UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS- FFCLRP
DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E
BIOLOGIA

**Dosimetria por cintilação utilizando imagens
adquiridas com câmera digital**

Fernanda Guzzi Biagioni

RIBEIRÃO PRETO - SP

2018

Fernanda Guzzi Biagioni

**Dosimetria por cintilação utilizando imagens
adquiridas com câmera digital**

Dissertação apresentada ao Departamento de Física, Ciência e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Ciências.
Área de concentração: Física Aplicada à medicina e Biologia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Juliana Fernandes Pavoni

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.

Catálogo da Publicação

Departamento de Física

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da

Universidade de São Paulo

Biagioni, Fernanda Guzzi

Dosimetria por cintilação utilizando imagens adquiridas com câmera digital. Ribeirão Preto, 2018.

98p.:il; 30 cm

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

Orientadora: Fernandes Pavoni, Juliana.

PALAVRAS-CHAVE: dosimetria, dosímetro por cintilação, câmera digital.

Nome: BIAGIONI, Fernanda Guzzi

Título: Dosimetria por cintilação utilizando imagens adquiridas com câmera digital

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

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

***Dedico esse trabalho à minha
família, amigos e aos que me
deram suporte.***

Agradecimentos

Inicialmente agradeço à CAPES, que possibilitou que esse trabalho fosse realizado.

Aos meus pais e irmã, Ismael, Claudia e Natasha, que me apoiaram durante todo esse processo, fornecendo sempre muito suporte, carinho e acreditando em mim. E que com certeza sem vocês ao meu lado isso não seria possível, vocês foram fundamentais para essa conquista, sou eternamente grata. Amo vocês.

Ao Felipe, que durante esses dois anos de trabalho, esteve comigo, me dando todo o suporte, carinho e que compartilhou todos os meus sucessos e desafios enfrentados até aqui.

À minha orientadora, Dra. Juliana Fernandes Pavoni, que me recebeu para esse projeto desafiador, abrindo portas para meu crescimento pessoal e intelectual, fornecendo ajuda necessária para fosse concluído. Agradeço as discussões, ensinamentos e seu tempo investido em mim.

Aos amigos que tive o imenso prazer de conviver durante essa trajetória, Camila, Matheus, Carolina, Fernanda, Laís, Ana Luíza, Jaqueline, Franciely e Vinícius, vocês tornaram esse tempo mais leve e feliz. Obrigada.

À Dra. Cassiana Viccari Sacilotto e Dra. Patrícia Nicolucci, pela amizade, pelos cafés, ajuda, conselhos e conversas. Obrigada por tudo.

Aos funcionários do Departamento de Física, Renato, Eldereis, que possibilitaram que esse trabalho fosse concluído.

E por fim, à Deus e a todas as pessoas que direta ou indiretamente ajudaram e contribuíram para realizar esse trabalho. Obrigada.

Resumo

Biagioni, Fernanda Guzzi. Dosimetria por cintilação utilizando imagens adquiridas com câmera digital. 2018. 98f. Dissertação (Mestrado) - Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

A utilização de detectores de radiação é de imensa importância na área de dosimetria, pois permite a quantificação da dose absorvida no meio. Uma técnica interessante para esta finalidade é o uso de detectores por cintilação. Estudos recentes com cintiladores plásticos e líquidos demonstraram a viabilidade do uso de detecção de cintilação por uma câmera digital com sensor CCD ou CMOS. Desse modo, este trabalho tem como objetivo desenvolver um dosímetro cintilador de baixo custo para viabilidade de seu uso e, de um sistema de detecção de cintilação através de uma câmera digital, para que assim pudesse ser realizada sua caracterização dosimétrica.

O sistema dosimétrico foi construído a partir de um cintilador líquido a base de antraceno. Dosimetricamente verificou-se uma linearidade de resposta para a dose de 0,1 a 25,53 Gy, para a taxa de dose de 6,66 Gy/min e uma pequena diminuição da sensibilidade do dosímetro quando aumentada a taxa de dose de irradiação. Com relação à dependência energética, foi verificado um aumento na sensibilidade do dosímetro de 10,8% ao se variar a energia de 100 a 160 kVp. Quando comparado a um cintilador comercial, apresentou uma intensidade de sinal reduzida e, em uma análise de reprodutibilidade, obteve-se uma variação máxima de 2% em relação a repetição de uma mesma medida. O cintilador líquido apresentou baixa estabilidade pré e pós-irradiação, com uma variação de cor e redução do sinal ao decorrer dos dias. Para medidas bidimensionais o sistema montado mostrou-se promissor, uma vez que em medidas de deposição de dose com a profundidade para várias energias de feixes, verificou-se o aumento da penetração da radiação com o aumento da energia do feixe e as medidas de penumbra de um feixe parcialmente blindado com 2 mmPb apresentaram um valor de 1,79 cm, considerando o tipo de tubo gerador e blindagem utilizada.

Por toda a caracterização realizada o sistema dosimétrico mostrou-se aplicável para dosimetria, desde que operado considerando as características apresentadas.

Palavras-chave: dosimetria, dosímetro por cintilação, câmera digital.

Abstract

Biagioni, Fernanda Guzzi. Scintillation dosimetry using images acquired with digital camera. 2018. 98f. Thesis (Masters) - Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

The utilization of radiation detector is important in the dosimetric area, because it allow the quantification of absorption dose in the medium. An interesting technique for this finalitypurpose is the use of scintillation detector. Recent studies with plastic scintillators and liquid scintillators have demonstrated the feasibility of using scintillation detection by a digital camera with CCD or CMOS sensors. Thus, this study is the intent to develop a low-cost scintillation dosimeter for the feasibility of its use and detection scintillation system through by a digital camera, with the finality of dosimetric characterization.

The dosimetric system was constructed from using liquid scintillator based anthracene. A linearity dose response between 0.1 to 25.53 Gy was found for the dose rate of 6.66 Gy/min and the dosimeter sensibility was decreased when the dose rate increased.

When varied the energy from 100 to 160 kVp, was verified an increased of 10.8% in the dosimeter sensibility, due the energy dependence. When compared to a commercial dosimeter, it shows signal intensity decreased and, the study of reproducibility, a maximum variation of 2% was obtained in relation to the repetition of the same measure. The liquid scintillator presented low stability before and after irradiation, with a color variation and signal reduction over the days. For two-dimensional measurements the assembled system proved to be promising, since in dose deposition measurements with the depth for several beam energies, the penetration of the radiation was increased with the increase of the beam energy and the penumbra measurements of a narrow beam with 2mmPb presented a value of 1.79 cm, considering the type of generator tube and narrow used.

Throughout the characterization carried out the dosimetric system proved to be applicable for dosimetry, if operated considering the characteristics presented.

Keywords: dosimetry, scintillation dosimeter, digital camera.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: NÍVEL DE ENERGIA PARA MOLÉCULAS ORGÂNICAS, ADAPTADO DE: (KNOLL, 1999)	8
FIGURA 2: DESENHO ILUSTRATIVO DE UM ESPINTARISCÓPIO, COM 5 CM. A. FONTE-RA, B. VISOR ZNS, C. VIDRO DE MAGNIFICAÇÃO, FONTE: (KOLAR E DEN HOLLANDER, 2004) (MARSY, 1904).....	9
FIGURA 3: ESTRUTURA DE UMA FIBRA ÓPTICA, ADAPTADO DE (BEAULIEU E BEDDAR, 2016).....	10
FIGURA 4: PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DE UMA FOTOMULTIPLICADORA, ADAPTADO DE: (SHULTIS E FAW, 2007)	10
FIGURA 5: ARQUITETURA DE SENSORES COM A MATRIZ DE PIXEL MOSTRADA EM DUAS DIMENSÕES DE UM SENSOR CCD, ADAPTADO DE: (OHTA, 2008)	12
FIGURA 6: ARQUITETURA DE SENSORES COM A MATRIZ DE PIXEL MOSTRADA EM DUAS DIMENSÕES DE UM SENSOR CMOS, ADAPTADO DE: (OHTA, 2008)	12
FIGURA 7: REPRESENTAÇÃO DA MATRIZ DE BAYER, FONTE: (JÚNIOR, 2007).....	13
FIGURA 8: FORMAÇÃO DE CORES EM UM SENSOR CMOS, (A) FILTRO DE COR ON-CHIP, (B) TRÊS SENSORES DE IMAGEM, (C) TRÊS FONTES DE LUZ, ADAPTADO DE: (OHTA, 2008)	13
FIGURA 9: REPRESENTAÇÃO DO SENSOR CMOS, ADAPTADO DE: (AXIS COMMUNICATION, 2010)	14
FIGURA 10: ESPAÇO DE COR REPRESENTADO POR PIGMENTOS EM UM BALDE, FONTE: (SHEPPARD, 2006).....	16
FIGURA 11: FLOR COM ESPAÇO DE COR DISTINTOS (A) ADOBE RGB, (B) sRGB. FONTE: (SHEPPARD, 2006).....	16
FIGURA 12: ESQUEMA EXPERIMENTAL PARA O SISTEMA DE DETECÇÃO DA LUMINOSIDADE DO LED	23
FIGURA 13: FÓRMULA ESTRUTURAL DO ANTRACENO, ADAPTADO DE: (CAREY, 2009).....	25
FIGURA 14: MONTAGEM EXPERIMENTAL PARA MEDIDA DA RADIOLUMINESCÊNCIA.	26
FIGURA 15: CINTILADOR PLÁSTICO	28
FIGURA 16: DESENHO ESQUEMÁTICO DA COLETA DE DADOS PARA O CINTILADOR PLÁSTICO	29
FIGURA 17: (A) FOTO DO CINTILADOR BC-400; (B) ESPECTRO DE EMISSÃO DO CINTILADOR BC-400, FONTE: (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &, 2016)	30
FIGURA 18: REPRESENTAÇÃO DA MONTAGEM EXPERIMENTAL PARA A COLETA DE DADOS DO CINTILADOR LÍQUIDO.....	32
FIGURA 19: IMAGEM ILUSTRATIVA DA CUBETA DE 17,5ML BLINDADA NA REGIÃO OESTE COM 2MMAL.....	36
FIGURA 20: (A) CURVA DE INTENSIDADE DO LED AZUL COM 2,1V PARA DIFERENTES TEMPOS DE AQUISIÇÃO VARIANDO A DISTÂNCIA, (B) REGIÃO AMPLIADA DA FIGURA 20(A)	38
FIGURA 21: REGIÃO LINEAR PARA O LED AZUL COM 2,1V	39
FIGURA 22: VARIAÇÃO DA SENSIBILIDADE DA CÂMERA NIKON D90.....	41
FIGURA 23: PERFIL DO RUÍDO NA REGIÃO EM QUE O LED NÃO ESTÁ PRESENTE PARA A IMAGEM COLETADA COM SENSIBILIDADE 6400.	42
FIGURA 24: PERFIL DO RUÍDO NA REGIÃO EM QUE O LED NÃO ESTÁ PRESENTE PARA A IMAGEM COLETADA COM SENSIBILIDADE EM 200.	42
FIGURA 25: INTENSIDADE MÉDIA DO SINAL PARA UMA ROI ANALISADA NO CENTRO DA IMAGEM ADQUIRIDA, SEM O FEIXE E COM SENSIBILIDADE ISO 6400.....	44

FIGURA 26: INTENSIDADE MÉDIA DO SINAL PARA UMA ROI ANALISADA NO CENTRO DA IMAGEM ADQUIRIDA, SEM O FEIXE E COM SENSIBILIDADE ISO 200.....	45
FIGURA 27: INTENSIDADE MÉDIA DO SINAL PARA UMA ROI ANALISADA NO CENTRO DA IMAGEM ADQUIRIDA, COM O FEIXE E COM SENSIBILIDADE ISO 6400.....	45
FIGURA 28: INTENSIDADE MÉDIA DO SINAL PARA UMA ROI ANALISADA NO CENTRO DA IMAGEM ADQUIRIDA, COM O FEIXE E COM SENSIBILIDADE ISO 200.....	46
FIGURA 29: (A) ESPECTRO DE RADIOLUMINESCÊNCIA DO ANTRACENO (B) IMAGEM COLETADA DA CINTILAÇÃO DO ANTRACENO. AMBOS OS DADOS FORAM ADQUIRIDOS COM O ANTRACENO UTILIZADO NESTE ESTUDO.	47
FIGURA 30: (A) RESPOSTA DO CINTILADOR PLÁSTICO PARA DIFERENTES TAXAS DE DOSE EM FUNÇÃO DO TEMPO DE AQUISIÇÃO; (B) RESPOSTA DO CINTILADOR PLÁSTICO PARA DIFERENTES TAXAS DE DOSE EM FUNÇÃO DA DOSE.....	48
FIGURA 31: CINTILAÇÃO DO CINTILADOR PLÁSTICO, QUANDO ANALISADO NO CANAL AZUL	49
FIGURA 32: (A) RESPOSTA DE CINTILAÇÃO DO CINTILADOR COMERCIAL; (B) LINEARIDADE DE RESPOSTA EM RELAÇÃO À TAXA DE DOSE PARA O CINTILADOR COMERCIAL	50
FIGURA 33: (A) VARIAÇÃO DA CONCENTRAÇÃO DO CINTILADOR LÍQUIDO EM RELAÇÃO AO TEMPO DE AQUISIÇÃO (B) VARIAÇÃO DA CONCENTRAÇÃO DO CINTILADOR LÍQUIDO EM RELAÇÃO À DOSE	51
FIGURA 34: VARIAÇÃO DA SENSIBILIDADE EM RELAÇÃO A CONCENTRAÇÃO	52
FIGURA 35: (A) INTENSIDADE DE CINTILAÇÃO VERSUS TEMPO DE AQUISIÇÃO E (B) INTENSIDADE DE CINTILAÇÃO VERSUS DOSE. AMBAS AS FIGURAS FORAM ADQUIRIDAS PARA AS DIVERSAS TAXAS DE DOSE INDICADAS.....	54
FIGURA 36: VARIAÇÃO DA SENSIBILIDADE EM RELAÇÃO COM A TAXA DE DOSE	55
FIGURA 37: AVALIAÇÃO DA DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO CINTILADOR: (A) INTENSIDADE DE CINTILAÇÃO VERSUS TEMPO DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS (B) SENSIBILIDADE OBTIDA PARA O CINTILADOR LÍQUIDO EM FUNÇÃO DA TENSÃO DE PICO UTILIZADA PARA IRRADIAÇÃO.	57
FIGURA 38: (A) INTENSIDADE DE CINTILAÇÃO EM FUNÇÃO DO TEMPO DE AQUISIÇÃO PARA OS DIVERSOS DIAS AVALIADOS NO TESTE DE REPETITIVIDADE. (B) VARIAÇÃO DA SENSIBILIDADE COM O TEMPO DECORRIDO APÓS A PRIMEIRA IRRADIAÇÃO.	58
FIGURA 39: FOTOS DA CUBETA PREENCHIDA COM CINTILADOR ADQUIRIDAS AO LONGO DOS DIAS DE EXPERIMENTO E APÓS AS IRRADIAÇÕES.	59
FIGURA 40: FOTOS DAS CUBETAS SEM INTERAÇÃO COM A RADIAÇÃO.....	59
FIGURA 41: PORCENTAGEM DE DOSE VERSUS PROFUNDIDADE OBTIDA PARA O FEIXE DE 50 kVp, 10 mA E 1,94 GY/MIN.	61
FIGURA 42: PORCENTAGEM DE DOSE VERSUS PROFUNDIDADE OBTIDA PARA O FEIXE DE 150 kVp, 10 mA E 15,59 GY/MIN.	61
FIGURA 43: PORCENTAGEM DE DOSE VERSUS PROFUNDIDADE OBTIDA PARA O FEIXE DE 160 kVp, 10 mA E 17,58 GY/MIN.	62
FIGURA 44: IMAGEM DA CINTILAÇÃO DA AMOSTRA COM A BLINDAGEM POSICIONADA NO LADO ESQUERDO DA FIGURA E COM A INDICAÇÃO DA REGIÃO DE PENUMBRA ENTRE AS CURVAS DE 90 E 20% DE DOSE, PONTILHADA S EM BRANCO NA IMAGEM.	63

