 g/cm<sup>2</sup> de um fantoma de água. O *Phantom* recomendado para medidas em condições de referência utiliza água, recomendada como meio de referência para medições da dose absorvida com feixes de raios X de energia média. O fantoma deve estender-se a pelo menos 5 cm além dos quatro lados do maior tamanho de campo empregado na profundidade de medição. Também deve haver uma margem de pelo menos 10 g/cm<sup>2</sup> além da profundidade máxima de medição.

#### 2.2.1.2 Especificação da Qualidade do Feixe

Conhecer a qualidade do feixe é importante para qualquer dosimetria de referência de feixes de raios X de kilovoltagem. Nos protocolos de dosimetria para feixes de fótons de baixa energia, a qualidade do feixe é definida em termos da camada semirredutora (CSR) do feixe, porém como dois feixes podem apresentar o mesmo valor de CSR apesar de derivarem de potenciais diferentes, para determinação da qualidade do feixe combina-se a CSR, o potencial acelerador dos eletróns e a filtração total utilizada quando o feixe de raios X foi gerado [Podgorsak 2008].

Especificar a qualidade do feixe pela camada semirredutora permite definir a energia efetiva do feixe, que é dada como a energia monoenergética do fóton que apresenta o mesmo valor de camada semirredutora do feixe de raios X em questão. Com a finalidade de minimizar os efeitos de radiação espalhada no atenuador, a camada semirredutora deve ser medida fazendo uso de geometria de feixe limitado, para minimizar o espalhamento do atenuador, além de dispor distância razoável entre o material e o dispositivo utilizado para medir, como uma câmara de ionização, por exemplo, a fim de minimizar o número de fótons espalhados que chegam ao detector. Ainda implica-se uma terceira condição: a câmara de ionização deve ter paredes que sejam equivalentes ao ar e que respondam linearmente a energia dos fótons incidentes, derivados do espectro que compõe o feixe.

Para feixes de fótons de kilovoltagem, o TRS-398 recomenda que o material atenuador seja alumínio, com pureza 99%

#### 2.2.1.3 Determinação da Dose Absorvida na Água

O formalismo para determinação da dose absorvida na água, nas condições de referência demonstradas na tabela 2.1, utilizando um feixe de baixa energia de qualidade Q é dado por:

$$D_{\rm wQ} = M_{\rm Q} N_{\rm D,w,Q_0} K_{\rm Q,Q_0} \tag{2.1}$$

Onde  $M_Q$  é a leitura do dosímetro com o ponto de referência da câmara posicionado em  $z_{ref}$  de acordo com as condições de referência e corrigido pela influência de temperatura e pressão na calibração da câmara,  $N_{D,w,Q_0}$  é o fator de calibração em termos de dose absorvida para a água para o dosímetro na qualidade de referência  $Q_0$  e  $K_{Q,Q_0}$  é um fator específico da câmara que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de referência  $Q_0$  e a qualidade real do feixe que está sendo usada Q.

Parâmetros de caracterização	Referência	
	Raios X de baixa energia	Raios X de média energia
Material do Fantoma	Acrílico ou plástico equivalente à água	Água
Tamanho do Phantom	$12 \ge 12 \ge 6 \text{ cm}^3$	$30 \ge 30 \ge 30 \ge 10^3$
Tipo de Câmara	Placas Paralelas	Cilíndrica
Profundidade de Referência	Superfície	$2~{ m g/cm^2}$
Posição de Referência no Ponto da Câmara	Eixo Central do Lado de Fora de Janela	Eixo Central no Centro do Volume da Cavidade
SSD	Distância Usual de Tratamento	Distância Usual de Tratamento

**Tabela 2.1:** Condições de referência para determinação de dose absorvida na águautilizando feixes de baixa e média energia

Protocolos para dosimetria de raios X de kilovoltagem foram publicados por diferentes associações: AAPM [Ma et al. 2001], IPEMB [Aukett et al. 1996], NCS [Stralingsdosimetrie 1997] e IAEA [No 1997]. Esses protocolos divergem em relação a escolha da geometria para dosimetria em condições de referência, a grandeza fundamental na qual os instrumentos de referência são calibrados são dose absorvida na água e kerma no ar. Em muitos casos, os protocolos de dosimetria de kilovoltagem recomendam diferentes geometrias para condições de referência de acordo com a qualidade do feixe, por exemplo isto é: (1) posicionar a câmara de ionização em ar livre, (2) posicionar a câmara de ionização em uma superfície que garanta espalhamento ou (3) posicionar a câmara de ionização em uma profundidade específica de um fantoma de água [Rosenschöld, Nilsson e Knöös 2008].

## 2.3 Alternativas Dosimétricas para Feixes de Raios X de Kilovoltagem

Atualmente, existe grande variedade de dosímetros que permitem realizar dosimetria relativa. De acordo com [Hill et al. 2014], a dosimetria de feixes de kilovoltagem pode ser realizada com câmaras de ionização, detectores de diamante, diodos, MOSFETs - do inglês *Metal oxide semicondutor field-effect transistors*, Dosímetros Luminescentes Oticamente Estimulados (OSL), Detectores Plastico-Cintiladores (PSL) e dosímetros Termoluminescentes (TLD). A seguir analisamos a adequação de alguns dosímetros quando utilizamos raios X de kilovoltagem.

Câmaras de ionização são os instrumentos recomendados pelos protocolos de dosímetria disponíveis, por apresentarem alto nível de acuracia e reprodutibilidade. Existem diversos modelos que são recomendados dependendo da característica física e sua aplicação, por exemplo, para feixes de raios X de baixa energia recomenda-se o uso de câmaras de placas paralelas.

Os dosímetros de diamante possuem boa resolução espacial e alta sensíbilidade, porém apresentam dependência energética para feixes de ortovoltagem, devido ao número atômico do diamante e de outros materiais encontrados dentro do detector [Planskoy 1980] [Yin et al. 2004].

Dosímetros plástico cintiladores podem ser aplicados na radioterapia devido ao seu tamanho pequeno e outras propriedades dosimétricas, porém um estudo [Lessard et al. 2012] investigando sua aplicação em feixes de kilovoltagem, com kVp na faixa de 80 a 150 determinou que este dosímetro apresenta alta dependência energética.

A dosimetria termoluminescente é comumente utilizada na radioterapia devido às suas propriedadaes, tais como tamanho pequeno, permite a reutilização e o fato de ser tecido-equivalente, contudo na literatura também é possível encontrar estudos [Nunn et al. 2008] que comprovam a dependência energética quando os dosímetros são utilizados com raios X de kilovoltagem. De acordo com [Nelson, McLean e Holloway 2008], o uso de dosimetria TL como forma de controle de qualidade para equipamentos de ortovoltagem e neste estudo, conclui-se que o uso de TLDs para esta finalidade é possível.

Contudo, como pudemos observar, todos os dosímetros apresentam dependência energética na faixa de energia em que estamos trabalhando. Para o desenvolvimento deste trabalho, escolhemos utilizar dosímetros termoluminescentes, por uma série de fatores. Precisavamos de um dosímetro com boa estabilidade, para que pudessemos enviar via postagem de correios para irradiarmos as pastilhas em equipamentos em diferentes locais. Além disto, o CIDRA - Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção desta faculdade possui grande experiência com este dosímetro e todos os materiais necessários para a realização do projeto.

### 2.4 Dosimetria Termoluminescente

#### 2.4.1 Termoluminescência

A Termoluminescência (TL) é a emissão de luz em resultado do aquecimento de um material que absorveu algum tipo de radiação ionizante. Este fenômeno é descrito basicamente pela perturbação de um sistema em equilíbrio, levando-o a um estado metaestável e em seguida a relaxação termicamente estimulada deste sistema, retornando ao seu estado de equilíbrio. Este fenômeno pode ser explicado pelo modelo de bandas de energia, demonstrado na figura 2.3. Os materiais termoluminescentes apresentam, no geral, a banda de valência repleta de elétrons e a banda de condução vazia. Entre as bandas de energia descritas, existe a banda proibida, que consiste em uma faixa de estados energéticos não permitidos a elétrons [Viegas et al. 2003].



**Figura 2.3:** (A)Diagrama do nível de energia para materiais termoluminescentes; neste diagrama o buraco age como centro de luminescência. (B) Diagrama de nível de energia demonstrando o efeito das impurezas no cristal. Fonte: adaptado de [DeWerd Ph.D. e Davis 2009].

O armazenamento de elétrons é feito em armadilhas e centros de combinação, cada tipo é caracterizado com uma energia de ativação, que depende da estrutura cristalina do sólido e da natureza da armadilha e estão localizados no intervalo entre a banda de valência e a banda de condução. Os estados logo abaixo da banda de condução representam armadilhas para elétrons enquanto os estados logo acima da banda de valência representam buracos. Antes da irradiação os buracos contém elétrons enquanto as armadilhas para elétrons estão vazias [Podgorsak 2008].