FIGURA 45: PERFIL DA AMOSTRA COM BLINDAGEM NA REGIÃO OESTE, DELIMITADA PELA LINHA NA IMAGEM.....	64
FIGURA 46: ALEATORIEDADE DO RUÍDO COM O TEMPO DE AQUISIÇÃO DE 1/4000 A 30 SEGUNDOS	67
FIGURA 47: COMPARAÇÃO DOS COEFICIENTES DE ATENUAÇÃO MÁSSICO EM FUNÇÃO DA ENERGIA DOS FÓTONS INCIDENTES, FONTE: (NIST).....	69
FIGURA 48: (A) CURVA DO ANTRACENO PURO EM RELAÇÃO À TAXA DE DOSE, (B) LINEARIDADE DO ANTRACENO PURO EM RELAÇÃO AO TEMPO DE AQUISIÇÃO.....	70
FIGURA 49: RESPOSTA DO ANTRACENO PURO PARA VARIAÇÃO DE DOSE	71
FIGURA 50: (A) COMPARAÇÃO DOS CINTILADORES EM RELAÇÃO AO TEMPO DE EXPOSIÇÃO; (B) COMPARAÇÃO DOS CINTILADORES EM RELAÇÃO À DOSE.....	71

Lista de tabela

TABELA 1: PARÂMETROS SELECIONADOS NA MÁQUINA DIGITAL PARA A AQUISIÇÃO DAS IMAGENS E DADOS DAS IMAGENS PRÉ-PROCESSADAS QUE FORAM UTILIZADOS DURANTE A REALIZAÇÃO DESTE ESTUDO.	21
TABELA 2: CARACTERÍSTICA DO CINTILADOR COMERCIAL (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS & 2016) (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &, 2001)	30
TABELA 3: PROPORCIONALIDADE DE CORRENTE E VOLTAGEM PARA A MESMA TAXA DE DOSE	34
TABELA 4: TENSÃO E CORRENTE APLICADAS AO TUBO E SUAS TAXA DE DOSE ASSOCIADAS	36
TABELA 5: INTENSIDADE MÁXIMA PARA O GRÁFICO DE LINEARIDADE	40
TABELA 6: EXPOSIÇÃO MÚLTIPLA DE 5 SEGUNDOS E COMPARAÇÃO COM EXPOSIÇÃO ÚNICA	43
TABELA 7: EXPOSIÇÃO MÚLTIPLA DE 2 SEGUNDOS E COMPARAÇÃO COM EXPOSIÇÃO ÚNICA	43
TABELA 8: PERCENTUAL MÉDIO DO DESVIO PADRÃO PARA CADA CONCENTRAÇÃO	52
TABELA 9: DADOS COLETADOS PARA EXPOSIÇÃO MÚLTIPLA COM OS TEMPOS DE AQUISIÇÃO DE 2, 5, 10 E 15 SEGUNDOS	53
TABELA 10: EXPOSIÇÃO ÚNICA COM SEU RESPECTIVO TEMPO E INTENSIDADE E A COMPARAÇÃO COM A EXPOSIÇÃO MÚLTIPLA	53
TABELA 11: DESVIO MÉDIO PERCENTUAL EM RELAÇÃO A TAXA DE DOSE	55
TABELA 12: COMPARAÇÃO DE RESULTADOS COM TEMPO DE EXPOSIÇÃO EXTENSO E FEIXE DE FÓTONS INTERROMPIDO EM RELAÇÃO OS VALORES DE INTENSIDADE OBTIDA COM EXPOSIÇÃO CONTÍNUA	56
TABELA 13: COMPARAÇÃO DA VARIAÇÃO DA INTENSIDADE RELATIVA AO DECORRER DOS DIAS	58
TABELA 14: PROFUNDIDADE DAS DOSES DE 50 % E 20% PARA AS DIFERENTES ENERGIAS DE FEIXE	62
TABELA 15: AVALIAÇÃO DA REPRODUTIBILIDADE DE UMA MESMA MEDIDA DE CINTILAÇÃO	66

Lista de abreviatura

TLD	Dosímetro termoluminescente
EPIDs	Dispositivos eletrônicos de portal de imagens
IMRT	Terapia de radiação de intensidade modulada
PSD	Dosímetro cintilador plástico
CT	Tomografia computadorizada
HPA	Hidrocarboneto Policíclico Aromático
OSL	Luminescência opticamente estimulada
RL	Radioluminescência instantânea
CSR	Camada Semi-Redutora
PMMA	Metacrilato de polimetil
PS	Poliestireno
PC	Polycarbonato
HCS	Sílica de núcleo duro
PCVS	Sílica revestida de plástico
RGB	<i>Red, green and blue</i>
CCD	<i>Charge coupled device</i>
CMOS	<i>Complementary metal-oxide semiconductor</i>
TIFF	<i>Tagged Image File Format</i>
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
AHD	Adaptativa direcionada para homogeneidade
M	Manual
R	Resolução
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
ROI	Região de interesse
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
mAs	Produto corrente-tempo
I	Intensidade dos raios-X

Sumário

1.Introdução.....	1
1.1. Considerações iniciais.....	1
2.Fundamentos teóricos.....	7
2.1. Cintilação.....	7
2.2. Sistemas de detecção da cintilação.....	9
2.2.1. Sensores da câmera fotográfica e filtro de cor.....	11
2.2.2. Espaço de cor.....	15
2.2.3. Resolução de imagens.....	17
2.2.4. Sensibilidade (ISO), abertura e velocidade do obturador.....	17
2.2.5. Formatos de imagem.....	18
3. Metodologia experimental.....	20
3.1. Caracterização da câmera fotográfica.....	21
3.1.1. Avaliação da linearidade de resposta dos sensores.....	22
3.1.2. Influência da sensibilidade (ISO) nos dados adquiridos.....	23
3.1.3. Influência de aquisições múltiplas de imagens no sinal de intensidade integrado.....	23
3.1.4. Ruído.....	24
3.2. Escolha do material cintilador.....	24
3.2.1. Cintilador plástico.....	27
3.2.2. Avaliação do sistema de detecção de cintilação para um cintilador plástico comercial.....	29
3.3.1. Cintilador líquido.....	31
3.3.2. Caracterização do cintilador líquido com a câmera fotográfica Nikon D90	33
3.3.3. Avaliação da linearidade de resposta e dependência com a taxa de dose.....	33
3.3.4. Dependência energética.....	33
3.3.5. Avaliação da repetitividade e degradação do dosímetro.....	34

3.4. Medidas em duas dimensões.....	35
3.4.1. Distribuição de dose com a profundidade.....	35
3.4.2. Efeito da blindagem de parte do campo de radiação	36
4.Resultados e discussões	38
4.1. Caracterização da câmera fotográfica.....	38
4.1.1. Resposta da câmera para uma fonte puntiforme	38
4.1.2. Influência da sensibilidade (ISO) nos dados adquiridos.....	40
4.1.3. Influência de aquisições múltiplas de imagens no sinal de intensidade integrado	42
4.1.4. Ruído.....	44
4.2. Escolha do material cintilador	46
4.2.1. Cintilador plástico.....	47
4.2.2. Avaliação do sistema de detecção de cintilação para um cintilador plástico comercial.....	49
4.3.1. Cintilador líquido.....	50
4.3.2. Caracterização do cintilador líquido com a câmera fotográfica Nikon D90	53
4.3.3. Avaliação da linearidade de resposta e dependência com a taxa de dose.....	54
4.3.4. Dependência energética	56
4.3.5. Avaliação da repetitividade e degradação do dosímetro	57
4.4. Medidas em duas dimensões.....	60
4.4.1. Distribuição de dose com a profundidade.....	60
4.4.2. Efeito da blindagem de parte do campo de radiação	63
5. Considerações finais	65
6. Conclusão	73
7. Bibliografia.....	74
Apêndice A.....	81
Apêndice B	83

1. Introdução

1.1. Considerações iniciais

A radioterapia é uma técnica utilizada para destruir as células tumorais utilizando radiação ionizante e provocando o menor dano possível aos tecidos saudáveis adjacentes. Com este propósito, trata-se de uma área com contínuo desenvolvimento tecnológico em busca de tecnologias capazes de entregar a radiação de maneira mais ajustada possível ao volume alvo de tratamento (SCHLEGEL, BORTFELD e GROSU, 2006). No entanto, o avanço da tecnologia requer diversos procedimentos para assegurar o controle de qualidade dos equipamentos e dos tratamentos realizados. Uma das quantificações feitas baseia-se na medida da dose absorvida, grandeza utilizada na clínica para definir a relação entre a energia depositada pela radiação por unidade de massa. A dose absorvida sempre foi avaliada de maneira pontual ou em uma dimensão, mas com o avanço da tecnologia disponível em radioterapia, tornou-se necessária sua avaliação em duas ou três dimensões.

Atualmente para a calibração de feixes de radiação o principal detector e mais utilizado é a câmara de ionização, pois apresenta um custo relativamente baixo, é geralmente portátil, possui uma grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1% de variação ao longo de muitos anos) e oferece uma resposta precisa para a leitura de dose (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). A quantidade de energia depositada pela radiação incidente, no volume sensível do detector, influencia no número de pares de íons primários formados e sua resposta é diretamente proporcional à taxa de dose (SANCHES, 2004). Além do mais as câmaras de ionização possuem a propriedade de medir exposição, apresentando uma resposta pontual, representativa da coleta de íons em seu volume sensível. Um dos fatores que alteram sua resposta são as altas umidades do ar, alteração na pressão e temperatura ambiente que podem causar a formação de condensação e afetar a densidade do gás interno causando uma resposta errônea.

Existem alternativas de detectores em uma dimensão, como o dosímetro termoluminescente (TLD). A radiação ionizante cede energia aos elétrons do material

termoluminescente, fazendo com que estes sejam aprisionados em armadilhas, e quando esse material é aquecido, os elétrons aprisionados são liberados, perdendo energia nos centros de luminescência, sendo muito utilizado como um monitor individual, com leitura direta, superficial e podendo ser reutilizado (CAMPOS, 1998). Outros dosímetros em uma dimensão são o detector de diamante e dosímetro de diodo semicondutor. O detector de diamante, baseia-se no fato de que a absorção da radiação ionizante induz uma mudança temporária na condutividade elétrica, com a produção de elétrons e buracos positivos que possuem energia suficiente para serem livres e se movimentar através do cristal, possuindo assim alta sensibilidade, baixa corrente de fuga e alta resistência ao dano de radiação (SHANI, 2001). Já o diodo semicondutor, é constituído do material semicondutor é o silício que possui uma energia baixa para a formação de um par elétron-buraco, resultando em uma densidade de corrente de radiação, que é muito maior do que a produzida no ar, aproximadamente 18 mil vezes maior, além de apresentar uma leitura em tempo real, porém se exposto a altas doses pode apresentar imperfeições. (OLIVEIRA e NETTO, 2012)

Existem diversos tipos de detectores de duas dimensões, como os: os filmes radiocrômicos, os dispositivos eletrônicos de portal de imagens (EPIDs) e os arrays de detectores.