A radiação ionizante interage com um elétron da banda de valência e o leva para a banda de condução, deixando uma armadilha buraco na banda de valência. Com a energia adquirida, os elétrons passam a se deslocar na banda de condução e podem retornar a banda de valência, recombinando e emitindo um fóton ou ficando retidos em armadilhas de elétrons, que são resultantes das impurezas ou imperfeições do cristal. Estas armadilhas são níveis de energia adicionais às bandas de energia da estrutura cristalina, inferiores à banda de condução, onde os elétrons tem grande probabilidade de permanecer por longos períodos, se a temperatura ambiente for mantida [Lima 2009]. Quando o material termoluminescente é aquecido, a energia recebida permite que estes elétrons regressem à banda de condução e assim os elétrons poderão retornar a banda de valência emitindo um fóton luminoso. A energia luminosa total emitida por aquecimento é proporcional ao número de elétrons libertados [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

Enquanto o cristal é aquecido, a probabilidade de liberar algum elétron é aumentada e em certa temperatura o elétron certamente será liberado. A intensidade de luz emitida irá iniciar em um valor baixo, crescer para um valor máximo e retornar a zero. O gráfico que representa a intensidade da luz emitida em função da temperatura é conhecido como curva de *Glow* [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

Na maioria dos materiais, existe uma variedade de armadilhas e a curva de *Glow* pode ser caracterizada por diversos picos. Contudo, nem todos os picos serão bem resolvidos se as diferenças de energia entre as bandas envolvidas forem muito pequenas ou o aquecimento do material for muito rápido. Se a diferença de energia entre as bandas for muito pequena, a armadilha pode ser muito instável em temperatura ambiente e o pico de Glow só pode ser observado se o cristal for mantido a baixas temperaturas durante a irradiação [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

# 2.4.2 Características dos Materiais Termoluminescentes2.4.2.1 Curva de *Glow*

O termo Curva de Glow refere-se ao gráfico de intensidade de luz (termoluminescência) em função da temperatura. A integral da intensidade luminosa em função do tempo é proporcional à termoluminescência total.

A Curva de Glow serve como base para caracterizar o material, uma vez que cada pico corresponde a transição característica do material irradiado. Idealmente, deveria conter apenas um único pico termoluminescente a uma temperatura suficientemente alta para assegurar a estabilidade à temperatura ambiente, embora não tão elevada para evitar apresentar problemas instrumentais no aquecimento[Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968]. Contudo, na prática, uma curva de Glow apresenta alguns picos, relacionados aos diferentes níveis de armadilhas presentes no material.



Figura 2.4: Curva de Glow. Fonte: adaptado de [Biderman et al. 2002]

#### 2.4.2.2 Sensibilidade

A sensibilidade termoluminescente pode ser definida como a quantidade de luz liberada pelo material por unidade de exposição à radiação. O limite inferior da sensibilidade útil depende das características do material e do leitor TLD, enquanto o limite superior é geralmente limitado apenas pela característica do material. A maioria dos materiais termoluminescentes (TL) mostra uma faixa dinâmica muito maior, do que os leitores TLD nos quais eles são usados [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

#### 2.4.2.3 Curva Dose Resposta

A curva de resposta ideal de um material TL é linear em toda a faixa de exposição útil, para simplificar a calibração e utilização. Alguns dosímetros termoluminescentes não respondem linearmente e requerem calibração cuidadosa na faixa de dose de interesse. Geralmente, a saída da linearidade é gradual, de modo que a resposta pode, muitas vezes, ser aproximada como linear em um intervalo limitado. Os leitores de TLD também podem demonstrar não linearidade de resposta, complicando a determinação da resposta do material. [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

#### 2.4.2.4 Resposta Energética

O processo de absorção fotoelétrica é geralmente o processo predominante em fótons de baixa energia. Esta interação é dependente do número atômico Z e envolve os elétrons mais internos, consequentemente, os detectores de radiação com Z altos mostram uma resposta extremamente aumentada em energias baixas de fótons. A resposta energética de um detector, demonstradas na figura 2.5, a uma determinada energia de fótons pode ser definida como a resposta do detector à naquela energia em relação a sua resposta em uma energia de referência, normalmente 1 - 3 MeV onde o processo de absorção fotoelétrica não é predominante [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].



**Figura 2.5:** Sensibilidade teórica dos cristais TL em funçãoo da energia do fótons, calculada como a raão da energia depositada no cristal pela energia depositada no tecido: (1) CaSO4; (2) CaF2; (3) Al2O3; (4) LiF; (5) CaCO3; (6) SiO2 e Li2B4O7. Fonte: adaptado de [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

#### 2.4.2.5 Estabilidade

Termoluminenscência é a liberação, sob a forma de luz visível, da energia absorvida da irradiação. A velocidade com que essa energia é liberada depende da temperatura do material na qual ocorre o máximo do pico na curva de Glow - deve ser lembrado que uma taxa finita de perda de energia armazenada existe mesmo para temperaturas muito mais baixas. Se um material mostra insignificante perda de TL a temperatura ambiente, então considera-se o material com boa estabilidade. Muitas vezes um material tem um pico na curva de Glow em baixa temperatura que é instável à temperatura ambiente. Depois deste pico decair ou ser removido por aquecimento breve, o restante do material pode mostrar uma boa estabilidade [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

## 2.5 Dosímetro Termoluminescente de Fluoreto de Lítio

O Fluoreto de Lítio em sua forma pura exibe pouca termoluminescência, a presença de impurezas é necessária para efeitos TL. Dessa forma, cristais de Fluoreto de Lítio são dopados com Manganês e Títâneo (LiF:Mg,Ti ou também conhecido como LiF-100), para aumentar as armadilhas e centros de luminescência. [Sadeghi, Sina e Faghihi 2015] A tabela 2.2 demonstra a abundância dos isótopos <sup>6</sup>Li e <sup>7</sup>Li dos dosímetros conhecidos como TLD-100, TLD-600 e TLD-700, desenvolvidos pela companhia química Harshaw em colaboração de Cameron [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968].

Isótopo	TLD-100	TLD-600	TLD-700
<sup>6</sup> Li	7,5%	$95,\!6\%$	$0,\!01\%$
<sup>7</sup> Li	$92,\!2\%$	$4,\!4\%$	99,99%

Tabela 2.2: Composição de alguns dos materiais de LiF

A figura 2.4 demonstra uma curva de Glow típica para LiF-100. Após a irradiação os picos 1 a 5 decaem com a temperatura ambiente, com meia vida aproximadamente 5 minutos, 10 horas, 0,5 ano, 7 anos e 80 anos. Consequentemente, os picos 4 e 5 são os mais estáveis para dosimetria. Os picos 1 e 2, da figura 2.4 podem ser removidos com tratamentos térmicos pré-leitura e pós- irradiação.

## 2.6 Tratamento Térmico do LiF:Mg,Ti

O recozimento é o tratamento térmico realizado com a finalidade de devolver ao dosímetro suas características individuais anteriores à exposição a radiação.
Generalizando, é necessário aquecer a altas temperaturas para liberar sinais residuais que podem continuar nas armadilhas causando incertezas nos subsequentes usos dos dosímetros. O recozimento a baixas temperaturas é realizado para estabilizar e agregar armadilhas de baixas temperaturas com a finalidade de aumentar a sensibilidade do dosímetro e reduzir as perdas de sinal induzido por radiação devido a desvanecimento térmico ou óptico durante o uso [Furetta 2003].

Na literatura são encontrados diversos protocolos para tratamento dos dosímetros, tanto em relação ao tratamento pré-irradiação quanto em relação ao tratamento pré-leitura. Estes protocolos são provenientes de estudos dos picos de emissão do dosímetro termoluminescente em questão.

O LiF:Mg,Ti apresenta uma resposta muito sensível à diferentes tipos de tratamento, necessitando de um tratamento térmico complexo. O recozimento padrão consiste em aquecer a alta temperatura as pastilhas em um forno a 400°C por uma hora, seguido de um aquecimento por 20 horas a 80°C. Porém em alguns laboratórios, é utilizado aquecimento a 100°C a duas horas, ao invés de um longo aquecimento a 80°C [Furetta 2003].

O tratamento térmico pré-leitura padrão consiste aquecer as pastilhas por 24 horas a 80°C, a fim de eliminar os picos 1 e 2 da figura 2.4, por serem instáveis e apenas acresentarem incertezas as leituras. Contudo, o mesmo efeito é obtido se aquecermos as pastilhas por 10 minutos a 100°C. [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968]

### 2.7 Sistema de Leitura dos TLDs

O sistema de leitura dos dosímetros, representado na figura 2.6, é composto de dois sistemas de aquecimento, um para lâmina onde o TLD é posicionado e outro para aquisição dos dados, uma fotomultiplicadora que transformará o sinal luminoso emitido pelo dosímetro em um sinal elétrico. Ao posicionar o dosímetro na lâmina, que está ligada um filamento pelo qual percorre uma corrente, o TLD adquire temperatura por contato. Os elétrons armadilhados no material recebem energia suficiente para retornarem ao seu estado fundamental e emitem o excesso de energia em forma de luz, que por sua vez é captada pelo sistema fotomultiplicador. A fotomultiplicadora possui um fotocátodo, que ao entrar em contato com a radiação emite elétrons. Esses elétrons vão se multiplicando até um sistema capaz de captar essas cargas e transformá-las em sinal numérico. Além disto, utilizam-se filtros com a finalidade de eliminar contaminação luminosa devido a fenômenos químicos e à radiação infravermelha presentes durante o aquecimento do material termoluminescente. [Viegas et al. 2003]



**Figura 2.6:** Diagrama de uma leitora de dosímetros termoluminescentes. Fonte: adaptado de [DeWerd Ph.D. e Davis 2009].

# Capítulo 3

## Metodologia

## 3.1 Seleção dos Dosímetros e Calibração do Grupo

Inicialmente, dois grupos de cem dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti foram selecionados. As pastilhas foram enumeradas de 1 a 100 para cada grupo e submetidas a tratamento térmico. O manueseio dos dosímetros foi realizado com uma pinça para evitar contaminação da amostra.

O tratamento térmico consiste de duas etapas: tratamento térmico pré irradiação e o tratamento térmico pré leitura. A primeira a fim de eliminar qualquer resíduo de irradiações anteriores ou a sensibilização do TLD por luz ultravioleta. A segunda etapa é feita para eliminar os picos térmicos inerentes a baixas temperaturas, como estes picos são instáveis é importante eliminá-los pois eles apenas contribuem com incertezas na leitura [Furetta 2003].

As pastilhas foram dispostas em um cadinho, de maneira que não se sobrepusessem. Para o tratamento térmico pré irradiação, o cadinho foi encaminhado ao forno na temperatura de 400°C, durante uma hora. Feito isto, os TLDs foram submetidos à aquecimento em uma estufa, com temperatura de 100°C, por um período de duas horas.

O tratamento térmico pré leitura é realizado com as pastilhas posicionadas em um suporte de acrílico, sem estarem sobrepostas. Por um período de 10 minutos as pastilhas são submetidas a aquecimento em estufa a 100°C.

O processo de calibração das pastilhas foi realizado com uma fonte de Césio-137 rastreada, irradiou-se os dosímetros com 8,08 mGy. Feito isso, a leitura de

cada TLD foi realizada com o aparelho de Harshaw, modelo 3500s. Nele, a pastilha dosimétrica é aquecida até 300°C e então obtém-se o valor de carga em Coulombs para cada pastilha. Para garantir a repetitividade, o fator de calibração de cada dosímetro foi obtido após três ciclos idênticos de irradiação, leitura e tratamento térmico, calculando-se a média das respostas de cada dosímetro e o desvio padrão das leituras. Dentro do grupo de cem pastilhas utilizou-se somente as pastilhas que apresentaram um desvio menor do que 5%.

Ao final do projeto, o processo de calibração foi refeito com o objetivo de avaliar a variação na resposta dos dosímetros.

### 3.2 Sistema de Leitura dos TLDs

Para a realização da leitura dos dosímetros foi utilizado um sistema de leitura Harshaw 3500. Os componentes básicos do leitor incluem uma lâmina para posicionamento da pastilha, acoplada a um sistema de aquecimento, uma fotomultiplicadora e um sistema de fluxo de nitrogênio.

A pastilha ao entrar em contato com a lâmina aquecida, libera o excesso de energia proveniente da desexitação dos elétrons em forma de luminescência, que por sua vez é captada pela fotomultiplicadora, transformando o sinal luminoso em sinal elétrico.

O perfil de temperatura em relação ao tempo é definido em três seguimentos: a temperatura pré aquecimento, na qual a lâmina se encontra antes de posicionar a pastilha, a taxa de temperatura de aquecimento da pastilha e a temperatura de recozimento onde existe uma probabilidade que todos os elétrons foram desarmadilhados. O leitor Harshaw 3500 permite que o usuário faça alterações no perfil de temperatura em relação ao tempo, de acordo com os fatores pré-determinados na literatura para um dado material. A tabela 3.1 demonstra quais parâmetros foram utilizados na leitura dos dados.

Temperatura de pré aquecimento	Temperatura de Aquecimento
Temperatura: 50°C	Taxa de temperatura: 10°C/segundo
	Temperatura máxima: 300°C

Tabela 3.1: Parâmetros do Perfil de Temperatura em relação ao Tempo

Tendo em vista que a temperatura de recozimento não necessariamente desarmadilhou todos os elétrons, posteriormente a leitura de um grupo de pastilhas o tratamento térmico pré irradiação é realizado.

Para melhorar a precisão das leituras e para prolongar a vida útil da lâmina, o leitor 3500 fornece fluxo de nitrogênio em torno da lâmina. Ao eliminar o oxigênio na área da lâmina, o fluxo de nitrogênio elimina os sinais indesejados induzidos pelo oxigênio.

### 3.3 Irradiação nos Equipamentos de Ortovoltagem

Determinados os fatores de calibração de cada dosímetro, a etapa seguinte consistiu na irradiação desses dosímetros em equipamentos de ortovoltagem disponíveis em diferentes equipamentos, com os setups próprios de cada equipamento, para equipamentos diferentes podem ocorrer variações na distância fonte-superfície e na delimitação do tamanho de campo, devido ao uso de diafragma com lâminas para determnar o tamanho do campo ou cone acoplado à saída do tubo de raios X e cada cone possui um tamanho de campo específico, porém os dosímetros são sempre posicionandos na profundidade de máxima dose (superfície) e com placas de acrílico sob os dosímetros. Em cada equipamento as doses foram calculadas através do fator de calibração disponíveis no serviço, na faixa de 0,5 a 5 Gy, com intervalos de 0,5 Gy, para cada potencial disponível, variando de 75 kVp a 180 kVp.

Para irradiação em um dado kVp, inicialmente os dosímetros foram submetidos a tratamento térmico pré irradiação, posteriormente separados em grupos de 5, embalados em plástico - afim de facilitar o manuseio, evitar contaminações e facilitar o transporte e o posicionamento dos dosímetros durante as irradiações - e irradiados com as doses calculadas. Um grupo de TLDs, também com 5 pastilhas, permenacia com o restante dos dosímetros com o objetivo de controlar de radiação de fundo que todos os dosímetros recebem no processo.

A tabela 3.2 descreve os feixes disponíveis nos equipamentos participantes da coleta de dados.

Equipamento	Tensão (kV)	Filtração Adicional	1 <sup>a</sup> CSR	Energia Efetiva (keV)
1	80	2 mmAl	1,50	27,40
1	120	4 mmAl	2,99	34,68
2	80	2  mmAl	1,59	$27,\!80$
	120	$0,1 \mathrm{mmCu}$	3,26	$36,\!00$
	180	$1 \mathrm{mmCu}$	8,38	83,30
	75	$2 \mathrm{~mmAl}$	1,63	$27,\!99$
3	120	2 mmAl	$2,\!25$	29,91
	125	2  mmAl	$3,\!00$	$34,\!87$
4	100	2 mmAl	$2,\!50$	31,81

Tabela 3.2: Característica dos feixes utilizados para as irradiações

## 3.4 Estudo sobre a Dependência Energética do TLD

Na faixa de energia em que estamos trabalhando, os dosímetros apresentam dependência energética e portanto, ao coletarmos dados com esses dispositivos, as respostas terão uma porcentagem de sinal variada do valor real. É importante que, para obtermos os valores reais de doses lidas, estas variações devidas a dependência energética sejam corrigidas.

Encontramos na literatura estudos que apresentam fatores de correção para LiF:Mg,Ti quando irradiados em diferentes feixes, apresentando energias efetivas próximas aos feixes utilizados para irradiar os dosímetros nos equipamentos de ortovoltagem. Como primeiro método de correção aplicamos esses fatores aos dados coletados. Contudo, por se tratar de grupos de dosímetros diferentes, buscamos outros métodos para corrigir a dependência energética do grupo de dosímetros utilizados.

#### 3.4.1 Determinação Experimental

Para determinar a dependência energética experimentalmente, utilizamos um *setup* com um equipamento de raios X industrial GE Isovolt Titan. Este equipamento apresenta diferentes potenciais, variando de 50 kVp até 160 kVp, para o levantamento de dados, utilizamos os feixes de acordo com o demonstrado na tabela 3.3

kVp	mAs
50	10
60	10
70	10
80	10
100	10
120	10
140	10

Tabela 3.3: Características dos feixes utilizados no equipamento de raios X

Sendo que a filtração inerente ao tubo é de 2mmAl e a distância do tubo até a câmara de ionização é de 50 cm. O objetivo desta busca era encontrar feixes que apresentassem a mesma energia efetiva dos feixes clínicos utilizados neste trabalho. Utilizando filtros de alumínio, de diversas espessuras e as medidas são referenciadas a um sistema padrão constituído de uma câmara de ionização da Radcal, modelo RC 6, série 16675, calibrada no Physikallisch-Technische Bundesanstalt (PTB) acoplada a um eletrômetro tipo Kheithley, modelo 6517A, série 989665, de acordo com dados da calibração na tabela 3.4. Para coleta dos dados, mediu-se inicialmente a taxa de kerma no ar, configurando o eletrômero para captar sinal durante um minuto. Com

isso, adicionamos diferentes espessuras de alumínio à meio metro da saída do tubo de raios X e coletamos a taxa de kerma no ar, pelo período de um minuto para cada espessura adicionada.

Qualidade do Feixe	Filtração total (mmAl)	Camada Semirredutora (mmAl)	Distância 1 (cm)	$\begin{array}{c} K_{ar} \\ (mGy/min) \end{array}$	$K_Q$	Incerteza
RQR 3	$^{2,4}$	1,78	100	22,7	0,997	1,5
RQR 5	2,8	2,58	100	39,3	1,000	1,5
RQR 8	3,2	$3,\!97$	100	71,4	0,995	1,5
RQR 10	4,2	6,57	100	125	0,991	1,5

Tabela 3.4: Dados do certificado de calibração disponibilizado pelo IPEN

Determinou-se a camada semirredutora para determinados feixes e a partir disto a energia efetiva de cada feixe. Em seguida, irradiou-se os dosímetros com variações de dose de 0,5 Gy no interavalo de 0,5 a 5 Gy. Partindo da média da leitura dos dosímetros associou-se com o fator de calibração de cada pastilha e então obteveram-se fatores de correção relacionados com a energia efetiva dos feixes clínicos utilizados.

### 3.4.2 Irradiações no LCI - IPEN

Os dosímetros foram irradiados, com doses variando de 0,5 a 5 Gy, em diferentes feixes disponíveis para irradiação no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), dispostas na tabela 3.5.

Grupos	Qualidade do Feixe	Tensão (kV)	Filtração Adicional (mmAl)	1 <sup>a</sup> CSR	Energia Efetiva (keV)
1	T-25	25	0,0372	0,242	14,3
2	T-50(a)	50	3,989	2,262	29,9
3	T-50(b)	50	1,008	1,017	23,8

Tabela 3.5: Feixes disponíveis para irradiação no LCI - IPEN

# Capítulo 4

## Resultados e Discussões

## 4.1 Seleção dos Dosímetros e Calibração do Grupo

Com o objetivo de obter um fator de calibração individual para cada pastilha, após realizarmos as irradiações dos dosímetros com doses de 8,08mGy na fonte de energia de referência, Césio 137, utilizamos as leituras como forma de calibração dos dosímetros, onde cada pastilha tem um fator de calibração ndividual (Fci), derivado da média de três irradiações, os dados coletados para determinar o Fci estão disponíveis na tabela 1 do anexo. Estes fatores serão utilizados posteriormente, como referência, para as leituras realizadas em equipamentos os quais desconhecemos a dosimetria.