Os filmes radiocrômicos são materiais ultrafinos e quando expostos a radiação ionizante sofrem uma reação de polimerização e tem sua cor alterada, podendo assumir tons de verde e azul. Esses filmes possuem equivalência com o número atômico do tecido, não necessitam de processamento e revelação, possuem alta resolução espacial, baixa dependência energética, e uma resposta não linear com a dose. Um cuidado em sua utilização decorre da sua sensibilidade à exposição à luz fluorescente, o que faz com que eles devam ser armazenados em um ambiente escuro e seco. (BOGUSŁAW BROŻYNA, 2014); (WOLTER, 2016); (NIROOMAND-RAD, BLACKWELL, *et al.*, 1998)

Os EPIDs são detectores acoplados ao *gantry* de tratamento do acelerador linear e formados por cintiladores inorgânicos com alto número atômico acoplados à vários fotodiodos de silício para fornecer medidas *on-line* e com alta resolução espacial (da ordem de 1mm), porém sua resposta depende do espectro de energia dos fótons espalhados e primários, o que provoca variações em sua resposta dependendo do tamanho do campo utilizado (ELMPT, MCDERMOTT, *et al.*, 2008)

Já os *arrays* de detectores mais utilizados na prática clínica são os *arrays* de câmaras de ionização e de diodos. Os *arrays* de câmara de ionização são compostos por centenas de câmaras de ionização cheias de líquido ou de ar, uniformemente distribuídas em um *phantom* equivalente à água (POPPE, BLECHSCHMIDT, *et al.*, 2006), as matrizes cheias de ar são comumente usadas para medir a distribuição de dose de planos de tratamento de pacientes em terapia de radiação de intensidade modulada (IMRT). O espaçamento entre os detectores nesses *arrays* é da ordem de 7 mm (LOW, MORAN, *et al.*, 2011), mas para obter uma maior resolução espacial podem ser utilizados os *arrays* de câmaras de ionização preenchidas com isooctano líquido (POPPE, STELLJES, *et al.*, 2013), tornando-se mais adequada para a dosimetria em uma região pequena. Os *arrays* de diodos são também compostos por centenas de detectores, não podem apresentar uma frequência de amostragem superior a uma vez a 4-5 mm, apesar do detector de diodo individual possuir uma alta resolução espacial ele não pode ser colocado lado a lado, devido a fiação e conexões, apresentando assim uma resolução espacial limitada e fornecendo medidas apenas em uma única profundidade, uma de suas desvantagens é possuir uma larga região entre os detectores sem detecção da radiação incidente, conhecida como "região morta". (JURSINIC e NELMS, 2003) (BEDDAR e BEAULIEU, 2016)

A dosimetria por cintilação é uma alternativa aos sistemas convencionais para medidas de dose em uma, duas e até três dimensões que vem sendo muito estudada. Ao serem irradiados, materiais cintiladores, orgânicos e inorgânicos, são excitados pela radiação ionizante e emitem luz; o fóton emitido, que está no espectro visível, pode ser detectado por uma fotomultiplicadora ou câmera fotográfica e assim, essa intensidade quantificada se relaciona à dose absorvida pelo material. Os cintiladores inorgânicos principais são o iodeto de sódio, iodeto de cézio, germanato de bismuto, sulfeto de zinco ativado, já os cintiladores orgânicos que podem ser utilizados são o estilbeno e o antraceno. (CHERRY, SORENSON e PHELPS, 2012)

O material mais antigo utilizado para o propósito da cintilação é o antraceno ($C_{14}H_{10}$), pois possui a maior eficiência de cintilação (LEO, 1994) e propriedade de emissão luminosa no estado líquido, sólido ou vapor (KNOLL, 1999), além do mais possuem baixos números de átomos de carbono e hidrogênio, quando encontra-se na faixa de energia utilizada na radioterapia, esses átomos não respondem demais aos fótons do efeito fotoelétrico, e a quantidade de hidrogênio faz a interação de espalhamento elástico, sendo esse o principal

processo para a deposição de dose, apresentando assim propriedades de interação equivalentes aos tecidos moles e com a água e o mesmo é observado no estilbeno. (ATTIX, 1986)

O antraceno foi descoberto em 1832 e os estudos sobre o material iniciaram-se em 1930, estudou-se sobre sua estrutura cristalina (ROBERSON, 1933), porém os estudos da fluorescência intensificaram-se na década de 50, com a mensuração da eficiência de cintilação absoluta do cristal de antraceno usando uma fotomultiplicadora, quando irradiado com elétrons, com energia de até 40 keV (WRIGHT, 1955); outro estudo sobre a resposta do antraceno para baixas energias de prótons (170-570 keV) e raios-X (10-40 keV) com o mesmo método de detecção também foi realizado (FOWLER e ROSS, 1955). Foi observado que a luz emitida por cintiladores orgânicos é linearmente proporcional à energia depositada por elétrons e fótons, independentemente da energia inicial dessas partículas desde que seja maior que 125 keV. (BIRKS, 1964) (BEAULIEU e BEDDAR, 2016).

Uma das primeiras medidas dosimétricas foi realizado com um cintilador plástico (NE 101), com feixe de raio-X e energia de 200 kV, para a obtenção de uma dose integral (MURAI, NAKAMURA e YAMAMOTO, 1964). Já o primeiro sistema para dosimetria de duas dimensões utilizando uma folha de cintilador plástico imersa em um tanque de água e com o método de detecção sendo feita através de uma câmera de vídeo para mensurar a luz emitida a partir da folha, foi realizado em 1988. As medidas foram feitas com feixes de fótons e de elétrons (GE, 1988), no entanto, uma discrepância nos resultados obtidos de comparação das curvas de dose percentual e os perfis de feixe para diferentes tipos de radiação foi encontrada e as diferenças não foram muito bem explicadas.

Desse modo, ocorreu uma motivação para um estudo mais aprofundado nesse novo método de detecção, o que ocorreu em 1992, com a aplicação de um dosímetro cintilador plástico (PSD), o BC-400, no centro de um cilindro de poliestireno, conectado por duas fibras óticas a dois tubos fotomultiplicadores, uma fotomultiplicadora estava conectada ao cintilador e a outra estava conectada ao poliestireno, sendo usada para medir o sinal de fundo que seria extraído do resultado. Através da irradiação com feixe de alta energia, foi possível entender melhor as características físicas e a teoria envolvida. No entanto, em um estudo complementar, notou-se uma alta resolução espacial, reprodutibilidade, estabilidade e linearidade em relação à dose. (BEDDAR, MACKIE e ATTIX, 1992) (BEDDAR, MACKIE e ATTIX, 1992). Estudos posteriores mostraram que os PSDs podem ser confeccionados com volumes sensíveis suficientemente pequenos para medir com alta resolução regiões de alto

gradiente de dose (BEDDAR, KINSELLA e SIBATA, 2001) (ARCHAMBAULT, BEDDAR, *et al.*, 2007), o que favoreceu a aplicação clínica destes detectores em diferentes situações para medida de dose em uma dimensão (FLÜHS, HEINTZ, *et al.*, 1996), (LIU, SUCHOWERSKA, *et al.*, 2012), (LACROIX, ARCHAMBAULT, *et al.*, 2008) (ARCHAMBAULT, BEDDAR, *et al.*, 2007).

As medidas em duas dimensões usando cintiladores se iniciaram com arrays bidimensionais, neste caso utilizam-se diversos PSDs inseridos em um *phantom* com características equivalentes a água, onde cada detector é conectado a uma fibra ótica e uma câmera é usada para coletar continuamente a luz emitida. O desenvolvimento de tais sistemas apresenta diversos desafios de projeto e fabricação (GUILLOT, GINGRAS, *et al.*, 2013) e a câmera usada para detecção da luz pode ser uma câmera fotográfica com um sensor CMOS (*Complementary metal-oxide semiconductor*) ou CCD (*Charge coupled device*) (BEDDAR e BEAULIEU, 2016). Já a dosimetria 2D com um cintilador líquido foi feita através da detecção da fluorescência com uma câmera digital que possui um sensor CCD e para feixe de fótons de 6 MV. Os resultados obtidos indicam a linearidade em relação a dose e uma baixa dependência com a taxa de dose. (PÖNISCH, ARCHAMBAULT, *et al.*, 2009).

Com a evolução nas técnicas de tratamento de radioterapia, foi explorado o potencial dos cintiladores líquidos e plásticos, para uma análise tridimensional das distribuições de dose. O cintilador líquido volumétrico (BC- 531) foi estudado para a dosimetria 3D em tempo real exposto a um feixe de prótons de 120 MeV e com intensidade modulada, utilizando uma câmera com sensor CCD para detecção. (BEDDAR, ARCHAMBAULT, *et al.*, 2009), obtido um perfil de luz desfocado em relação ao perfil real e com resolução espacial limitada. Para o cintilador plástico volumétrico (BC- 408), com imagens sendo coletadas por uma câmera digital com sensor CCD e para feixes de bremsstrahlung (6- 21 MV), elétrons (6-21 MeV) e prótons (68 MeV) (KROLL, PAWELKE e KARSCH, 2013), apresentou-se um método de dosimetria promissor que pode produzir detectores versáteis, capaz de reconstruir distribuições 3D de dose em poucos minutos, porém necessita que seja depositada uma dose de pelo menos 50 mGy, sendo um sistema portátil e resistente à doses da ordem de kGy. E com uma câmera pleonóptica foi possível adquirir uma resolução espacial de milímetros em uma dosimetria volumétrica desde que não ocorra movimentação do sistema, foi possível também adquirir a distribuição de dose em função do

tempo, permitindo a validação da transmissão de radiação estática e dinâmica com fótons, elétrons e íons mais pesados. (GOULET, RILLING, *et al.*, 2014)

Recentemente, foi realizada uma dosimetria por cintilação volumétrica em tempo real, usando um cintilador plástico (BC-400 e EJ-260) ou líquido (BC-531) exposto a um feixe fótons para o tratamento para radioterapia de 6 MV, a luz emitida foi coletada com uma máquina fotográfica de alta resolução (BEDDAR, 2015). Com essas novas possibilidades de dosimetria, os interesses foram crescentes com o desenvolvimento de novas aplicações para garantia do controle de qualidade em um campo pequeno, para dosimetria com prótons e *in vivo* (BEDDAR e BEAULIEU, 2016). Mais recentemente foi utilizado um cintilador plástico (BC-408) e uma câmera digital comum para garantir a qualidade de feixes de prótons de 60 MeV, e assim foi possível mensurar a linearidade de dose, reprodutibilidade, variação na luz de cintilação com o feixe de prótons e com a taxa de dose (ALMURAYSHID, HELO, *et al.*, 2017).

Com esses estudos citados, evidencia-se a potencialidade do uso da dosimetria por cintilação, o que motiva o presente trabalho, sendo seu principal objetivo a montagem de um sistema de dosimetria por cintilação, utilizando um dosímetro cintilador de baixo custo e um método de detecção rápido e também acessível financeiramente. Devido ao recente progresso na eficácia da coleta de dados com uma câmera digital profissional, optou-se por utilizar uma câmera digital profissional com sensor CMOS, e considerando a dificuldade em realizar a compra de material cintilador no Brasil, por não haver representação comercial das principais empresas de cintiladores no mercado interno, optou-se por desenvolver um material cintilador a base de antraceno.

2. Fundamentos teóricos

2.1. Cintilação

A cintilação é um processo físico caracterizado pela emissão de luz visível após a absorção de energia pelo material cintilador, sendo uma das possíveis fontes de energia a interação com a radiação ionizante. Existem três tipos de materiais cintiladores, os inorgânicos, organometálico e orgânico. (BEDDAR e BEAULIEU, 2016)

Os materiais inorgânicos são dependentes do estado de energia, definidos pela rede cristalina do material, pois os elétrons têm disponibilidade para ocupar somente bandas discretas de energia. Em sua estrutura, possuem uma banda de valência, região representativa dos elétrons que estão ligados ao sítio da rede cristalina, e uma banda de condução, onde os elétrons possuem energia para migrar livremente através do cristal e a região intermediária é chamada de banda proibida, nesse local os elétrons não deveriam ser encontrados (BIRKS, 1964). Desse modo quando o cintilador inorgânico recebe energia suficiente de radiação, os elétrons do material ocupam os níveis de energia criados pela presença do ativador, e quando ocorre a desexcitação retornam aos níveis de valência, esses elétrons acabam emitindo fótons, devido à diferença de energia entre níveis, que serão propagados na estrutura cristalina. (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013), os cristais inorgânicos geralmente oferecem dois sinais de luminescências que podem ser usados para a dosimetria, sendo a luminescência opticamente estimulada (OSL) e a radioluminescência instantânea (RL). O sinal RL é apresentado durante a irradiação, enquanto o sinal OSL é gerado em qualquer momento depois da irradiação estimulada com uma fonte de luz externa. (BEDDAR e BEAULIEU, 2016)

No caso dos cintiladores orgânicos os dois materiais mais importantes são o estilbeno e o antraceno. Um cintilador orgânico possui níveis de energia característicos (S_1 , S_2 , $S_3...$) e subníveis com pequenas diferenças de energia entre eles, aproximadamente 0,15 eV, que são representados pelo segundo subíndice (S_{00} , S_{01} , $S_{02}...$). Um cintilador orgânico pode sofrer três tipos de processos quando está interagindo com uma radiação ionizante, dois deles são observados em estado de singlete que são: absorção e a fluorescência. A absorção é a

interação da radiação ionizante incidente com a molécula, fazendo com que ocorra, como o próprio nome diz, a absorção de parte desta radiação, ocasionando a mudança de um elétron do estado fundamental (S_{00} , S_{01} , S_{02} ...) para o estado excitado ($S_1, S_2, S_3, \dots$). Já o processo de fluorescência consiste na alteração do nível energético de um elétron que se encontra no estado excitado, e nessa transição ocorre a emissão de luz visível. (BEDDAR e BEAULIEU, 2016) (KNOLL, 1999)

No estado tripleto a molécula só pode sofrer o processo de fosforescência, no qual ocorre uma transição de elétrons da banda de absorção do estado singleto para o primeiro estado do tripleto (T_1), depois dessa transição, a molécula desexcita para o primeiro nível vibracional (S_0) emitindo um fóton visível. O elétron pode também voltar de T_1 para S_1 , caso a diferença entre os dois nível seja pequena e o nível T_1 possua uma tempo de vida suficiente para permitir a transição. Então, essa transição descrita pode produzir o que é chamado de fosforescência, com o mesmo espectro que a fluorescência, mas acontecendo por um período maior de tempo (10^{-6} s ou mais). Na figura 1 observamos esses fenômenos. (BEAULIEU e BEDDAR, 2016) (KNOLL, 1999)

Figura 1: Nível de energia para moléculas orgânicas, adaptado de: (KNOLL, 1999)

O comportamento do espectro de emissão de um material cintilador é usualmente avaliado através da medida de sua radioluminescência. A radioluminescência consiste em incidir fótons em uma amostra com um raio-X e a luz emitida, é coletada e analisada usando um espectrômetro de fibra ótica, dessa maneira, é possível mensurar o espectro de emissão de luz da amostra. (GUIDELLI, BAFFA e CLARKE, 2015)

2.2. Sistemas de detecção da cintilação

Para a detecção da cintilação, o primeiro detector utilizado em 1903, foi proposto por William Crookes, e é chamado de espintariscópio (figura 2), este equipamento, constituído por uma tela de sulfeto de zinco (ZnS), produzia uma quantidade de luz visível quando atingido por partículas alfa. (CROOKES, 1903) (KOLAR e DEN HOLLANDER, 2004).