Contudo, para garantir que o material do dosímetro escolhido para este trabalho responde linearmente com a dose, realizamos uma exposição dos dosímetros, em um acelerador linear PRIMUS, com energia 6 MV, a fim de irradiar em um feixe de alta energia, com calibração conhecida, onde o dosímetro não apresenta dependência energética. Foram irradiados com doses na faixa de 0,5 a 5 Gy, em passos de 0,5 Gy e analisamos a resposta. As medidas obtidas estão na figura 4.1.



**Figura 4.1:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), com dosímetros irradiados no acelerador lienar, com 6MV.

Pela figura 4.1 notamos que os dosímetros respondem linearmente com a dose, as medidas representam uma reta com coeficiente angular 1,001, que corresponde ao fator de calibração. Conforme a literatura [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968], este dosimetro responde linearmente quando trabalhamos com doses até 10 Gy, portanto, para a faixa de doses que utilizaremos neste trabalho, este dosímetro é considerado adequado.

### 4.2 Irradiação nos Equipamentos de Ortovoltagem

Após constatarmos que os dosímetros respondem bem a faixa de doses que utilizadas nas irradiações em diversos equipamentos, irradiamos em 4 equipamentos diferentes de ortovoltagem, seguindo a dosimetria disponível em cada serviço de radioterapia, com as energias disponíveis e utilizadas na rotina. As leituras dos dosímetros foram realizadas e para a determinação da dose entregue a cada dosímetro seguimos a relação descrita na equação 4.1, onde a dose é obtida pelo produto da leitura de cada pastilha com o seu fator de calibração.

$$Dose(Gy) = Leitura(C) \times Fci(Gy/C)$$
(4.1)

Para o equipamento 1, obtivemos a figura 4.2, correlacionando as doses entregues calculadas pela dosimetria disponível no serviço e as doses lidas, sem levar em consideração a correção da dependência energética dos dosímetros. Na figura 4.2 estão os dados obtidos para os potenciais aceleradores de 80 kVp e 120 kVp.



**Figura 4.2:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 1, com potenciais 80  $kVp \ e \ 120 \ kVp$ 

Idealmente, ao analisarmos uma curva de dose entregue por um equipamento e dose lida pelos dosímetros, ao traçarmos uma reta, o coeficiente angular é 1. Porém, pela figura 4.2 notamos que, para 80 kVp o coeficiente angular da reta é 1,56. Com isto, concluimos que os dados coletados pelos dosímetros apresentam variações 56% maiores, sendo que dentro dessa variação temos variação na resposta devido à dependência energética do dosímetro e variações devido à dosimetria do equipamento. Analogamente, para 120 kVp, o coeficiente angular da reta é diferente de 1, apresentando variação de 49% nos valores coletados pelo dosímetro.

Da mesma maneira, obtivemos a figura 4.3, correlacionando as doses entregues calculadas pela dosimetria disponível no serviço e as doses lidas, sem levar em consideração a correção da dependência energética dos dosímetros. Estão traçados os dados obtidos para os potenciais aceleradores de 80 kVp e 120 kVp e 180 kVp, do equipamento 2.



**Figura 4.3:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 2, com potenciais 80 kVp, 120 kVp e 180 kVp

Para o equipamento 2, ao analisarmos os coeficientes angulares das retas, notamos variações nas doses entregues pelas doses medidas pelo TLD, 11% maiores para o potencial acelerador 80 kVp, 24% maiores para 120 kVp e 9% menores para 180 kVp.

Para o equipamento 3, a figura 4.4 mostra as doses entregues, calculadas pela dosimetria do serviço e as doses lidas, sem levar em consideração a dependência energética dos dos<br/>ímetros. Estão disponíveis os dados dos potenciais 75, 120 e 125 k<br/>Vp.



**Figura 4.4:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 3, com potenciais 75 kVp, 120 kVp e 180 kVp

De acordo com as medidas coletadas pelos TLDs demonstradas na figura 4.4, partindo da análise dos coeficientes angulares das retas, notam-se variações 49%, 27% e 56% maiores para os potenciais aceleradores de 75, 120 e 125 kVp, respectivamente.

Ainda, para o equipamento 3, podemos observar que a curva para 120 kVp apresenta grandes variações entre as doses, principalmente no intervalo de 3 a 5 Gy.

Para o equipamento, a figura 4.5 mostra as doses entregues, calculadas pela dosimetria do serviço e as doses lidas, sem levar em consideração a dependência energética dos dosímetros. Estão disponíveis os dados do potencial 100 kVp.



**Figura 4.5:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 4, com potencial de  $100 \ kVp$ 

Pela figura 4.5, notamos que para o equipamento 4, os dados medidos pelo dosímetro apresentam variações 8% maiores para o potencial acelerador analisado, de 100 kVp.

Com tudo isso, antes de qualquer análise mais aprofundada sobre a resposta do dosímetro, é esperado que equipamentos com o mesmo potencial de aceleração dos elétrons, alvo e filtrações apresentem curvas de doses entregues por doses lidas semelhantes. Porém, pela figura 4.6 podemos notar que essas curvas apresentam divergências.



**Figura 4.6:** Comparação da dose lida (Gy) x dose entregue(Gy) para o equipamento 1, 2 com potenciais 80 kVp e para o equipamento 3 com potencial 75kVp

Pela figura 4.6 notamos que apesar de existir um fator de dependência energética no dosímetro utilizado, que varia semelhantemente para uma dada energia, existem diferenças na dosímetria dos equipamentos nos equipamentos. Isto porque, os laboratórios padrão, para calibração dos instrumentos de dosimetria recomendados pelos protocolos não têm um método implementado para calibração nesta faixa de energia, o que dificulta o controle da qualidade da dosimetria para estes equipamentos.

## 4.3 Estudo sobre a Dependência Energética do TLD

Quando utilizamos dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti na faixa de energia proposta neste presente estudo, a de kilovoltagem, verificamos que os dosímetros apresentam dependência energética, e portanto, quando realizamos medidas com estes dosímetros esta dependência adiciona incertezas as medidas. A fim de determinar qual é a real variação das doses entregues, que foram obtidas pelos dosímetros nos equipamentos, a partir da dosimetria de cada equipamento, precisamos determinar um fator de correção para a dependência energética dos dosímetros. Neste trabalho, realizamos este estudo por diferentes métodos, que serão descritos abaixo.

### 4.3.1 Correções da dependência energética pela literatura

Buscamos na literatura estudos que determinassem a relação dose x resposta para dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti. Encontramos um estudo [Nunn et al. 2008] que examinou a resposta dos dosímetros, com o objetivo de analisar se estes dosímetros apresentavam alguma dependência energética, para isto utilizaram feixes entre 20 e 250 kVp, com energias efetivas variando entre 11,5 e 157 keV, e para uma fonte de Césio-137, onde todas as medidas sofreram normalizações referentes a irradiações em uma fonte de Cobalto-60. Com isto, encontraram fatores de correção da dependência energética, disponíveis na curva preta da figura 4.7.



**Figura 4.7:** Fatores de correção em função da energia efetiva (keV) obtidos na literatura. Fonte: [Nunn et al. 2008]

Contudo, neste presente estudo, para avaliarmos a resposta dos dosímetros quando irradiados em equipamentos de ortovoltagem, primeiramente utilizamos dosímetros calibrados por uma fonte de Césio e os dados obtidos estão na tabela 1 disponível no anexo. As pastilhas foram irradiadas com 8,08 mGy e a média dos valores das leituras, obtidas em cada irradiação, foram utilizadas como fator de calibração individual dos dosímetros durante todo o trabalho.

O primeiro método para correção dos dados medidos nos equipamentos de ortovoltagem consistiu em retirar fatores de correção disponibilizados pela literatura. Portanto, escolhemmos renormalizar os dados, disponíveis na literatura, fazendo com que a fonte referência seja o Césio e desta maneira, poderíamos utilizar os fatores para corrigir a dependência energética dos dosímetros neste presente estudo. Os dados renormalizados estão disponíveis na curva vermelha da figura 4.7.

Com isso, apresentamos as medidas corrigidas pelos fatores de correção, renormalizados para o Césio-137 disponíveis na figura 4.7.



**Figura 4.8:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 1, com potenciais 80  $kVp \ e \ 120 \ kVp$ 

Para o equipamento 1, coletamos dados referentes ao feixe de 80 kVp que apresenta energia efetiva 27,4 keV. Para a correção da dependência energética dos dosímetros, obtivemos a partir da figura 4.7 o fator de correção correspondente a energia efetiva do feixe utilizado, no caso o fator é 1,30. Aplicamos às medidas e traçamos a reta, analisamos o coeficiente angular desta reta, 1,2 e assim concluímos que os dados apresentam variações 20% maiores do que a dosimetria calculada para o equipamento 1. Analogamente, analisamos para o feixe de 120 kVp, que apresenta energia efetiva 34,68 keV, pela referência o fator de correção para este feixe é 1,29. Após corrigirmos os dados, notamos variações 16% maiores.



**Figura 4.9:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 2, com potenciais 80 kVp, 120 kVp e 180 kVp

Analogamente, realizamos a mesma análise para o equipamento 2. Para o feixe de 80 kVp que apresenta 27,8 keV de energia efetiva, o fator de correção utilizado foi 1,30. Após a correção dos dados, obtivemos variações 14% menores. Já para o feixe de 120 kVp, com energia efetiva de 36 keV, o fator de correção obtido pela literatura foi 1,28. Corrigindo os dados, notamos desvios 4% menores. Enquanto para o feixe de 180 kVp, com 83,3 keV de energia efetiva, o fator de correção utilizado foi de 1,15, corrigindo as medidas encontramos valores 21% menores.



**Figura 4.10:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 3, com potenciais 75 kVp, 120 kVp e 125 kVp

A figura 4.10 mostra as doses corrigidas(Gy) em função da dose entregue (Gy) para o equipamento 3. Utilizamos feixe de 75 kVp, com energia efetiva 27,99 keV, relacionando o fator de correção 1,29. Com isto, as medidas apresentam valores com variações 15% maiores. Para o feixe de 120 kVp, o fator de correção obtido foi 1,29, relacionado com a energia efetiva do feixe 29,91 keV. Após as correções, as medidas apresentam variações 1% menores. Já para o feixe de 125 kVp, o fator de correção utilizado foi 1,28, referente a energia efetiva do feixe, 34,87 keV, com a correção da dependência energética são 21% maiores.



**Figura 4.11:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 4, com potencial 100 kVp

Para o equipamento 4, as medidas corrigidas estão demonstradas na figura 4.11. Corrigimos a dependência energética dos dados utilizando o fator de correção 1,28, referente a energia efetiva do feixe, que é de 31,81 keV. Após a correção os dados apresentam variações 14% menores.

Depois de analisarmos as correções das medidas utilizando fatores renormalizados para o Césio-137, estamos interessados em retirar as incertezas derivadas da renormalização. Para isto calibramos os dosímetros em um fonte de Cobalto-60 e da mesma maneira, os fatores de correção foram determinados partindo da energia efetiva dos feixes utilizados para irradiação dos dosímetros nos equipamentos em comparação com os valores disponíveis na literatura disponíveis na figura 4.7.



**Figura 4.12:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy) para o equipamento 1, com potenciais 80  $kVp \ e \ 120 \ kVp$ 

Para o equipamento 1, em relação ao feixe de 80 kVp que apresenta energia efetiva 27,4 keV, utilizamos o fator de correção obtido pela figura 4.7 com o valor 1,37. Com base na figura 4.12, observamos que as medidas apresentam variações de 40%. Para o feixe de 120 kVp, com energia efetiva 34,68 keV, o fator de correção utilizado foi 1,36 e com isso, observamos 34% de variação nas medidas.



**Figura 4.13:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 2, com potenciais 80 kVp, 120 kVp e 180 kVp

Para o equipamento 2, de acordo com a figura 4.13, para o feixe de 80 kVp, o fator de correção utilizado foi 1,37, correspondente a energia efetiva do feixe, que é 27,8 keV e assim obtivemos 1% de variações nas medidas. Já para o feixe de 120 kVp, que apresenta energia efetiva 36 keV, o fator de correção utilizado foi 1,35 e ao corrigirmos as medidas encontramos valores 10% maiores que o esperado. O último feixe disponível no equipamento era o 180 kVp, com energia efetiva 83,3 keV. O fator de correção utilizado foi 1,21 e ao corrigirmos as medidas as variações encontradas foram 8% menores.



**Figura 4.14:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 3, com potenciais 80 kVp, 120 kVp e 125 kVp

A figura 4.12 mostra os dados do equipamento 3, corrigidos pela dependência energética. Para o feixe de 75 kVp, temos 27,99 keV de energia efetiva e com isso obtivemos o fator de correção no valor de 1,37. Corrigindo as medidas, verificamos 36% de variação na dose em relação a dose calculada determinada pela dosimetria do serviço. Analogamente, para o feixe de 120 kVp, com 29,91 keV, o fator de correção obtido foi 1,36 e ao corrigirmos as medidas obtivemos variações de 4%. E para o feixe de 125 kVp, a energia efetiva é 34,87, que resulta em um fator de correção 1,36. Com as correções, as medidas apresentam 44% de variação.



**Figura 4.15:** Dose Lida (Gy) x Dose Entregue(Gy), para o equipamento 4, com potencial 100 kVp

Estão representadas na figura 4.15 as doses corrigidas(Gy),por um fator a fim de eliminar a dependência energética dos dosímetros, em função das doses entregues(Gy). O feixe de 100 kVp, apresenta energia efetiva 31,81 keV e com isso interpolamos valores disponíveis na literatura e encontramos o fator de correção 1,35. Ao corrigirmos notamos que as medidas variam 1% em relação as doses calculadas pelo serviço, baseadas na dosimetria disponível.

### 4.3.2 Estudo a partir de medidas coletas em um aparelho de raios X com dosimetria conhecida

Com a finalidade de garantir que o tubo do aparelho de raios X apresenta taxa de kerma no ar constante, realizamos uma avaliação de linearidade da resposta com o equipamento de raios X, com o feixe produzido por um potencial acelerador de 50 kVp, sem filtração adicional, sendo que a filtração do feixe é resultado apenas da filtração de 2 mmAl inerente ao tubo e com corrente de 10 mAs, utilizando uma câmara de ionização cilindrica para realizar a leitura da taxa de kerma no ar, como pode ser observado na figura 4.16.



Figura 4.16: Avaliação da linearidade de resposta do equipamento de raios X

Com o coeficiente angular da reta, demonstrada na figura 4.16, concluimos que o equipamento de raios X utilizado é linear, pois apresenta variação de 0,01% na leitura do Kerma no ar (mGy) em relação ao tempo. Em seguida, de acordo com a figura 4.17 traçamos as curvas do kerma no ar (mGy) em relação a filtração adicional dos feixes escolhidos, para cada feixe inicialmente mediu-se a taxa de kerma no ar e em seguida adicionou-se filtros de alumínio, a fim de determinar a camada semirredutora dos feixes e partindo delas encontrar a energia efetiva de cada feixe.



Figura 4.17: Kar (mGy) em função da filtração (mmAl) para diversos kVp

Na figura 4.17 determinamos os ajustes para as curvas utilizando do programa Origin, utilizando a equação 4.2.

$$y(x) = yo + A \times e^{-x/t} \tag{4.2}$$

Onde, y(x) corresponde ao valor da intensidade transmitida para um determinado valor x (mm) de material absorvedor. Os valores da primeira e segunda camada semirredutora foram obtidos analiticamente, com base na equação 4.2, substituindo-se y por 0,5 para encontrar a primeira CSR e por 0,25 para encontrar a segunda, para cada potencial acelerador e estão descritas na tabela 4.1.

Tensão (kVp)	Filtração	1 <sup>a</sup> CSR (mmAl)	2 <sup>a</sup> CSR (mmAl)	Energia Efetiva (keV)
50	$2 \mathrm{~mmAl}$	$1,\!45$	1,74	27,22
60	$2 \mathrm{~mmAl}$	1,66	1,99	28,19
70	$2 \mathrm{~mmAl}$	1,88	2,25	$28,\!97$
80	2  mmAl	$2,\!14$	2,54	29,69
100	$2 \mathrm{~mmAl}$	$2,\!59$	3,08	32,44
120	$2 \mathrm{~mmAl}$	3,41	3,87	36,70
140	2 mmAl	$3,\!99$	4,53	$38,\!65$

**Tabela 4.1:** Camadas Semirredutoras calculadas analiticamente com base na equação 4.2

Com os valores de camada semirredutora determinados, obtivemos os dados do coeficiente de atenuação linear para o alumínio, disponibilizados pelo*National Institute of Standards and Technology* (NIST) e assim calculamos a energia efetiva de cada potencial acelerador utilizado. Desta forma, selecionamos os feixes úteis para determinar os fatores de correção utilizados para correção dos dados coletados nos serviços de radioterapia. Os dosímetros foram irradiados com doses variando de 0,5 a 5 Gy, para cada kVp do equipamento. Com as leituras dos dosímetros verificamos o valor de dose lida e obtivemos o desvio da dose entregue em relação com a dose lida, por exemplo uma leitura de 0,6 Gy para uma dose entregue de 0,5 Gy nos fornece um desvio de 1,2. Os fatores de correção obtidos estão disponíveis na figura 4.18, correlacionados com a energia efetiva dos feixes.



**Figura 4.18:** Fatores de correção determinados experimentalmente em função da energia efetiva (keV) dos feixes

Desta forma, pudemos corrigir a dependência energética apresentada nos dados coletados nos equipamentos de raios X de ortovoltagem, de acordo com os fatores de correção da figura 4.18, correlacionando a energia efetiva dos feixes disponíveis nos serviços participantes da pesquisa e a energia efetiva dos feixes simulados no equipamento de raios X.

Cabe ressaltar, que para realização deste estudo, utilizamos uma câmara de ionização cilindrica, calibrada na qualidade de feixes de raios X do radiodiagnóstico e portanto, não se aplica realizarmos medidas com esta câmara de ionização nos equipamentos de ortovoltagem, com isso optamos por irradiar os dosímetros com feixes calibrados e a partir deles adquirir os fatores de correção necessários.

Para o equipamento 1, corrigimos os dados e apresentamos na figura 4.19



**Figura 4.19:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 1, para o feixe de 80 e de 120 kVp

Com isso, na figura 4.19 demonstramos os dados corrigidos pelo fator de correção 1,50, quando nos referimos ao feixe de 80 kVp. Ao aplicarmos a correção verificamos variações de 3%. Já para o feixe de 120 kVp, o fator de correção utilizado foi 1,55 e ao aplicarmos aos dados também verificamos variações de -6%.

Observemos agora, a correção dos dados coletados para o equipamento 2, disponíveis na figura 4.20.



**Figura 4.20:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 2, para o feixe de 80, 120 e 180 kVp

Para o equipamento 2, obtivemos fatores de correção apenas para os feixes de 80 e 120 kVp, pois a energia efetiva do feixe de 180 kVp, é 83,3 keV e quando observamos a figura 4.18 não temos um valore próximo e maior do que este para interpolarmos e assim chegarmos a um fator de correção. Sendo 1,45 e 1,49 respectivamente os fatores de correção encontrados para os feixes 80 e 120 kVp. Quando aplicamos esses fatores aos dados sem correção, obtivemos variações de -23% em relação ao feixe de 80 kVp e -18% em relação ao feixe de 120 kVp.

Em seguida, demonstramos os dados coletados no equipamento 3 e corrigidos pela dependência energética.