Figura 2: Desenho ilustrativo de um espintariscópio, com 5 cm. A. fonte-Ra, B. visor ZnS, C. vidro de magnificação, fonte: (KOLAR e DEN HOLLANDER, 2004) (MARSY, 1904)

Posteriormente, muitos estudos foram realizados para quantificar a emissão de luz visível de um material cintilador com fibra ótica, sendo um dos mais importantes, a utilização de dosímetros cintiladores plásticos, que respondem à radiação de forma equivalente à água, mensurando a dose em tempo real. (ARCHAMBAULT, BEDDAR, *et al.*, 2005) (HYER, FISHER e HINTENLANG, 2009) A fibra ótica (figura 3) é constituída de um núcleo de plástico transparente, revestido por um material que pode ser o metacrilato de polimetil (PMMA); poliestireno (PS); policarbonato (PC); CYTOP, um polímero refinado amorfo; sílica de núcleo duro (HCS) ou sílica revestida de plástico (PCVS) (ZUBIA e ARRUE, 2000).

Ela é usada como guia de luz, para transmitir sinais luminosos, suas vantagens são a alta resolução espacial, flexibilidade e capacidades de monitoramento em tempo real, sendo essa a forma mais usada para uma dosimetria de uma dimensão. (BEDDAR e BEAULIEU, 2016)

Para a leitura do sinal obtido com a fibra óptica é utilizado uma fotomultiplicadora, descoberta em 1941, seu princípio básico de funcionamento é a absorção de raios gama causada pela emissão de vários fótons de luz proveniente do material cintilador, que podem atingir o fotocátodo, o fóton que atinge o cátodo excita o fotoelétron, este que é acelerado através de um campo elétrico, sendo guiado para atingir um dinodo, que tem capacidade de ejetar mais elétrons, esses elétrons são guiados para o próximo dinodo, ocorrendo a criação de mais partículas, realizando assim, um efeito em cascata de elétrons (figura 4), de maneira sucessiva, isto é cessado quando eles são coletados no anodo, ocasionando uma corrente de saída que é usada para produzir um pulso de voltagem. (SHULTIS e FAW, 2007)

Figura 3: Estrutura de uma fibra óptica, adaptado de (BEAULIEU e BEDDAR, 2016)

Figura 4: Princípio de funcionamento de uma fotomultiplicadora, adaptado de: (SHULTIS e FAW, 2007)

Atualmente, muitos pesquisadores estudam o uso das câmeras fotográficas com sensor *CCD (charge coupled devices)* e *CMOS (complementary metal-oxide semiconductor)*, para a detecção da cintilação, devido a vantagem de que não requerem uma fonte de alimentação de alta tensão que é suscetível à derivação, possuir um menor custo e a aquisição podendo ser controlada por computador. (LACROIX, ARCHAMBAULT, *et al.*, 2008) Além de possuírem capacidade de fornecer uma imagem com um filtro de cor RGB (matriz Bayer) ou monocromático.

Muitos trabalhos utilizam uma câmera fotográfica para a detecção da cintilação, e por isso, as características fundamentais e seu funcionamento serão descritas a seguir.

2.2.1. Sensores da câmera fotográfica e filtro de cor

Uma máquina fotográfica pode apresentar um dos dois tipos de sensores, sendo sensor CCD ou CMOS. Os sensores CCD são baseados em processo de específico de fabricação, seu princípio de funcionamento é baseado na conversão de luz em cargas elétricas, eles são constituídos por vários fotodiodos. O número de cargas elétricas armazenadas é uma função linear da quantidade de luz incidente sobre o pixel, ou seja, o número de cargas é diretamente proporcional ao fluxo de luz incidente sobre o pixel. Um dispositivo com sensor CCD, têm seus pixels analisados por linha, assim as linhas inferiores transferem sua carga elétrica para um sistema que as contabiliza e associa um número a cada pixel da imagem (figura 5). De modo sucessivo, até todos os pixels serem analisados, em seguida, ocorre uma amplificação do sinal e um conversor analógico-digital transforma as informações analógicas em sequência de números binários, sendo a formação de cor dependente desse número atribuído. (JÚNIOR, 2007)

Figura 5: Arquitetura de sensores com a matriz de pixel mostrada em duas dimensões de um sensor CCD, adaptado de: (OHTA, 2008)

Já o sensor CMOS geralmente consiste em uma área de imagem, que possui em uma matriz de pixels, verticais e horizontais e os circuitos de leitura (figura 6).

Figura 6: Arquitetura de sensores com a matriz de pixel mostrada em duas dimensões de um sensor CMOS, adaptado de: (OHTA, 2008)

A área de imagem é uma matriz bidimensional e cada pixel contém um fotodetector e alguns transistores, o circuito de acesso é utilizado para acessar cada um pixel e ler o seu valor de sinal, pois cada pixel de um sensor CMOS contém eletrônicos de conversão. Normalmente, um scanner ou registro de deslocamento é usado para o propósito, e um decodificador é usado para acessar pixels de forma aleatória. (OHTA, 2008) (AXIS COMMUNICATION, 2010)

Para a formação de cores em uma imagem, a matriz de Bayer é utilizada em um sensor CCD, utilizando o método de cor RGB (*red, green and blue*), onde possui linhas vermelhas-verdes e azul-verde, é feito desse modo, pois o olho humano é mais sensível para a cor verde do que para outras cores, assim é possível detectar mais detalhes em uma imagem do que se a matriz fosse feita em proporção igual, portanto a formatação dessa matriz é constituída com o dobro de pixels verde quando comparado com o vermelho ou azul. (JÚNIOR, 2007)

Figura 7: Representação da matriz de Bayer, fonte: (JÚNIOR, 2007)

Já no sensor CMOS, podem ser utilizadas três tipos de estruturas para a formação de cores, como pode ser visto abaixo:

Figura 8: Formação de cores em um sensor CMOS, (a) filtro de cor on-chip, (b) três sensores de imagem, (c) três fontes de luz, adaptado de: (OHTA, 2008)

Sendo que o método de filtro de cor on-chip, é o filtro Bayer, discutido anteriormente, e com as mesmas características do sensor CCD. No método de três sensores de imagem, são utilizados três sensores CMOS que não possuem as cores vermelho, verde e azul, a vantagem desse método é a fidelidade de cores, porém a configuração óptica é complicada e de alto custo. No método de três fontes de luz, é necessário três fontes de luz artificiais (vermelho, verde e azul), com cada fonte iluminando o objeto sequencialmente, o sensor adquire três imagens para as três cores e essas são combinadas, formando uma imagem final, devido a esse processo torna-se mais demorado adquirir uma imagem completa quando comparado com os outros métodos citados.

Uma câmera fotográfica e sensor CMOS, que opera com o filtro Bayer possui sua estrutura simplificada representada pela figura 9, sendo este o método mais utilizado.

Figura 9: Representação do sensor CMOS, adaptado de: (AXIS COMMUNICATION, 2010)

Quando se compara o sensor CMOS e o sensor CCD, encontram-se algumas vantagens no primeiro, uma vez que ele é incorporador amplificador e conversor A/D, possui menor custo de produção, maior função e melhor integração das possibilidades, além de leitura mais rápida, menor consumo de energia e menor tamanho do sistema, porém, essa adição dentro do sensor pode ocasionar um ruído mais estruturado, como listras ou outros padrões. No entanto, nos sensores de imagem CCD, a carga do sinal é transferida simultaneamente, o que proporciona baixo nível de ruído e alto consumo de energia. Além disso, esta transferência de sinal fornece o mesmo tempo de acumulação para cada pixel a qualquer momento. (AXIS COMMUNICATION, 2010) (OHTA, 2008)

O mercado de sensores por muitos anos foi dominado pela fabricação de sensores CCD, porém os sensores CMOS estão compartilhando atualmente esse mercado, sendo utilizados em câmeras de celular, máquinas fotográficas, câmeras de vigilâncias, entre outros. Recentemente, surgiram novas aplicações de sensores de imagem CMOS em biotecnologia e medicina. (OHTA, 2008)

Depois da análise dos pixels do sensor é necessário a escolha do padrão de cores para que a imagem seja formada.

2.2.2. Espaço de cor

Um espaço de cor nada mais é do que um modelo matemático utilizado para descrever cada cor a partir de fórmulas, existem diversos espaços de cor, como: Adobe RGB, Apple RGB e sRGB, etc, todo o espaço de cores é uma organização específica das cores e em combinação com um dispositivo, fazendo com que ocorra a reprodução da representação de cores de uma imagem, alterando assim apenas a faixa de cor que operam.

Como as imagens tiradas em uma câmera fotográfica precisam de um algoritmo matemático para que seja convertido o sinal detectado em um espaço de cor definido, em algumas câmeras fotográficas é possível que operador realize essa escolha. O espaço Adobe RGB possui um espectro de cores amplo, pode ser reproduzido na maioria dos equipamentos de impressão, porém quando esse tipo de imagem é para ser adicionado à internet muitos navegadores não o reconhecem, fazendo com que a imagem apareça borrada. O espaço padrão utilizado em câmeras fotográficas é o sRGB, sua gama de cores é reduzida se comparado com o Adobe RGB (figura 10), mas é o mais utilizado para imprimir diretamente da câmera ou do cartão de memória sem pós-processamento. Desse modo, para definir qual espaço de cor deve-se utilizar, um dos fatores principais na escolha é o destino final de uma imagem. (THOMAS, 2009) (SHEPPARD, 2006)

Figura 10: Espaço de cor representado por pigmentos em um balde, fonte: (SHEPPARD, 2006)

Quando compara-se o Adobe RGB com o sRGB, tem-se de um lado um espaço de cor mais amplo e um mais reduzido, respectivamente, porém quando analisa-se uma imagem, como no caso fotografar o mesmo objeto utilizando diferentes espaços de cor, torna-se difícil a distinção de cores (figura 11). Olhar para uma fotografia e conseguir dizer qual espaço de cor foi utilizado, é realmente difícil. Também foi pesquisado sobre um filme fotográfico quais os profissionais da área preferiam, o de espaço de cor mais limitado (Fujichrome Velvia) ou espaço de cor mais amplo (Fujichrome Astia), e a maioria dos fotógrafos profissionais preferiu Velvia. Portanto, não se trata de uma escolha definida e sim de um gosto pessoal ou de uma necessidade. (SHEPPARD, 2006)

Figura 11: Flor com espaço de cor distintos (a) Adobe RGB, (b) sRGB. Fonte: (SHEPPARD, 2006)

Uma foto está diretamente relacionada à resolução da câmera, sendo este um fator fundamental para uma imagem bem definida e fidedigna à realidade.

2.2.3. Resolução de imagens

A resolução é determinada pelo número de fotodiodos que formam um sensor. Assim está ligado com a qualidade da imagem produzida pela câmera digital, em uma foto digital, a resolução (R) significa o produto do número de pixels na horizontal pelo número de pixels na vertical, por esse motivo o mais comum é encontrar a resolução de uma imagem dada por megapixels. (JÚNIOR, 2007)

Em algumas câmeras existe a disponibilidade de alteração de configurações, tornando-se possível um aumento de sua utilidade e versatilidade, por exemplo, quando trata-se de alterar a abertura do obturador ou a velocidades deste, permitindo fotos em movimento, ou até mesmo a realização de uma foto com um tempo prolongado de exposição.

2.2.4. Sensibilidade (ISO), abertura e velocidade do obturador

Quando se altera os padrões do obturador e sua abertura, controla-se a quantidade de luz que entra na câmera fotográfica e a quantidade de luz necessária é definida pela sensibilidade do meio usado. (THOMAS, 2009)

Quanto menor o ISO mais luz é necessária para que seja detectada, quando se está em um local muito iluminado o indicado é a utilização de uma menor sensibilidade, caso ocorra de estar em um local escuro é necessário utilizar uma ISO alta.

A velocidade do obturador é definida pelo tempo em que o obturador permanece aberto, para que uma foto seja feita, em uma câmera esse tempo pode variar de 1/4000 segundos à 30 segundos. Porém quando aumenta-se o ISO a quantidade de ruído é modificada e desse modo torna-se perceptível a presença de "grãos" na imagem. (NIKON, 2008). A

abertura do obturador é dada por uma sigla f/x , onde f representa a distância focal da objetiva, este que será dividido por um valor, com isso, adquire-se o tamanho exato do diâmetro da abertura da lente.

Em câmeras fotográficas profissionais, é possível observar essa informação quando aplica-se mais ou menos zoom, portanto o número que divide a distância focal da objetiva é variado, adequando-se às necessidades do utilizador, por exemplo com uma objetiva de 24mm, teremos que o diâmetro da abertura em $f/4.5$ será de 5,3mm

Por fim, a escolha de um formato de imagem é fundamental, sendo levado em conta o que é o ideal para ocasião, caso não precise de uma foto com alta resolução ou se deseja ter uma imagem mais real possível. A necessidade do operador definirá qual formato de imagem é o mais adequado.

2.2.5. Formatos de imagem

Existem diversos formatos de imagens, como do JPEG, TIFF e RAW, que podem ser usados em uma câmera fotográfica. Quando uma imagem é salva no formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) ocorre conversões, realizando perdas na imagem, fazendo com que ocorra uma corrupção irreversível, tornando assim uma imagem de baixo tamanho, desse modo pode-se armazenar diversas imagens em um espaço reduzido, sua resolução por pixel é de 8 bits e por esses motivos (WELL, MORGAN, *et al.*, 2013), tornou-se o formato mais utilizado em celulares e câmeras fotográficas.

O formato TIFF (*Tagged Image File Format*) é um formato muito utilizado entre os profissionais, é bom para edição e impressão, porém os arquivos são bem maiores e mais pesados, quando comparados com o JPEG, além disso, podem ter compressão ou não, e apresentar 8 bits ou mais. (WOOTTON, SPRINGALL e POLAK, 1995)

O formato que não sofre nenhum tipo de compressão, interpolação ou perda de informações é o RAW, que possui sua tradução como "cru", oferece uma imagem de alta qualidade e maior profundidade de cores, quando uma foto é gerada neste formato, a câmera não altera a informação específica de cada pixel, mantendo todos os valores intactos gravando assim cada canal (verde, azul e vermelho) que são os pixels sensíveis do sensor, pode

apresentar 8,12 ou 16 bits. Esse formato possui extensão .NEF em câmeras Nikon, na Canon por exemplo, a extensão é .CRW ou .CR2, (CROSS, 2008) a utilização deste arquivo possui muitos benefícios, porém não há um formato padrão para os arquivos RAW, pois dependem da estrutura de captação de imagem da câmera fotográfica (HYTTI, 2006), então a informação interna da câmera depende do programa utilizado, alguns softwares não são capazes de ler esse formato, necessitando de conversão para algum dos outros tipos de formato citado, um inconveniente deste formato é o tamanho dos arquivos, podendo tser de 4 a 5 vezes maior do que uma imagem em JPEG.

Quando adquire-se uma câmera fotográfica profissional, o sensor pode ser CCD ou CMOS este é um componente que não pode ser alterado, porém alguns equipamentos mais sofisticados permitem a manipulação de configurações que melhoram e viabilizam seu uso para diversas situações, possibilitando diversas aplicações.

3. Metodologia experimental

O presente trabalho foi realizado através de um arranjo experimental utilizando como sistema de detecção uma câmera digital profissional da marca Nikon, modelo D90. Foram coletadas imagens em formato RAW, visando obter uma imagem fidedigna da situação real, sem pré-processamentos que atrapalhassem as análises realizadas; essas imagens foram adquiridas com 12 bits e resolução de 12,2 MP, correspondente à melhor resolução alcançada com esse modelo de câmera.

A câmera fotográfica profissional permite o controle e alteração de configurações para aquisição de fotos quando selecionado o modo manual. Nesse modo, as funções alteradas foram: desativação do *flash* e do controle automático da sensibilidade (ISO), sendo alterado para o controle manual, onde selecionou a sensibilidade máxima da câmera ou menor sensibilidade, 6400 (Hi 1.0) e 200, respectivamente, abertura do obturador fixada em f/4.5, utilizando uma lente de 24mm, portanto contendo uma abertura de 5,3 mm, a velocidade do obturador foi variada, com possibilidade de tempos de aquisição de 1/4000 a 30 segundos, o espaço de cor usado foi o sRGB e todas as imagens foram salvas diretamente no computador com o auxílio do programa Control My Nikon 5.3, esse software permite alterar os padrões da câmera e tirar as fotos diretamente pelo computador, conectado à câmera por um cabo USB (*Universal Serial Bus*).

As imagens coletadas em formato RAW, com a câmera Nikon D90, possuem extensão .NEF, esse formato possui um padrão específico para cada modelo, sendo assim alguns softwares não conseguem abrir essas fotos, necessitando de uma conversão. (KONNIK, MANYKIN e STARIKOV, 2010) (ALMURAYSHID, HELO, *et al.*, 2017). O software de código-fonte aberto dcrw.c foi utilizado para essa conversão (COFFIN'S, 2010), este possui mais de 6500 câmeras cadastradas, incluindo o equipamento utilizado nesse trabalho. Ao realizar a conversão de RAW para TIFF, o software corrige a imagem final pela resposta de cada sensor pertencente à matriz de detecção, de forma a corrigir influências nos valores finais de intensidade que sejam oriundos de diferenças na resposta dos detectores e não em variações reais na imagem adquirida, isso é alcançado por uma interpolação adaptativa direcionada para homogeneidade (AHD) dos dados, desse modo a imagem é linearizada e o valor do sinal é proporcional ao sinal de luz detectado. A conversão é realizada levando em

consideração o padrão do filtro de cor Bayer da câmera (KONNIK, MANYKIN e STARIKOV, 2010). Os comandos aplicados foram “-4 -T filename.nef”, sendo que o -4 é utilizado para a linearização em 16bits, o -T reescreve o arquivo em formato TIFF e o filename.nef corresponde ao nome do arquivo em formato RAW a ser convertido.

Desse modo, tornou-se possível a conversão sem compressão em .TIFF, formato este que representa uma alta qualidade, não ocorrendo nenhum tipo de degradação da imagem, seu tamanho é elevado e viabiliza a utilização no Matlab (Mathworks Inc.), que foi *software* utilizado para o processamento final das imagens. A tabela 1 apresenta uma síntese dos parâmetros selecionados na máquina digital e obtidos no pré-processamento das imagens adquiridas.

Após esse processo, no programa Matlab, ao carregar uma imagem, uma matriz com três parâmetros fundamentais é obtida, sendo o número de linhas, colunas e por último os três canais responsáveis pela composição da imagem, RGB (vermelho, verde e azul), isso permite a análise dos dados adquiridos apenas no canal de cor de interesse, no caso das imagens de cintilação, o canal azul foi analisado. Além disso, um filtro mediana com matriz de 2x2 pixels foi aplicado para suavização dos ruídos.

Tabela 1: Parâmetros selecionados na máquina digital para a aquisição das imagens e dados das imagens pré-processadas que foram utilizados durante a realização deste estudo.

Marca	Nikon
Modelo	D90
Modo de operação	Manual (M)
Sensibilidade(ISO)	Função automática desativada, selecionada Hi 1.0 (6400) ou 200
Lente usada	24 mm
Abertura do obturador	f/4.5
Velocidade do obturador	Função variável de 1/4000 a 30 segundos
Formato de imagem coletada	RAW
Formato de imagem fornecida pela câmera	.NEF
Profundidade de bits da imagem adquirida	12 bits
Espaço de cor	sRGB
Resolução da imagem	12,2MP
Programa de conversão da imagem RAW	Dcraw.c
Formato da imagem convertida	TIFF
Profundidade de bits da imagem convertida	16 bits

3.1. Caracterização da câmera fotográfica

3.1.1. Avaliação da linearidade de resposta dos sensores

Os sensores da câmera fotográfica apresentam uma característica única de resposta e podem influenciar o resultado final de quantificações realizadas com ela. Portanto, para avaliar a linearidade de resposta da câmera, o ruído associado às imagens e distinguir a resposta de sensibilidades, foram coletadas diversas fotos para um emissor puntiforme e variando o tempo de aquisição de cada uma delas. Para isso, foi utilizado um LED azul. Embora o LED não emita luz de maneira monocromática o olho humano percebe como sendo e (SCHUBERT, 2006) a resposta da câmera foi caracterizada.

O LED foi ligado em série com um resistor de $1k\Omega$, foram realizadas uma série de medidas com diferentes distâncias da lente da câmera até o invólucro do LED, variando de 40 cm à 100 cm, com o objetivo de alterar a intensidade luminosa a ser detectada pela câmera. A voltagem utilizada para alimentação do emissor de luz foi de 2,1V. A câmera digital estava configurada seguindo a tabela 1, com sensibilidade selecionada em 6400 e os tempos de aquisição utilizados variou de 0,01 a 30 segundos, ela foi alinhada frontalmente ao LED como indica o arranjo experimental da figura 12. Para essa caracterização, apagou-se as luzes da sala que foi usada para coleta de dados e vedou-se as janelas com cartolina e pano preto, a fim de evitar a entrada de luz externa.

As imagens foram analisadas usando o software MatLab, após as devidas conversões já descritas, na análise de dados o canal selecionado foi o azul e uma mesma região de interesse (ROI) manualmente, excluindo as bordas e selecionada para todas as fotos, sendo o valor médio e o desvio padrão das intensidades analisado.

O LED azul foi escolhido, pois o antraceno possui emissão no comprimento de onda do azul e também no verde, como só visualizamos a emissão no azul esse foi o principal emissor de luz avaliado.

Figura 12: Esquema experimental para o sistema de detecção da luminosidade do LED

3.1.2. Influência da sensibilidade (ISO) nos dados adquiridos

Para caracterizar a diferença de resposta encontrada na detecção da câmera digital quando sua sensibilidade é alterada, foram adquiridas duas séries de imagens para diferentes tempos de exposição variando de 0,01 a 30 segundos, utilizando um LED azul, posicionado a 60 cm da lente da câmera, seguindo o mesmo setup descrito para o item anterior (figura 12) e variando apenas a sensibilidade selecionada na câmera (6400 ou 200). O LED foi alimentado com 2,2 V e conectado em série com um resistor de 1 k Ω .

Os dados foram analisados no Matlab e uma mesma ROI foi selecionada para análise das imagens adquiridas com as duas configurações. Novamente, o valor médio e o desvio padrão dos pixels dentro da ROI foram avaliados. .

Para a análise da influência da sensibilidade no ruído de fundo das fotos adquiridas, foram utilizadas as imagens adquiridas com tempo de aquisição de 30 segundos nas duas sensibilidades, a uma distância de 60 cm entre o LED e a câmera. Essas imagens foram analisadas com o software Matlab no canal azul, através da análise do perfil médio de intensidade entre 350 linhas na região do fundo da imagem onde o LED não estava presente.

3.1.3. Influência de aquisições múltiplas de imagens no sinal de intensidade integrado

Para um LED verde com tensão aplicada de 1,7 V, conectado a um resistor de 1 k Ω , posicionado a 50 cm da câmera seguindo o mesmo setup da figura 12 e com a câmera configurada do mesmo modo que anteriormente citado (tabela 1) foram avaliadas as diferenças nas intensidades finais adquiridas em uma faixa de tempos de exposição adquiridos de uma só vez, em comparação aos dados adquiridos com exposições múltiplas de 2 segundos ou de 5 segundos. Nessa configuração para captura múltipla a câmera coleta nove fotos com tempo de exposição determinados. No caso, foram selecionados 2 s e 5 s. Após a conversão dessas fotos, quando foram analisadas no Matlab as fotos adquiridas de uma só vez foram analisadas individualmente e as imagens adquiridas com a captura múltiplas, foram somadas matricialmente para comparação. Como neste experimento foi utilizado o LED verde, o canal selecionado no Matlab para análise das imagens foi o verde.

3.1.4. Ruído

Apresenta-se a análise de ruído com um sistema fechado, sem nenhuma amostra posicionada e com a luz ambiente apagada, o tempo de aquisição determinado em 30 segundos e variando a sensibilidade (ISO 200 ou ISO 6400). Com o dado adquirido, foi selecionada uma região de interesse na imagem, a mesma usada para todos os casos, feito isso, aplicou-se um filtro mediana, o canal selecionado para a análise do ruído foi o azul e realizamos uma média dos pontos contidos nessa ROI, dessa maneira adquirimos os perfis traçados correspondem a uma média da região analisada.

3.2. Escolha do material cintilador

O principal requisito do material cintilador para compor a amostra a ser desenvolvida, é apresentar uma alta cintilação, para que a intensidade do sinal emitido seja suficientemente grande para ser coletada com a câmera fotográfica. Considerando que todos os cintiladores produzidos comercialmente apresentam o antraceno como a referência para a intensidade de emissão e, uma vez que esse material apresenta a maior cintilação entre todos os cintiladores orgânicos (LEO, 1994), partimos do antraceno para o cintilador a ser desenvolvido nesse trabalho.

O antraceno é um hidrocarboneto policíclico aromático (HPA), caracterizado por possuir três anéis de benzeno e ser constituída uma estrutura de carbono e hidrogênio, desse modo, sua fórmula molecular é $C_{14}H_{10}$ e sua fórmula estrutural é dada por:

Figura 13: Fórmula estrutural do antraceno, adaptado de: (CAREY, 2009)

O antraceno é produzido através da destilação seca do alcatrão da hulha com altas temperaturas (entre 300°C e 400°C). Para obter 20 mil toneladas de antraceno são necessários aproximadamente 150 mil toneladas de matéria-prima, (STADELHOFFER e FRANCK, 1988), tornando-se um material de fabricação muito específica.

O antraceno apresenta o comprimento de onda de emissão máximo em 447 nm, com constante de decaimento de 30 ns, possui um índice de refração de 1,62, uma densidade de 1,25 g/cm³, é pouco solúvel em água (KNOLL, 1999) e é um composto apolar (MACARULLA e GOÑI, 1993). Devido à toxicidade do antraceno, cuidados especiais são requeridos durante o seu manuseio e estão descritos no Apêndice A. O antraceno utilizado neste trabalho foi produzido pela Dinâmica Química com 99,0% de pureza e a verificação inicial de sua cintilação foi feita através da aquisição de um espectro de radioluminescência de seu pó cristalino puro. O equipamento usado para esta finalidade (figura 14), emprega um tubo de raios-X Magnum Moxtek (MOXTEK, 2014) e opera com 48 kVp e 0,2 mA, apresentando energia efetiva de 8,3 keV e camada semi-redutora (CSR) de 0,1 mmAl, foi desenvolvido pelo laboratório de biomagnetismo do Departamento de Física da FFCLRP (GUIDELLI, BAFFA e CLARKE, 2015) (FRANÇA, 2018)

Figura 14: Montagem experimental para medida da radioluminescência.

A cintilação de cristais de antraceno puros é complexa de se quantificar devido a sua anisotropia de emissão, o que faz com que diferentes intensidades de emissão possam ser detectadas quando um feixe de radiação incide nesse cristal, dependendo da orientação dos cristais (BEDDAR e BEAULIEU, 2016). Para diminuir esta influência nas medidas a serem realizadas, a diluição do antraceno em um solvente adequado foi realizada.

Devido à apolaridade do antraceno, um solvente apolar deveria ser utilizado. Alguns solventes foram testados durante esse processo, como a acetona, benzeno, tolueno, clorofórmio, formaldeído, dicloroetano e diclorometano, em todos esses compostos ocorreram a completa dissolução do cintiladores, porém para a maioria das soluções a cintilação foi suprimida e isso pode ser atribuído a formação de dímeros, ou seja, um agrupamento de várias moléculas de antraceno que ocasionam uma mudança no espectro de absorção e emissão. (CHANDROSS, FERGUSON e MCRAE, 1966), e neste caso provocaram uma diminuição da intensidade de emissão.

O uso do benzeno foi descartado devido ao seu alto grau de toxicidade. O dicloroetano e o diclorometano foram os solventes que apresentavam uma dissolução rápida e a cintilação não foi cessada, vale destacar que esses materiais também são tóxicos e necessitam de

cuidados com o manuseio. Uma vez alcançada a dissolução necessária do antraceno, havia a possibilidade de utilizá-lo diretamente na forma líquida ou de tentar a sua plastificação com o uso de um polímero. Em busca de um material de prático manuseio, optou-se pelo desenvolvimento do cintilador plástico.

3.2.1. Cintilador plástico

Para a produção do dosímetro cintilador plástico, foi utilizado antraceno dissolvido em cloreto de metileno ou diclorometano (CH_2Cl_2) também da marca Dinâmica Química. Este material é um solvente amplamente utilizado, trata-se de um material líquido incolor e tóxico com ponto de fusão em 97°C e ponto de ebulição de $39,8^\circ\text{C}$ - 40°C , sendo, portanto volátil, o que exige cuidados durante o seu manuseio (vide Apêndice B).