**Figura 4.21:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 3, para o feixe de 75, 120 e 125 kVp

Para obtermos os dados da figura 4.21 utilizamos os fatores de correção 1,42 para o feixe de 75 kVp, 1,45 para o feixe de 120 kVp e 1,54 para o feixe de 180 kVp e assim, obtivemos variações nas doses lidas e corridas em relação a dose entregue, calculada pela dosimetria disponível no equipamento 3, para o feixe de 80 kVp, essas variações são de 4%. Para o feixe de 120 kVp, as variações encontradas foram de 23% e para o feixe de 125 kVp, as variações são de 1%.



**Figura 4.22:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 2, para o feixe de 100 kVp

E por fim, para o equipamento 4, da figura 4.22, corrigimos os dados pelo fator 1,59 e obtivemos variações de 45% entre a dose lida e corrigida e a dose entregue pelo equipamento, baseada na dosimetria disponível.

#### 4.3.3 Fatores de correção obtidos no LCI - IPEN

Os dosímetros foram enviados para o LCI do IPEN, irradiados nas qualidades descritas na tabela 3.5 e assim, determinamos fatores de correção. Cada fator de correção obtido corresponde a uma energia efetiva do feixe gerador e assim interpolamos valores até obtermos as energias efetivas dos feixes utilizados nas irradiações nos equipamentos e assim corrigir os dados. Contudo, nem todas os feixes disponíveis no LCI apresentam energias efetivas capazes de nos fornecer valores para correção da dependência energética, como é o caso do equipamento, que apresenta um feixe com energia efetiva de 83,3 keV, que não foi corrigida por este método.

A figura 4.23 ilustra os fatores de correção obtidos no LCI - IPEN.



**Figura 4.23:** Fatores de correção obtidos no LCI - IPEN em função da energia efetiva (keV) dos feixes

Para o equipamento 1, o feixe de 80 kVp tem energia efetiva 27,4 keV, utilizando os dados da figura 4.23 interpolamos os fatores de correção disponíveis no intervalo de energia em que a energia efetiva do feixe se encontra, obtendo assim o fator de correção 1,16. Apesar de os fatores de correção não variarem linearmente com a energia, aplicamos uma interpolação entre um ponto e outro para encontrar fatores de correção compatíveis com os dados coletados neste presente estudo.



**Figura 4.24:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 1, para o feixe de 80 kVp

De acordo com a figura 4.24, ao corrigirmos as medidas encontramos variações de 34% quando comparamos a dose lida e corrigida por este método com a dose entregue pelo equipamento, calculada através da dosimetria disponível. Conforme discutido anteriormente, os fatores de correção obtidos não são suficientes para comparar com a energia efetiva do feixe de 120 kVp deste equipamento, e portanto não apresentamos medidas corrigidas por este método para este feixe.

A seguir, demonstramos os dados corrigidos que foram obtidos no equipamento 2.



**Figura 4.25:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 2, para o feixe de 80 kVp

Com os fatores de correção obtidos no LCI do IPEN, demostrados na figura 4.23, calculamos o fator de correção para o feixe de 80 kVp, do equipamento 2, que apresenta 27,8 keV de energia efetiva. Ao aplicarmos o fator de correção 1,15 nas medidas, encontramos variações 4% menores, como pode ser visto analisando o coeficiente angular da reta da figura 4.25. Para este equipamento, também utilizamos feixes para os quais não pudemos corrigir os dados, pois não há disponível fatores de correção compatíveis com a energia efetiva dos feixes de 120 e 180 kVp. O mesmo aconteceu para o equipamento 3, cujos dados estão disponíveis a seguir. Os dados adquiridos no feixe de 125 kVp não puderam ser corrigidos por este método.


**Figura 4.26:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 3, para o feixe de 75 e de 120 kVp

Para os fatores de correção demonstrados na figura 4.23 interpolamos os valores e obtivemos assim fatores para corrigirmos as medidas realizadas no equipamento 3, para o feixe de 75 e 120 kVp. De acordo com a figura 4.26, para o feixe de 75 kVp, que apresenta 27,99 keV de energia efetiva, o fator de correção obtido foi 1,15. Corrigindo a dependência energética dos dosímetros, obtivemos 29% de variação. Enquanto para o feixe de 120 kVp, com energia efetiva 29,91 keV, o fator de correção utilizado foi 1,12 e com isso as medidas corrigidas apresentam 12% de variação.

#### 4.4 Considerações finais

Para cada método de correção da dependência energética encontramos um fator de correção referente ao feixe do equipamento. A tabela 4.2 mostra os fatores de correção utilizados para a correção da dependência energética dos dosímetros

Equipamento	Tensão (kV)	Energia Efetiva (keV)	Literatura		LCI	Equipamento de raios X
			Cs-137	Co-60		
1	80	27,40	1,30	$1,\!37$	1,16	1,50
Ť	120	34,68	1,29	$1,\!36$	_	1,55
	80	27,80	1,30	$1,\!37$	$1,\!15$	1,45
2	120	36,00	1,28	$1,\!35$	_	1,49
	180	83,30	$1,\!15$	1,21	_	-
	75	27,99	1,29	$1,\!37$	$1,\!15$	1,42
3	120	29,91	1,29	$1,\!36$	$1,\!12$	1,45
	125	34,87	1,28	$1,\!36$	_	1,54
4	100	31,81	1,28	$1,\!35$	_	1,60

para os diferentes métodos estudados.

**Tabela 4.2:** Fatores de correção obtido por diferentes métodos e utilizado para corrigir a dependência energética dos dosímetros irradiados nos equipamentos 1 a 4

Em relação as doses obtidas após aplicarmos fatores de correção encontrados na literatura, notamos que se normalizarmos os dados em relação ao Césio ou ao Cobalto encontramos diferentes variações. Primeiramente, as duas curvas não apresentam o mesmo resultado, pois ao renormalizarmos os dados da literatura para o Césio, estamos acrescentando incertezas nas medidas e estas mostram certa relação quando analisamos o coeficiente angular de uma curva de dose entregue por dose lida e corrigida. O coeficiente angular para este caso apresenta a dose corrigida, e se olharmos para o coeficiente da curva de dose entregue por dose lida sem correção temos uma variação, que neste caso tem influência tanto da dependência energética quanto da incerteza adicionada ao renormalizarmos os dados. Outro ponto importante, é que tendo em vista o set up utilizado pelo artigo para aquisição dos dados é diferente do utilizado neste trabalho e que os dados adquiridos, apesar de serem correspondentes ao material do dosímetro utilizado apresenta variações que podem ser devidas ao processo de tratamento térmico dos dosímetros, diferenças nas respostas por se tratarem de outros grupos de dosímetros. Este método serve como base para enterdermos qual a relação da dependência energética do dosímetro utilizado, mas não serve como método exclusivo para a correção.

Já quando analisamos as respostas de doses corrigidas por fatores obtidos

no Laboratório de Calibração de Instrumentos, estamos trabalhando com feixes calibrados para a energia de radiodiagnóstico, portanto a energia efetiva do feixe pode ser a mesma, mas a filtração e aceleração do tubo são diferentes das utilizadas nos equipamentos de ortovoltagem. Além disto, este método não nos proporciona fatores de correção aplicáveis a todos os dados obtidos nos equipamentos. O mesmo ocorre quando utilizamos um equipamento de raios X, conseguimos mais fatores de correção para diferentes energias efetivas, mas apenas observando este parâmetro, que pode ser o mesmo para feixes com kVp e filtrações diferentes.

Pela tabela 4.2 podemos notar que para um mesmo feixe, com uma determinada energia efetiva, utilizamos fatores de correção diferentes, apesar de comparar com a energia efetiva do feixe de referência, por exemplo, o fator de correção obtido pelo IPEN, no LCI para um feixe com energia efetiva 29,9 keV é 1,12 enquanto um fator de correção obtido por um equipamento de raios X, que apresenta um feixe com energia efetiva 29,66 keV é de 1,43. Os feixes apresentam energia efetiva próximas, porém potenciais aceleradores diferentes e filtrações diferentes, resultando em fatores de correção diferentes mesmo comparando a energia efetiva de cada um deles.

A tabela 4.3 mostra a variação das doses entregues pelos equipamentos em relação as doses lidas e sem correção da dependência energética do dosímetro e a variação entre dose entregue e a dose depois da correção da dependência energética.

Equip.	Tensão (kV)	Energia Efetiva (keV)	Sem Correção (%) Literatura (%)		LCI (%)	Equip. de Raios X (%)		
			Cs-137	Co-60	Cs-137	Co-60		
1	80	$27,\!40$	56	93	20	40	34	3
1	120	34,68	49	83	16	34	_	-6
	80	27,80	11	36	-14	-1	-4	-23
2	120	36,00	24	49	-3	10	_	-18
	180	83,30	-9	12	-21	-8	_	_
	75	27,99	49	87	15	34	29	4
3	120	29,91	27	48	-1	9	12	-13
	125	34,87	56	90	21	39	_	-1
4	100	31,81	8	33	-14	-1	_	-31

**Tabela 4.3:** Variações percentuais entre doses lidas para os equipamentos 1 a 4, com correções pelos diferentes métodos

Buscamos fatores para corrigir a dependência energética dos dosímetros por diferentes métodos. Primeiramente, utilizamos dados disponíveis na literatura, renormalizamos os fatores disponibilizados pelo autor, que eram referentes à uma fonte de Cobalto-60, de tal maneira a transformar a fonte de referência para o Césio-137 e assim coincidir com a fonte de referência deste presente estudo e assim, pudemos corrigir os dados adquiridos pelos TLDs quando irradiados nos diferentes equipamentos de ortovoltagem. Desta maneira, encontramos variações médias de 2% entre a dose lida e a dose entregue, que foi baseada na dosimetria do equipamento. Sendo que, a máxima variação encontrada foi de 21% e a mínima variação encontada foi de -21%. Feito isto, corrigimos os dados adquiridos na leitura dos dosímetros mudando nossa fonte de referência para o Cobalto-60, a fim de analisar qual a variação embutimos nas respostas quando renormalizamos os dados disponíveis na literatura. Para isso, retiramos os fatores de correção da dependência energética da mesma referência utilizada anteriormente e aplicamos aos dados. Desta maneira, encontramos variações médias entre as doses lidas e corrigidas em relação as doses entregues, calculadas partindo da dosimetria do equipamento, de 17,5%; sendo a máxima variação 44% e a mínima variação -8%.