A preparação do cintilador plástico foi feita em um béquer, com a adição de 9 ml de diclorometano e 0,1355 g de antraceno, esta solução foi colocada em agitação em um agitador magnético e quando o soluto estava completamente diluído, se adicionou 1,461 g de poliestireno, a agitação foi mantida até sua completa incorporação à amostra. Em seguida, o conteúdo foi despejado em um recipiente cilíndrico de plástico de 80 ml e com 5,3 cm de diâmetro, foi necessário aguardar três dias até que a amostra ficasse rígida e pudesse ser removida do frasco. O objetivo final dessa metodologia seria a confecção de uma amostra plástica transparente e de espessura milimétrica, para que a sua cintilação pudesse ser completamente detectada em um setup de dosimetria por transmissão (figura 15). A espessura milimétrica do cintilador seria alcançada com o controle da quantidade de mistura adicionada ao recipiente, no entanto, neste primeiro momento ainda estávamos testando a viabilidade da produção do plástico, sem controle de sua espessura.

Figura 15: Cintilador plástico

Para avaliar a resposta dosimétrica do material produzido, foram coletadas imagens de sua cintilação para diferentes taxas de dose da radiação incidente. Para a coleta de dados, utilizou um sistema aberto, representado pela figura 16, no qual o material foi submetido a um feixe de fótons com 160 kV e 10 mA, energia efetiva de 42 keV com camada semi-redutora de 5 mmAl, o tubo de raios-X utilizado apresenta um filtro de 2 mmAl + 0,8 mmBe. Foi necessária a utilização de um espelho angulado em 45° para direcionar os raios de luz da cintilação para a câmera fotográfica, pois se esta fosse posicionada alinhada ao feixe do raio-X, poderia sofrer danos em seus componentes eletrônicos. O espelho utilizado tinha dimensões de 12,2 x 7,1 x 0,3 cm³, que correspondem respectivamente à sua largura, altura e espessura.

Foram coletadas imagens da intensidade da emissão de luz do cintilador para os tempos de aquisição variando de 1 a 30 segundos, para várias distâncias do foco do tubo de raios-X até a amostra, o que permitiu se realizar irradiações com diferentes taxas de dose (6,5 Gy/min, 4,63 Gy/min, 3,80 Gy/min, 2,92 Gy/min, e 2,49 Gy/min). Para a análise desses dados, uma ROI foi selecionada sobre a região da cintilação da amostra e a mesma região foi avaliada em todos os dados adquiridos, o valor de intensidade média e seu respectivo desvio padrão foram calculados.

Figura 16: Desenho esquemático da coleta de dados para o cintilador plástico

Com a aquisição desses primeiros dados para a medida da cintilação, notou-se que, devido à baixa intensidade do sinal a ser coletado, a aquisição de imagens com o setup aberto (figura 16) poderia ser muito influenciada por outras fontes de luz ambiente, por menor que elas fossem dessa forma houve a motivação por desenvolver um sistema fechado que possibilitasse o posicionamento das amostras para irradiação e que direcionasse o feixe de luz resultante da cintilação para a câmera detectora sem que fótons de luz ambiente fossem detectados simultaneamente.

3.2.2. Avaliação do sistema de detecção de cintilação para um cintilador plástico comercial

Para avaliar o desempenho do sistema de detecção de cintilação proposto, um cintilador plástico comercial teve sua cintilação medida por ele. O cintilador plástico BC-400 foi utilizado, ele é fabricado pela Sain-Gobain Ceramics & Plastics e a amostra analisada

possui dimensões de 6,2 x 5,7 x 1,6 cm³, que correspondem a sua altura, largura e profundidade, respectivamente (figura 18- a). Suas principais características são apresentadas na tabela 3 e seu espectro de radioluminescência pode ser observado na figura 18-b.

Tabela 2: Característica do cintilador comercial (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &, 2016) (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &, 2001)

Luz de saída comparada ao antraceno	65%
Comprimento de onda máximo de emissão	423nm
Constante de decaimento	2,4ns
Índice de refração	1,032
Ponto de fusão	70°C
Densidade	1,032 g/ml
Matriz polimérica	poliviniltolueno

(a)

(b)

Figura 17: (a) Foto do cintilador BC-400; (b) Espectro de emissão do cintilador BC-400, fonte: (PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &, 2016)

A avaliação da resposta deste cintilador foi feita com o sistema de detecção montado, usando as configurações descritas na tabela 1 e variando a taxa de dose da radiação aplicada, foram usados feixes com 12,26; 3,5 e 1,63 Gy/min no tubo de raios X com a configuração padrão do estudo. Sendo realizado esse estudo para validação dos resultados encontrados.

3.3.1. Cintilador líquido

Para avaliação da cintilação, um sistema fechado ilustrado na figura 17 foi construído seguindo a mesma geometria do sistema aberto. A estrutura em “L” é feita em madeira e possui uma tampa para impedir a entrada de luz externa. Este sistema foi utilizado com o mesmo tubo de raios-X descrito anteriormente, mas adicionou-se um filtro de alumínio de 1 mm na saída do feixe. No entanto, por ser portátil e independente do gerador de radiação usado, seu uso está livre para posicionamento em qualquer outro equipamento. Com a adição do filtro de 1mm de alumínio, a energia efetiva do feixe se altera para 47,7 keV e sua camada semi-redutora para 6,2 mm Al. A distância entre a amostra e tubo de raios-X pode ser variada a depender da medida a ser feita. Já as demais distâncias são fixas, sendo que a amostra é posicionada a 50 cm do centro do espelho, o mesmo espelho descrito no sistema aberto foi usado e também é angulado em 45° em relação ao feixe de luz incidente; já a distância do centro do espelho até a câmera é também de 50 cm. A câmera permanece fixa no suporte e toda a estrutura pode ser parafusada à mesa para evitar possíveis movimentações. A câmera fotográfica é conectada ao computador via USB, possibilitando a operação do software Control My Nikon 5.3 como coletor dos dados e as suas configurações são as mesmas descritas na tabela 1. Durante toda a coleta de dados a estrutura em “L” é mantida devidamente fechada com tampa, para não existir nenhuma interferência da luz externa. Esse sistema tornou-se o padrão e foi utilizado para todas as medidas realizadas a partir daqui, além disso, todas as coletas de dados foram realizadas com a luz ambiente apagada.

Figura 18: Representação da montagem experimental para a coleta de dados do cintilador líquido

O primeiro estudo realizado com o cintilador líquido teve o objetivo de otimizar a concentração de antraceno na solução em busca da melhor resposta dosimétrica. Para isso, três amostras com quantidades distintas de antraceno foram produzidas: 0,0252 g (amostra 1), 0,0614 g (amostra 2) e 0,0818 g (amostra 3), sendo todas dissolvidas em 4ml de diclorometano. Dessa maneira, foram obtidas as concentrações de 0,0063 g/ml, 0,0153 g/ml e 0,02045 g/ml, respectivamente. Para a avaliação da cintilação de cada amostra, elas foram colocadas na cubeta de quartzo, posicionadas no sistema fechado e irradiadas a uma distância de 21,5cm do foco do tubo de raios-X, o que corresponde a uma taxa de dose de 3,5 Gy/min. As imagens foram coletadas com tempo de aquisição de 1 a 30 segundos e a maior sensibilidade da câmera de 6400 foi usada, além das configurações apresentadas na tabela 1.

3.3.2. Caracterização do cintilador líquido com a câmera fotográfica Nikon D90

A caracterização realizada para o cintilador líquido foi realizar uma coleta de dados para uma exposição múltipla na câmera e comparar com os valores obtidos em exposição única, sendo assim, foram coletadas nove fotos de exposição múltipla para os tempos de aquisição de 2 segundos, 5 segundos, 10 segundos e 15 segundos. Todas as medidas foram feitas com taxa de dose de 3,5 Gy/min, com a amostra posicionada a 21,5 cm do foco do raio X.

3.3.3. Avaliação da linearidade de resposta e dependência com a taxa de dose

A dependência de resposta de um dosímetro com relação à taxa de dose da radiação incidente é uma característica importante de ser avaliada, pois pode comprometer a aplicação do dosímetro em futuras medidas. Um dosímetro ideal não deveria apresentar essa dependência. (PODGORŠAK, 2005)

Para o cintilador líquido desenvolvido com concentração de 0,015 g/ml, a sua resposta em cintilação foi avaliada para as taxas de dose de 1,02 Gy/min, 1,63 Gy/min, 3,5 Gy/min e 6,66 Gy/min. Todas as medidas foram feitas com tempos de aquisição de 1 a 300 segundos e com a amostra posicionada em uma cubeta no sistema fechado de aquisição.

3.3.4. Dependência energética

Para avaliar a dependência energética do cintilador líquido é extremamente importante variar a energia do feixe mantendo constante a taxa de dose com que o dosímetro será irradiado, uma vez que ele apresenta uma variação em sua resposta devido à taxa de dose. Essa avaliação foi feita para feixes de kilovoltagem apenas, que foram obtidos pelo mesmo tubo de raios-X empregado ao longo deste trabalho. Para assegurar a manutenção da taxa de dose, o kVp e o mAs do equipamento de raio-X foram variados seguindo uma proporção, (BUSHONG, 2010) dada pela equação abaixo:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2} \quad (1)$$

na qual I_1 e I_2 são as intensidades dos raios X (equivalentes à taxa de dose do feixe), valores com unidades de Gy/min em função do mAs_1 e mAs_2 , pois a quantidade dos raios X é diretamente proporcional ao produto corrente-tempo (mAs). Os valores de tensão e corrente encontrados estão indicados na tabela 2.

Tabela 3: Proporcionalidade de corrente e voltagem para a mesma taxa de dose

Tensão (kVp)	Corrente (mAs)
160	7
140	8,5
120	10,8
100	14,3

Para a irradiação com as diferentes energias definidas pelos valores de kVp da tabela 2, a taxa de dose de 7,03 Gy/min foi mantida no feixe e as imagens de cintilação foram coletadas para os tempos de aquisição de 1 a 30 segundos. O recipiente usado para armazenamento do cintilador foi uma cubeta de vidro, com capacidade de 17,5 ml e com dimensões de 4,7 x 5,3 x 1,2 cm³, que correspondem a sua altura, largura e espessura, respectivamente, e se for desconsiderada a tampa, a altura possui 4,8 cm.

3.3.5. Avaliação da repetitividade e degradação do dosímetro

O estudo de repetitividade é uma ferramenta usada para a garantia da qualidade. A repetitividade refere-se à variabilidade característica do instrumento de medição, e decorre da sua capacidade de fornecer leituras repetidas muito próximas, sob as mesmas condições. (PEDOTT e FOGLIATTO, 2011)

Para avaliação da repetitividade das medidas com o cintilador desenvolvido, verificaram-se os resultados obtidos com a mesma amostra, quando submetida a medidas com o mesmo setup e em dias distintos, averiguando-se a variação dos resultados de cintilação e a variação da coloração da amostra.

Nesse experimento, foi utilizada uma amostra de cintilador líquido com concentração 0,0152 g/ml de antraceno que foi posicionada no sistema fechado e a uma distância 21,5 cm do foco do raio-X (taxa de dose de 3,5 Gy/min). As imagens da cintilação foram adquiridas com os tempos de aquisição variando de 1 a 30 segundos e o experimento foi repetido por 5 dias com a mesma amostra, sendo as todas as irradiações feitas no mesmo horário. Todos os dias, após as irradiações, foram coletadas fotos da amostra para observar a sua coloração.

Como se observou uma variação na coloração da amostra irradiada ao longo dos 5 dias de exposição ao feixe de raios-X, realizou-se a mesma coleta de fotos em 5 dias para uma nova amostra, semelhante à primeira, mas que não foi irradiada neste período.

O período de 5 dias avaliado neste experimento foi idêntico para as coletas de dados com irradiação e sem irradiação, os quatro primeiros dias avaliados foram consecutivos e para o último dia de coleta houve um espaçamento de três dias.

3.4. Medidas em duas dimensões

O uso da câmera digital para aquisição de imagens no sistema dosimétrico desenvolvido nesse estudo permite a expansão da detecção da cintilação para medidas bidimensionais, sendo assim, foram realizadas medidas da distribuição de dose na profundidade e também do comportamento abrupto da radiação com uma coleta de dados com parte do campo de radiação blindado.

3.4.1. Distribuição de dose com a profundidade

Para a medida da distribuição de dose com a profundidade foi utilizada a cubeta de quartzo (dimensões de 5,6 x 1,2 x 1,2 cm³) preenchida com o cintilador líquido com concentração de 0,015 Gy/min. A medida foi feita dentro do sistema fechado desenvolvido com a cubeta foi posicionada no local da amostra, mas na posição horizontal e no centro do feixe de radiação. A distância entre a cubeta e o foco do equipamento de raio-X foi de 9,6 cm,

para todos os casos, a energia do feixe foi variada e a distância mantida a mesma, portanto a taxa de dose em cada caso foi alterada (tabela 4).

Tabela 4: Tensão e corrente aplicadas ao tubo e suas taxa de dose associadas

Tensão e corrente	Taxa de dose (Gy/min)
50 kV e 10 mA	1,94
150 kV e 10 mA	15,59
160 kV e 10 mA	17,58

As imagens foram coletadas pela câmera digital com um tempo de abertura do obturador de 60 segundos e foram analisadas posteriormente com o MatLab.

3.4.2. Efeito da blindagem de parte do campo de radiação

Para avaliar a detecção da redução da dose em regiões blindadas do campo de radiação, utilizou-se uma cubeta de vidro com 17,5 ml e dimensões de 4,5 x 5,3 x 1,2 cm³, preenchida com o cintilador líquido com concentração de 0,015 g/ml e posicionada no sistema fechado desenvolvido. O campo de irradiação foi blindado na região oeste, aproximadamente na metade com 2 mm de chumbo posicionados diretamente na cubeta, seguindo a orientação indicada na figura 19. A amostra foi irradiada a 37 cm de distância do tubo de radiação usado ao longo desse trabalho com o filtro adicional de 1 mm de Al posicionado na saída do feixe, essa distância utilizada resultou em um feixe com taxa de dose de 1,19 Gy/min. A imagem foi adquirida com tempo de aquisição de 30 segundos. O perfil traçado foi obtido através de uma média dos pontos da região selecionada no centro da cubeta.

Figura 19: Imagem ilustrativa da cubeta de 17,5ml blindada na região oeste com 2mmAl

A extensão da região de penumbra foi calculada a partir intensidade máxima adquirida, delimitando as regiões que o valor de intensidade máxima decai para 90% e 20%, a distância entre essas duas intensidades simbolizam a penumbra para cada caso. (KHAN, 2003)

4.Resultados e discussões

4.1. Caracterização da câmera fotográfica

A caracterização da câmera fotográfica é necessária para avaliar a viabilidade de empregar a câmera como o detector quantitativo da cintilação, objetivo deste trabalho. Dessa forma, estudar a resposta da câmera para uma fonte puntiforme permite a avaliação das suas principais características como a linearidade de seus sensores, a variação da resposta para diferentes seleções de sensibilidade e o ruído de fundo.

4.1.1. Resposta da câmera para uma fonte puntiforme

A resposta da câmera digital para a exposição a diferentes intensidades luminosas é apresentada na figura 20.

Figura 20: (a) Curva de intensidade do LED azul com 2,1V para diferentes tempos de aquisição variando a distância, (b) região ampliada da figura 20(a)

Na figura 20 (a), para todos os tempos de exposição coletados durante o experimento, nota-se a saturação de sinal, em uma foto no formato TIFF com 16 bits, o valor máximo de intensidade possível é de 65535 u.a.. Como a saturação ocorreu muito rapidamente, a região de pré-saturação foi apresentada em destaque na figura 20 (b). Observa-se nestas duas figuras que, independentemente da distância usada para coleção dos dados, ocorre a saturação do sinal, porém quando a câmera está mais próxima do diodo emissor de luz está sujeita a uma maior intensidade luminosa, o valor máximo de intensidade é alcançado mais rapidamente, em 0,5 segundos. Já para as distâncias de 80 cm e 100 cm, que correspondem a uma menor intensidade detectada, a saturação ocorre em um tempo maior, 3 segundos, ou seja, a resposta da câmera varia com a intensidade luminosa que ela detecta.

É possível verificar uma região linear para todas as distâncias analisadas (e consequentemente, para todas as intensidades luminosas estudadas), (figura 21) o que pode ser comprovada pelos altos coeficientes de ajuste da reta (R^2) encontrados, sendo todos maiores que 98,2%. Essa linearidade indica uma característica essencial para a quantificação de dados com a câmera, que é a integração do sinal adquirido ao longo do tempo.

Figura 21: Região linear para o LED azul com 2,1V

As intensidades máximas detectadas para cada distância de aquisição (ou intensidade que chega ao detector) são muito próximas (tabela 5), em média o valor máximo

detectado antes da saturação foi de $55790,5 \pm 2021,9$ u.a. e uma variação máxima nas diferentes intensidades luminosas analisadas de 8,06% foi encontrada quando comparamos as respostas obtidas para a distância de 60 cm e 40 cm.

Tabela 5: Intensidade máxima para o gráfico de linearidade

Distância led-câmera (cm)	Intensidade relativa máxima (u.a.)	Desvio médio percentual (%)
40	$53488,5 \pm 11868,9$	14,74
60	$58176,3 \pm 9682,2$	21,75
80	$54951,6 \pm 19220,9$	32,56
100	$56545,4 \pm 11926,4$	28,84

Para todas as distâncias led-câmera estudadas, foi calculado para cada tempo de aquisição o valor percentual do desvio padrão em relação à intensidade medida, posteriormente calculou-se a média desses valores e esses resultados são apresentados na tabela 5 como desvio médio percentual. Observa-se que os valores variam bastante para cada distância de coleta dos dados, e em geral, são maiores para intensidades luminosas menores. No entanto, estes valores podem ter sofrido influência de erros sistemáticos na montagem, como por exemplo, no alinhamento do LED e caso ele não estivesse posicionado frontalmente ao detector a intensidade detectada sofreria grande variação; além disso, a aquisição em ambiente aberto faz com que a presença de qualquer luz ambiente contribua para o aumento do desvio detectado.

4.1.2. Influência da sensibilidade (ISO) nos dados adquiridos

Para a distância de 60 cm entre a fonte luminosa e a câmera, foi avaliada a influência na resposta em intensidade detectada ao se selecionar a sensibilidade máxima e mínima para diversos tempos de aquisição (Figura 22). Quando selecionada a maior sensibilidade observa-se uma saturação da resposta mais rapidamente, em 0,5 segundos, enquanto que, para a curva de menor sensibilidade, a saturação ocorre em 8 segundos, mostrando que com a menor sensibilidade selecionada na câmera, a saturação é mais lenta. No entanto, observa-se que os erros associados à intensidade são aumentados quando se utiliza a menor sensibilidade, devido à intensidade de o sinal adquirido ser menor. Vale ressaltar que a ROI analisada foi a

mesma para as duas imagens adquiridas com sensibilidades diferentes e foi traçada na imagem adquirida com maior sensibilidade (ISO 6400), pois se a ROI fosse traçada a partir da imagem com menor sensibilidade (ISO 200) teríamos um sinal mais elevado para este caso e uma saturação ainda mais precoce para a maior sensibilidade.

Figura 22: Variação da sensibilidade da câmera Nikon D90

Dessa forma, para o caso de detecção de uma intensidade de luz elevada é necessário utilizar da menor sensibilidade na câmera, pois um maior número de fótons de luz irá incidir na câmera, agora quando se trata da detecção de uma intensidade luminosa baixa é necessário adquirir as imagens utilizando a maior sensibilidade para captar a luminosidade incidente.

O perfil de intensidade média analisada na região de fundo das imagens para as duas sensibilidades estudadas são apresentados nas figuras 23 e 24. A região analisada é a mesma para ambas as configurações, a intensidade do ruído para a região com a ISO em 200 é de $8,1 \pm 1,1$ u.a., enquanto que para a ISO 6400 é de $119,5 \pm 18,1$ u.a. Portanto, quando é utilizada a maior sensibilidade da câmera Nikon D90, aumenta-se o ruído da imagem em mais de 14 vezes, por outro lado, a vantagem de utilizar essa configuração na câmera é a de se conseguir captar o sinal de fontes luminosas de baixa intensidade, como é o caso da cintilação.

Figura 23: Perfil do ruído na região em que o LED não está presente para a imagem coletada com sensibilidade 6400.

Figura 24: Perfil do ruído na região em que o LED não está presente para a imagem coletada com sensibilidade em 200.

A importância da escolha da máquina fotográfica é muito relevante nesse caso, pois a maioria das câmeras não possui a função de escolha da sensibilidade, normalmente ela é um parâmetro fixo. Em câmeras digitais profissionais, como é o caso da utilizada nesse trabalho esse parâmetro variável, tornando-se possível uma coleta de imagem em diversas sensibilidades.

4.1.3. Influência de aquisições múltiplas de imagens no sinal de intensidade integrado

Os dados coletados com aquisições múltiplas e os dados coletados em exposição única são apresentados nas tabelas 6 e 7.

Tabela 6: Exposição múltipla de 5 segundos e comparação com exposição única

Tempo de aquisição	Intensidade LED verde	Desvio Padrão	Intensidade LED verde	Desvio Padrão	Intensidade exposição múltipla/ Intensidade exposição única
Segundos	u.a.				
	Exposição única		Exposição múltipla de 5 segundos		
30	65535	0	65535	0	1,00
25	65532,9	12,4	65535	0	1,00
20	65519,6	87,4	65439,2	326,3	0,99
15	65471,1	268,4	65472,3	179,1	1,00
10	65266,9	847,8	63447,5	2906,8	0,97
5	64123.9	2876.5	65149.9	818.2	1.02

Tabela 7: Exposição múltipla de 2 segundos e comparação com exposição única

Tempo de aquisição	Intensidade LED verde	Desvio Padrão	Intensidade LED verde	Desvio Padrão	Intensidade exposição múltipla/ Intensidade exposição única
Segundos	u.a.				
	Exposição única		Exposição múltipla de 2 segundos		
10	63535,1	2699,3	65472,3	179,1	1,03
8	62959,3	3242,0	65133,5	899,0	1,03
6	62058,3	4116,7	64463,7	1534,9	1,03
4	60381,4	5607,2	61123,0	3206,6	1,01
2	56703,4	9059,8	56957,7	9283,1	1,00

Observa-se que as intensidades coletadas com uma exposição múltipla e automática se assemelham muito aos valores adquiridos em uma exposição única. No caso da exposição múltipla de 2 segundos, nota-se uma distinção máxima dos resultados de -3%, enquanto a exposição múltipla de 5 segundos, a diferença máxima é de 3%. Essa verificação pode viabilizar a aquisição de dados em tempos maiores que 30 s, uma vez que esse é o maior período automático para aquisição de dados que pode ser selecionado na máquina digital usada. Aquisições por tempos maiores podem ser realizadas, mas o usuário deve ficar pressionando o botão de aquisição pelo tempo desejado. Portanto para aquisições em tempos maiores que 30 segundos, uma solução seria a aquisição de múltiplas fotos no tempo máximo que a máquina permite exposição automática, que no caso é de 30 segundos, alcançando-se assim exposições máximas de 270 segundos (4,5 minutos).

4.1.4. Ruído

Com o desenvolvimento do sistema fechado foi necessário avaliar o ruído gerado nesse *setup*, sabendo que os componentes eletrônicos da câmera são afetados pela incidência de fótons, foram realizadas dois tipos de medidas, com e sem o raio-X ligado.

Desse modo, com o sistema fechado, sem nenhuma amostra posicionada e com a luz ambiente apagada, foram coletados dados com o tempo de aquisição determinado em 30 segundos e variando a sensibilidade (ISO 200 ou ISO 6400). Com o dado adquirido, foi selecionada uma região de interesse na imagem, a mesma usada para todos os casos, feito isso, aplicou-se um filtro mediana, o canal selecionado para a análise do ruído foi o azul e realizamos uma média dos pontos contidos nessa ROI, dessa maneira adquirimos os perfis traçados correspondem a uma média da região analisada (figura 42 e 43)

Figura 25: Intensidade média do sinal para uma ROI analisada no centro da imagem adquirida, sem o feixe e com sensibilidade ISO 6400

Figura 26: Intensidade média do sinal para uma ROI analisada no centro da imagem adquirida, sem o feixe e com sensibilidade ISO 200.

Com esse dado, observamos que para a sensibilidade de 6400, a intensidade do ruído corresponde a $176,8 \pm 10,6$ u.a., no entanto, para a sensibilidade de 200, a intensidade do ruído corresponde a $7,1 \pm 0,5$ u.a.. Sendo assim, quando comparamos as intensidades do ruído para cada configuração temos um aumento de mais de 25 vezes quando selecionado a sensibilidade de 6400 e o tempo de aquisição de 30 segundos.

Como já dito, a câmera fotográfica quando exposta alinhada ao feixe de fótons pode ocasionar danos aos componentes eletrônicos, porém quando está apenas próximo ao feixe o ruído sofre variações, desse modo, temos os dados seguindo as mesmas configurações realizadas na análise anterior, mas com o equipamento de raio-X ligado.

Figura 27: Intensidade média do sinal para uma ROI analisada no centro da imagem adquirida, com o feixe e com sensibilidade ISO 6400.

Figura 28: Intensidade média do sinal para uma ROI analisada no centro da imagem adquirida, com o feixe e com sensibilidade ISO 200

Nessa situação, temos uma intensidade média do ruído para a ISO 6400 em $326,7 \pm 40,2$ u.a., e para a ISO-200 a intensidade média assume o valor de $9,2 \pm 1,9$ u.a., representando assim um incremento de mais de 35 vezes na sensibilidade maior em relação à menor, ao invés do aumento de 25 vezes quando o feixe estava desligado. Agora, quando são comparados as situações com e sem o feixe de fótons em ambos os casos temos um aumento da intensidade média do ruído na presença do feixe de raio-X, a variação para a ISO-6400 é um aumento de 1,85 vezes, enquanto na ISO-200 ocorre um aumento de 1,31 vezes.

4.2. Escolha do material cintilador

Como descrito, o material cintilador base utilizado neste trabalho foi o antraceno. A verificação inicial da cintilação do químico utilizado neste trabalho foi realizada com a medida de seu espectro de radioluminescência (figura 25(a)). Nota-se um pico principal com intensidade máxima em 444,01 nm com intensidade máxima de 1621 contagens, esse comprimento de onda que se encontra na região da cor azul (400 - 480 nm). Outros dois picos com menores intensidades também são visualizados, um em 497,69 nm e outro em 529,41 nm, com contagens de 772 e 482, respectivamente; esses dois outros picos são emitidos na região da cor verde, porém como a intensidade da emissão azul é duas vezes maior, ocorre a predominância da coloração azul quando observamos a cintilação (figura 25(b)).

Figura 29: (a) Espectro de radioluminescência do antraceno (b) Imagem coletada da cintilação do antraceno. Ambos os dados foram adquiridos com o antraceno utilizado neste estudo.

Na literatura, encontra-se o que o comprimento de onda de intensidade máxima do antraceno é em 447 nm (KNOLL, 1999), desse modo com as medidas obtidas experimentalmente tem-se uma precisão de 99,33%, o que comprova que o material cintilador usado possui cintilação em concordância com esperado.

4.2.1. Cintilador plástico

Primeiramente, na confecção do dosímetro cintilador plástico, foram aguardados três dias até o completo enrijecimento do cintilador. Essa espera foi necessária, pois com o material em repouso o solvente acaba sendo evaporado e o polímero presente na amostra ocasiona o seu enrijecimento. Neste primeiro dosímetro confeccionado, a espessura do material plástico obtido na região central foi de aproximadamente 0,145 mm, enquanto que suas bordas apresentavam uma espessura de 0,36 mm.

A avaliação da resposta dosimétrica deste plástico foi realizada para diferentes taxas de dose e variando o tempo de aquisição das imagens, o valor médio das intensidades obtidas

em uma ROI posicionada na região da cintilação da amostra e seu respectivo desvio padrão para todas as imagens adquiridas foram analisados (figura 26 - a). Como na dosimetria, o interesse é observar o comportamento da cintilação do material em relação à dose, podemos converter tempo de aquisição apresentado no eixo x em dose, através da multiplicação do valor da taxa de dose do feixe usado para a aquisição dos dados apresentados em cada curva, uma vez que fonte de radiação estava ligada o tempo todo e a exposição foi limitada pelo tempo de aquisição (figura 26 - b).