Entretanto, sabemos que dosímetros de diferentes lotes de fabricação e dosímetros fabircados por diferentes empresas, apresentam pequenas diferenças em suas respostas. Portanto, buscamos métodos para avaliar a dependência energética dos dosímetros utilizando os dosímetros calibrados para este estudo.

Como segundo método para correção da dependência energética dos dosímetros, utilizamos um equipamento de raios X, com uma câmara de ionização calibrada para qualidades de feixes de raios X diagnósticos e determinamos a energia efetiva de diversos feixes deste equipamento e assim, irradiamos os dosímetros nos feixes de interesse. Encontramos assim uma curva de fatores de correção que se relacionam com a energia efetiva dos feixes dos equipamentos de ortovoltagem utilizados neste estudo. Corrigimos os dados utilizando estes fatores e obtivemos variações médias nas doses lidas e corrigidas por este método em relação às doses entregues, de -12,1%. Sendo a máxima variação 4% e a mínima -45%.

Em seguida, como terceiro método para correção da dependência energética dos TLDs, enviamos os dosímetros para o Laboratório de Calibração de Instrumentos - LCI do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) para serem irradiados em feixes calibrados, que apresentassem energias efetivas próximas às dos feixes dos equipamentos de ortovoltagem. Obtivemos assim, uma curva de fatores de correção relacionadas com energia efetiva, e assim ao interpolarmos para as energias efetivas de interesse, conseguimos corrigir os dados adquiridos nos equipamentos de ortovoltagem. As variações médias entre dose lida e dose entregue são 17,75%, sendo que a máxima variação é 34% e a mínima variação é -4%.

Feito isto, observamos que para um mesmo feixe de um equipamento de ortovoltagem, os fatores de correção da dependência energética apresentam grande variação. E pelo fato de nenhum dos métodos utilizados para correção ser ótimo, calculamos um fator médio para correção da dependência energética e aplicamos aos dados.

Calculando a média dos fatores encontrados para a energia efetiva do feixe de 80 kVp do equipamento 1 para correção dos dados coletados nos da o fator de correção 1,33. E para o feixe de 120 kVp, a média dos fatores é 1,40. Aplicamos aos dados coletados no equipamento 1 e demonstramos a seguir na figura 4.27.



**Figura 4.27:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 1, para o feixe de 80 e de 120 kVp

Para o equipamento 1, ao analisarmos o coeficiente angular da reta, encontramos doses 17% maiores, para o feixe de 80 kVp e 6% maiores para o feixe de 120 kVp. Estas diferenças são devidas às dificuldades do controle de qualidade na dosimetria dos equipamentos de ortovoltagem.

Analisando os dados corrigidos para o equipamento 2, calculamos a média dos fatores para os feixes de 80, 120 e 180 kVp, chegando a fatores de correção 1,32 , 1,37 e 1,18. Os dados corrigidos podem ser observados a seguir, na figura 4.28.



**Figura 4.28:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 2, para o feixe de 80, 120 e 180 kVp

Ao analisarmos o coeficiente angular das retas, concluimos que as doses lidas tem variações 15 % menores para o feixe de 80 kVp, 11% menores para o feixe de 120 kVp e 23 % menores para o feixe de 180 kVp quando comparadas com as doses entregues, calculadas pela dosimetria do equipamento.

Em seguida, apresentamos os dados corrigidos pela média dos fatores para os feixes de 75, 120 e 125 kVp, do equipamento 3, disponíveis na figura 4.29.



**Figura 4.29:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 3, para o feixe de 75, 120 e 125 kVp

De acordo com a figura 4.29, observamos que as doses lidas apresentam variações 14% maiores para o feixe de 75 kVp, 2% menores para o feixe de 120 kVp e 11% maiores para o feixe de 125 kVp, quando comparadas as doses entregues, provenientes da dosimetria do equipamento 3.

E por fim, para o equipamento 4, corrigimos os dados utilizando a média dos fatores demonstrados na tabela 4.2 e para o feixe 100 kVp, este valor é de 1,41.



**Figura 4.30:** Doses corrigidas (Gy) em função das doses entregues (Gy) para o equipamento 4, para o feixe de 100 kVp

Observando o coeficiente angular da reta, na figura 4.30, podemos concluir que as doses lidas apresenta variações 22% menores para o feixe de 100 kVp, quando comparadas com as doses entregues, calculadas pela dosimetria do equipamento 4.

Embora não seja possível determinar o melhor método para correção da dependência energética, existe uma variação na dose entregue, calculada pela dosimetria de cada equipamento, em comparação com as doses lidas pelos TLDs.

# Capítulo 5

### Conclusões

Por tudo o que foi estudado, concluímos que a aplicação da dosimetria termoluminescente em equipamentos de ortovoltagem no Brasil é possível desde que determinadas as variações na resposta dos dosímetros devido à dependência energética nesta faixa de energia. A apresentação de dosimetrias alternativas é importante no atual cenário do país pois não há um método implementado para calibrar as câmaras de ionização, recomendadas pela IAEA para realizar a dosimetria destes equipamentos.

A dosimetria termoluminescente é possível para estes equipamentos, pois apresenta grande vantagem quanto ao material dos dosímetros, boa estabilidade, é tecido-equivalente e é passível de envio através de correios, pois suporta as condições de envio - temperatura, luminosidade, possui dimensões pequenas e é de fácil armazenamento - diferentemente de outros dosímetros disponíveis. Entretanto, necessita-se de um estudo aprofundado do comportamento da resposta do dosímetro pois apresenta dependência energética na faixa de energia de kilovoltagem.

Contudo, apesar do dosímetro apresentar esta variação em sua resposta, acreditamos que corrigimos estas variações da melhor maneira possível, dentro das limitações apresentadas e concluímos que, ainda assim os equipamentos de ortovoltagem analisados apresentam variações médias de -2,8% entre as doses entregues em comparação com as doses lidas, sendo a máxima variação 17% e a mínima variação -23%, o que demonstra a necessidade de implementar um método, no Brasil, para realizar a calibração das câmaras de ionização, para esta faixa de energia. Além disto, a metodologia de implementar a dosímetria termoluminescente como alternativa dosimétrica é possível desde que estudadas suas limitações, quanto a dependência energética.

# $\mathbf{Refer}$ ências<sup>1</sup>

- [Andreo et al. 2000]ANDREO, P. et al. Iaea trs-398–absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *International Atomic Energy Agency*, 2000.
- [Armoogum et al. 2007]ARMOOGUM, K. S. et al. Functional intercomparison of intraoperative radiotherapy equipment-photon radiosurgery system. *Radiation Oncology*, BioMed Central, v. 2, n. 1, p. 11, 2007.
- [Attix 2008]ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.
- [Aukett et al. 1996]AUKETT, R. et al. The ipemb code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kv generating potential (0.035 mm al-4 mm cu hvl; 10-300 kv generating potential). *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 41, n. 12, p. 2605, 1996.
- [Biderman et al. 2002]BIDERMAN, S. et al. Glow curve analysis of composite peak 5 in lif: Mg, ti (tld-100) using optical bleaching, thermal annealing and computerised glow curve deconvolution. *Radiation protection dosimetry*, Oxford University Press, v. 101, n. 1-4, p. 69–72, 2002.
- [Bulla et al. 1999]BULLA, R. T. et al. Métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons. São Paulo: Universidade De São Paulo (USP), dissertação de mestrado, 1999.
- [Cameron, Suntharalingam e Kenney 1968]CAMERON, J. R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. Thermoluminescent dosimetry. University of Wisconsin Press, 1968.

 $<sup>^1\</sup>mathrm{De}$ acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

[Davis et al. 2003]DAVIS, S. 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*, v. 106, n. 1, p. 33–43, 2003.

- [DeWerd Ph.D. e Davis 2009]DEWERD PH.D., F. L. B. L. A.; DAVIS, S. *Thermoluminescence Dosimetry*. 2009. Disponível em: <https://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/24DeWerd-TLDs.pdf>.
- [Duggan et al. 2004]DUGGAN, L. et al. Variations in dose response with x-ray energy of lif: Mg, cu, p thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. *Physics in medicine and biology*, IOP Publishing, v. 49, n. 17, p. 3831, 2004.
- [Eaton 2015]EATON, D. Electronic brachytherapyâcurrent status and future directions. *The British journal of radiology*, The British Institute of Radiology., v. 88, n. 1049, p. 20150002, 2015.
- [Furetta 2003]FURETTA, C. Handbook of thermoluminescence. World Scientific, 2003.
- [Gamboa-deBuen et al. 1998]GAMBOA-DEBUEN, I. et al. Thermoluminescent response and relative efficiency of tld-100 exposed to low-energy x-rays. *Physics* in medicine and biology, IOP Publishing, v. 43, n. 8, p. 2073, 1998.
- [Hill et al. 2014]HILL, R. et al. Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry. *Physics in medicine and biology*, IOP Publishing, v. 59, n. 6, p. R183, 2014.
- [ICRU 1976]ICRU. International comission on radiation units and measurements, determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. *Washington (DC)*, 1976.
- [Khan e Gibbons 2014]KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [Lessard et al. 2012]LESSARD, F. et al. Validating plastic scintillation detectors for photon dosimetry in the radiologic energy range. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 39, n. 9, p. 5308–5316, 2012.

- [Lima 2009]LIMA, J. a. J. P. de. Técnicas de diagnóstico com raios X: aspectos físicos e biofísicos, 2<sup>a</sup> Edição. [S.l.]: Imprensa da Universidade de Coimbra/Coimbra University Press, 2009.
- [Ma et al. 2001]MA, C.-M. et al. Aapm protocol for 40–300 kv x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 28, n. 6, p. 868–893, 2001.
- [Nelson, McLean e Holloway 2008]NELSON, V.; MCLEAN, I.; HOLLOWAY, L. Use of thermoluminescent dosimetry (tld) for quality assurance of orthovoltage x-ray therapy machines. *Radiation Measurements*, Elsevier, v. 43, n. 2-6, p. 908–911, 2008.
- [No 1997]NO, I. T. 277. Absorbed dose determination in photon and electron beams. An International Code of Practice. Second Edition. Vienna: IAEA, 1997.
- [Nunn et al. 2008]NUNN, A. et al. Lif: Mg, ti tld response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kvp relative to c600. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 35, n. 5, p. 1859–1869, 2008.
- [Olko et al. 1999]OLKO, P. et al. Modelling of the thermoluminescence response of lif: Mg, cu, p (mcp-n) detectors after doses of low-energy photons. *Radiation* protection dosimetry, Oxford University Press, v. 84, n. 1-4, p. 103–107, 1999.
- [Orton 1995]ORTON, C. G. Uses of therapeutic x-rays in medicine. *Health physics*, LWW, v. 69, n. 5, p. 662–676, 1995.
- [Palmer et al. 2016]PALMER, A. L. et al. Current status of kilovoltage (kv) radiotherapy in the uk: installed equipment, clinical workload, physics quality control and radiation dosimetry. *The British journal of radiology*, The British Institute of Radiology, v. 89, n. 1068, p. 20160641, 2016.
- [Planskoy 1980]PLANSKOY, B. Evaluation of diamond radiation dosemeters. Physics in Medicine & Biology, IOP Publishing, v. 25, n. 3, p. 519, 1980.
- [Podgorsak 2008]PODGORSAK, E. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *Br J Cancer*, v. 98, p. 1020, 2008.

- [Rosenschöld, Nilsson e Knöös 2008]ROSENSCHöLD, P. M. af; NILSSON, P.; KNööS, T. Kilovoltage x-ray dosimetryâan experimental comparison between different dosimetry protocols. *Physics in medicine and biology*, IOP Publishing, v. 53, n. 16, p. 4431, 2008.
- [Sadeghi, Sina e Faghihi 2015]SADEGHI, M.; SINA, S.; FAGHIHI, R. Investigation of lif, mg and ti (tld-100) reproducibility. *Journal of biomedical physics & engineering*, Shiraz University Medical School, v. 5, n. 4, p. 217, 2015.
- [Stralingsdosimetrie 1997]STRALINGSDOSIMETRIE, N. N. C. voor. Dosimetry for low and medium energy x-rays: a code of practice in radiotherapy and radiobiology. NCS Report, v. 10, 1997.
- [Viegas et al. 2003]VIEGAS, C. C. B. et al. Dosimetria in vivo com uso de detectores semicondutores e termoluminescentes aplicada ao tratamento de câncer de cabeça e pescoço. M. Sc., Dissertação, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2003.
- [Yin et al. 2004]YIN, Z. et al. Dose responses of diamond detectors to monoenergetic x-rays. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, Elsevier, v. 213, p. 646–649, 2004.

## Anexos

Dosímetro	Calibração 1 (nC)	Calibração 2 (nC)	Calibração 3 (nC)	Média (nC)	Desvio Padrão
1	63,56	63,40	72,57	66,51	5,25
2	60,33	59,75	64,39	61,49	2,53
5	70,51	74,64	83,83	76,33	6,82
6	58,01	57,02	$56,\!59$	57,21	0,73
7	63,86	60,51	64,93	63,10	2,31
8	$62,\!87$	68,29	73,04	68,07	5,09
9	63,65	61,25	71,69	$65,\!53$	5,47
11	64,38	63,31	69,42	65,70	3,26
12	$68,\!19$	67,44	75,45	70,36	4,42
13	62,80	60,29	67,33	63,47	$3,\!57$
14	63,43	$60,\!56$	66,68	63,56	3,06
15	65,22	66,22	73,71	68,38	4,64
16	$69,\!53$	63,72	71,67	68,31	4,11
17	61,93	60,39	64,25	62,19	1,94
18	64,82	66,68	70,91	67,47	3,12

Dosímetro	Calibração 1	Calibração 2	Calibração 3	Média	Desvio
	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)	Padrão
19	71,07	78,02	73,83	74,31	$3,\!50$
20	58,92	59,51	61,29	59,91	1,23
21	72,58	72,42	72,68	72,56	0,13
22	65,18	64,16	64,99	64,78	0,54
23	75,99	73,90	68,38	72,76	3,93
24	66,35	66,61	$65,\!15$	66,04	0,78
25	74,13	63,99	69,38	69,17	5,07
26	67,91	66,23	66,92	67,02	0,84
27	71,99	70,35	72,88	71,74	1,28
28	62,39	60,14	$63,\!45$	61,99	1,69
29	65,91	67,57	72,83	68,77	3,61
30	73,64	69,35	69,46	70,82	2,45
31	67,31	$61,\!59$	61,64	63,51	3,29
32	83,43	73,54	73,88	76,95	5,61
33	$65,\!96$	62,70	64,77	64,48	1,65
34	76,04	73,02	73,14	74,07	1,71
35	70,54	68,77	67,45	68,92	1,55
36	63,02	63,48	61,05	62,52	1,29
37	67,16	70,86	67,45	68,49	2,06
38	$65,\!00$	68,26	66,47	$66,\!58$	1,63

Dosímotro	Calibração 1	Calibração 2	Calibração 3	Módia	Dosvio
Dosimetro	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)	Padrão
	( 0)	()	()	( 0)	
39	67,81	$68,\!48$	68,81	68,37	$0,\!51$
40	75,42	75,57	77,54	76,18	1,18
41	64,55	67,92	68,02	66,83	1,98
42	84,37	81,67	78,07	81,37	3,16
43	65,87	67,31	72,40	68,53	3,43
44	72,16	75,22	71,23	72,87	2,09
45	54,00	$57,\!59$	56,44	56,01	1,83
46	67,24	68,33	$65,\!93$	67,17	1,20
47	61,70	62,89	$61,\!16$	61,92	$0,\!89$
48	66, 15	68,21	70,75	68,37	2,30
49	66,38	66,73	66,32	66,48	0,22
50	72,76	74,83	69,69	72,43	2,59
51	62,87	63,95	63,02	63,28	$0,\!59$
52	61,04	58,35	61,21	60,20	1,60
53	57,81	58,75	57,50	58,02	$0,\!65$
54	66,57	67,61	64,93	66,37	1,35
55	72,74	66,05	56,28	65,02	8,28
56	61,96	60,36	$56,\!91$	59,74	2,58
57	85,87	89,82	79,84	85,18	5,03
58	$73,\!55$	68,43	$62,\!19$	68,06	$5,\!69$

Docímetro	Calibração 1	Calibração 2	Calibração 2	Mádia	Dogwio
Dosimetro	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)	Desvio
	(IIC)	(IIC)	(IIC)	(IIC)	1 aurao
59	73,20	69,09	65,09	69,13	4,06
61	65,62	66,37	67,63	66,54	1,02
62	73,81	77,90	71,79	74,47	3,16
63	87,37	82,90	81,68	83,98	3,00
64	72,45	93,31	76,67	80,81	11,03
65	74,62	80,75	73,83	76,40	3,79
66	63,67	63,00	64,65	63,77	0,83
67	79,49	81,00	78,74	79,74	1,15
68	63,26	63,37	$63,\!48$	$63,\!37$	0,11
69	79,01	82,00	97,74	86,25	10,06
70	56,70	$59,\!19$	64,01	59,97	3,72
71	67,44	65,08	71,46	67,99	3,23
72	73,47	70,79	73,83	72,70	1,66
73	67,77	77,69	72,06	72,51	4,98
74	95,92	77,01	69,14	80,69	13,76
75	75,94	73,98	74,23	74,72	1,07
76	56,33	60,68	61,58	$59,\!53$	2,81
77	60,90	59,61	65, 16	61,89	2,90
78	92,76	87,73	103,70	94,73	8,17
79	$60,\!57$	59,39	70,08	$63,\!35$	$5,\!86$

Dosímetro	Calibração 1	Calibração 2	Calibração 3	Média	Desvio
	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)	Padrão
80	73,98	70,65	81,10	75,24	5,34
81	62,05	69,13	68,98	66,72	4,05
82	65,26	64,79	65,62	65,22	0,42
83	66,76	71,56	71,65	69,99	2,80
84	62,45	65,01	66,51	64,66	2,05
85	62,64	66,90	68,89	66,14	3,19
86	60,68	63,54	$59,\!99$	61,40	1,88
87	66,95	70,61	67,16	68,24	2,06
88	73,82	79,41	76,80	76,68	2,80
89	67,36	67,45	68,81	67,87	0,81
90	65,26	66,21	63,78	65,08	1,22
92	59,40	61,72	68,04	$63,\!05$	4,47
93	60,08	59,58	54,84	58,17	2,89
94	62,00	68,54	64,96	65,17	3,27
95	65,36	71,65	70,30	69,10	3,31
96	61,97	64,41	67,26	64,55	2,65
97	68,60	69,14	70,63	69,46	1,05
98	68,29	68,28	77,85	71,47	5,52
99	67,69	69,27	68,41	68,46	0,79
100	$65,\!83$	$68,\!12$	69,33	67,76	1,78

Dosímetro	Calibração 1	Calibração 2	Calibração 3	Média	Desvio
	(nC)	(nC)	(nC)	(nC)	Padrão

 Tabela 1: Calibração do grupo 1, realizada no ínicio do projeto