Figura 30: (a) Resposta do cintilador plástico para diferentes taxas de dose em função do tempo de aquisição; (b) Resposta do cintilador plástico para diferentes taxas de dose em função da dose.

Nas figuras 26 (a) e 26 (b), os ajustes lineares possuem cores correspondentes aos pontos do gráfico e nota-se uma resposta linear do dosímetro para os tempos de aquisição de 1 à 30 segundos, como pode ser visto no coeficiente de ajuste linear (R^2), descrito no gráfico para cada taxa de dose, estes apresentam uma diferença máxima de 0,4% dos pontos quando comparados a uma reta, desse modo, conclui-se que existe linearidade na medida para as faixa de dose obtidas com a aquisição de imagens de até 30 s, que corresponde, por exemplo, à faixa dose de 0,1 à 3,25 Gy quando a maior taxa de dose é empregada. Considerando que a intensidade emitida pela cintilação é um processo acumulativo, seria possível obter um limite superior maior de dose detectada até a saturação quando aplicada a menor taxa de dose para a medida (aproximadamente 5,12 Gy). A intensidade máxima detectada ocorreu para a maior dose com valor de $53483,2 \pm 6688,7$ u.a., sendo que seu desvio padrão representa 12,5% da

intensidade do sinal. Além disso, nota-se uma sensibilidade maior do dosímetro para irradiações com as maiores taxas de dose utilizadas. Observa-se que a variação máxima em sensibilidade para as taxas de dose avaliadas é de 34,4%, que corresponde à diferença percentual entre o maior e o menor coeficiente angular obtidos, que correspondem respectivamente às taxas de dose de 6,5 Gy/min e 2,92 Gy/min.

Apesar da linearidade de resposta do cintilador plástico, um desafio encontrado na sua produção era obter a homogeneidade da distribuição de antraceno na amostra. Devido ao processo de secagem do material ser muito lento (3 dias), o antraceno se precipitava da solução e seus cristais podiam ser percebidos no plástico formado. Além disso, o material apresentou-se muito quebradiço, o que dificultou seu manuseio sem que ocorresse danos.

Figura 31: Cintilação do cintilador plástico, quando analisado no canal azul

A figura 27 apresenta uma imagem da cintilação do cintilador plástico, embora nesta imagem o material cintilador já havia se partido e tinha um formato de aproximadamente uma meia lua, é possível observar a inhomogeneidade na intensidade do sinal ao longo da amostra, deixando claro que há uma maior deposição de antraceno nas bordas do cintilador do que em seu centro, havendo 2,48 vezes a mais de espessura do que no centro, tornando-se um material mais grosso na borda o que ocasiona uma maior cintilação do material nessa região.

4.2.2. Avaliação do sistema de detecção de cintilação para um cintilador plástico comercial

A resposta em cintilação adquirida do cintilador BC-400 para três taxas de doses empregadas (figura 33-a). Pode-se observar que a saturação da resposta acontece muito rapidamente para este cintilador, uma vez que a luz emitida por ele tem uma intensidade muito alta. Quando se aplicou uma taxa de dose de 12,26 Gy/min, a saturação ocorreu em 3

segundos, enquanto que para a taxa de dose intermediária (3,5 Gy/min), em 8 segundos. Como a cintilação desse produto foi muito intensa, a sensibilidade da câmera poderia ser alterada para uma mais baixa, fazendo com que a saturação demorasse mais para acontecer, no entanto, isso não foi feito porque o objetivo aqui era validar a metodologia usada até agora com um cintilador comercial.

Figura 32: (a) resposta de cintilação do cintilador comercial; (b) Linearidade de resposta em relação à taxa de dose para o cintilador comercial

Com o sistema de detecção utilizado, podemos avaliar a sensibilidade do cintilador comercial ao se excluir os pontos de saturação, obtendo com ele, uma resposta linear para todas as taxas de dose analisadas dentro das faixas de dose entregue, característica semelhante à obtida com o cintilador líquido desenvolvido (figura 33-b). Além disso, nota-se que também há uma dependência da resposta com a taxa de dose da irradiação, sendo que a sensibilidade é maior quando o cintilador foi irradiado com a menor taxa de dose e quando aumentamos a taxa de dose de 1,63 Gy/min para 12,26 Gy/min, a sensibilidade aumenta 2,48 vezes.

4.3.1. Cintilador líquido

A avaliação da resposta em cintilação para a variação da concentração de antraceno na amostra foi realizada e os dados obtidos (figura 28(a)). Novamente os pontos do gráfico

correspondem ao valor médio obtido em uma ROI e as barras de erro correspondem ao desvio padrão associado aos dados dessa região.

Figura 33: (a) Variação da concentração do cintilador líquido em relação ao tempo de aquisição (b) Variação da concentração do cintilador líquido em relação à dose

Através dos dados coletados obteve-se a figura 28(a) e posteriormente os tempos de aquisição foram convertidos em dose na figura 28(b). Todas as formulações avaliadas apresentam resposta linear com as doses avaliadas, o que pode ser observado no gráfico através dos coeficientes de ajuste linear (R^2) indicados, que são superiores a 0,995.

Para a análise da variação de intensidade em relação à dose, observa-se que a maior concentração, apresenta a maior sensibilidade, dada pelo coeficiente angular da reta, com valor de $3190,48 \text{ u.a.s}^{-1}$ e que, ao se diminuir a concentração, há uma diminuição da sensibilidade, sendo que a amostra de menor concentração apresenta um coeficiente angular de $2382,22 \text{ u.a.s}^{-1}$, o que corresponde a uma diminuição de 25,33% na sensibilidade do cintilador.

Quando analisada a variação da intensidade para concentrações 0,0063 e 0,02045 g/ml, onde houve uma redução de 69,2% na quantidade de antraceno durante sua confecção, a maior e a menor diferença da intensidade do sinal obtido foram 34,97% e 12,81%, respectivamente. Já quando comparadas as amostras 0,01535 g/ml e 0,0245 g/ml, representando uma diferença de 24,94% na quantidade de antraceno adicionado à solução, a diferença da intensidade de sinal para esse caso foi de 22,55% e 5,81%, maior e menor, respectivamente.

Tabela 8: Percentual médio do desvio padrão para cada concentração

Concentração de antraceno no cintilador (g/ml)	Desvio percentual médio (%)
0,0063	38,30
0,01535	34,24
0,02045	33,06

Na tabela 8 é possível observar que com o aumento da concentração de antraceno na amostra, diminui o valor médio do desvio padrão percentual em relação ao sinal medido para cada dado adquirido.

Para analisar a variação da sensibilidade (figura 29) em relação a concentração foi traçado um gráfico utilizando os dados encontrados na figura 28(b).

Figura 34: Variação da sensibilidade em relação a concentração

Através desse gráfico, nota-se uma linearidade na função resposta da sensibilidade pela concentração, o coeficiente de ajuste linear foi 99,7%. A maior concentração apresentou o maior sinal e um percentual médio do desvio padrão menor e deveria ter sido escolhida para uso neste trabalho, porém essa concentração foi difícil de ser reproduzidas, em vários testes posteriores, as amostras apresentavam solutos que não se dissolviam, o que acreditamos serem impurezas contidas no antraceno em pó. Por esse motivo, optou-se por utilizar a concentração intermediária de 0,015 g/ml nos estudos seguintes.

4.3.2. Caracterização do cintilador líquido com a câmera fotográfica Nikon D90

Com a câmera configurada para a exposição múltipla, as intensidades obtidas nas aquisições com tempos de aquisição múltiplos de 2, 5, 10 e 15 segundos são apresentadas na tabela 9. A resposta referente ao tempo total integrado foi obtida por uma soma matricial dos resultados e, em seguida esses dados foram comparados ao obtido em exposição única (tabela 10).

Tabela 9: Dados coletados para exposição múltipla com os tempos de aquisição de 2, 5, 10 e 15 segundos

Tempo de aquisição	Intensidade	Intensidade	Intensidade	Intensidade
Segundos	u.a.			
	2 segundos	5 segundos	10 segundos	15 segundos
30	--	6014,8 $\pm$ 206,7	6032,6 $\pm$ 462,8	6450,7 $\pm$ 127,3
25	--	5099,0 $\pm$ 176,6	--	--
20	--	4028,0 $\pm$ 156,2	4045,2 $\pm$ 290,7	--
15	--	2927,5 $\pm$ 104,5	--	3247,3 $\pm$ 113,1
10	2169,4 $\pm$ 113,1	2002,6 $\pm$ 78,8	2016,8 $\pm$ 91,8	--
8	1761,1 $\pm$ 93,6	--	--	--
6	1282,6 $\pm$ 124,1	--	--	--
5	--	1074,7 $\pm$ 32,1	--	--
4	970,7 $\pm$ 131,8	--	--	--
2	481,9 $\pm$ 56,0	--	--	--

Tabela 10: Exposição única com seu respectivo tempo e intensidade e a comparação com a exposição múltipla

Tempo de aquisição (segundos)	Intensidade Relativa (u.a.)	Intensidade exposição múltipla / Intensidade exposição única			
		2 segundos	5 segundos	10 segundos	15 segundos
30	6282,4 $\pm$ 745,7		0,96	0,96	1,02
25	5071,8 $\pm$ 689,1		1,00	--	--
20	4052,2 $\pm$ 649,6		0,99	0,99	--
15	3053 $\pm$ 649,6		0,96	--	1,06
10	2006,3 $\pm$ 467,5	1,08	0,99	1,0	
8	1640,1 $\pm$ 419,0	1,07	--		
6	1168,9 $\pm$ 355,3	1,09	--		
5	944,7 $\pm$ 294,6	--	1,14		
4	796,7 $\pm$ 296,7	1,21			
2	436,0 $\pm$ 179,0	1,10			--

Com esses dados, nota-se que a maior diferença foi encontrada para a soma matricial de duas imagens com tempo de aquisição de dois segundos, quando comparado com o tempo

de 4 segundos, obtendo então um valor 21% maior do que na exposição única de 4 segundos, no mais, os resultados apresentaram uma variação de +14% e -4%.

4.3.3. Avaliação da linearidade de resposta e dependência com a taxa de dose

Variou-se a taxa de dose da irradiação da amostra com a finalidade de observar a variação na resposta em cintilação do dosímetro, além disso, a captura de imagens por longos períodos de tempo tem o objetivo de verificar a linearidade de resposta da cintilação em função do tempo de irradiação (figura 30 – a) e, consequentemente, da dose absorvida pelo cintilador. Vale destacar que os dados foram coletados para os mesmos tempos de aquisição das fotos (de 1 a 300 s), mas como as taxas de dose variaram, as doses finais entregues foram diferentes (figura 30 – b).

Figura 35: (a) Intensidade de cintilação versus tempo de aquisição e (b) Intensidade de cintilação versus dose. Ambas as figuras foram adquiridas para as diversas taxas de dose indicadas.

Nota-se uma resposta linear de intensidade de cintilação para as diferentes taxas de dose empregadas para tempos de aquisição de 1 a 300 segundos, que correspondem às doses de 0,1 a 25,53 Gy. Houve uma detecção de uma intensidade mínima de $333,3 \pm 165,7$ u.a. e máxima de $60023,2 \pm 5678,3$ u.a., respectivamente para os extremos da faixa de dose mencionada anteriormente. Essa linearidade é uma característica esperada para o processo acumulativo de cintilação, ou seja, quanto maior o tempo de exposição, maior a quantidade de

luz emitida em forma de cintilação. Porém, quando se analisa a variação em resposta para as diferentes taxas de dose, temos que com o aumento da taxa de dose a sensibilidade (coeficiente angular) é reduzida (figura 31) e verifica-se que esse decaimento é linear, sendo comprovado pelo coeficiente de ajuste linear de 98,4%.

Figura 36: Variação da sensibilidade em relação com a taxa de dose

Quando se calcula o desvio médio percentual de todas as curvas levantadas, nota-se que ocorre um aumento da incerteza associada aos valores de intensidade detectados quando diminui-se a taxa de dose (tabela 11).

Tabela 11: Desvio médio percentual em relação a taxa de dose

Taxa de dose (Gy/min)	Desvio médio percentual(%)
6,66	21,9
3,5	24,4
1,63	38,6
1,01	61,2

A partir desses resultados, a linearidade de resposta e a variação de resposta com a taxa de dose podem ser explicadas pelo processo de absorção de energia do material e posterior liberação através da cintilação. Provavelmente para uma determinada taxa de fornecimento de energia (taxa de dose) a excitação e liberação de luz ocorrem sempre da mesma maneira ou pela mesma via o que deixa o dosímetro linear. No entanto, ao se variar a

taxa de fornecimento de energia esse mecanismo se altera e provoca a sua dependência com a taxa de dose.

Para verificar se a proposição acima é verdadeira, tentamos avaliar a intensidade de luz emitida pela amostra em um tempo maior que a irradiação, dessa forma, programamos o equipamento de raios-X para emissão por um tempo de 30 segundos, mas coletamos a foto por 120 segundos. Esse procedimento foi repetido, para taxas de dose de 6,66 Gy/min e 3,5 Gy/min.

Tabela 12: Comparação de resultados com tempo de exposição extenso e feixe de fótons interrompido em relação os valores de intensidade obtida com exposição contínua

Aquisições	Intensidade relativa (u.a.)	Intensidade relativa (u.a.)	Tempo com o raio-X ligado (s)
	6,66 Gy/min	3,5 Gy/min	
120 segundos	9252,1±1024,3	7352,6±673,9	30
30 segundos	8440,3±1624,9	6282,4±745,7	30
120 segundos	32617,1±3122,4	22820,6±3139,7	120

Com base na tabela 12, temos que para a taxa de 6,66 Gy/min quando coletado por um tempo de 120 segundos o valor foi 9,6% maior que a coleta de dado com 30 segundos, e para a taxa de dose de 3,5 Gy/min o valor é de 17,1% maior ao resultado com meio minuto, dessa maneira, pode-se dizer que uma das causas da diferença da intensidade adquirida para uma mesma dose deve-se a captura de sinal da fosforescência.

4.3.4. Dependência energética

A resposta do cintilador líquido para a exposição com diferentes energias de feixe foi realizada (figura 32 - a) e verifica-se uma dependência energética, uma vez que as sensibilidades das curvas aumentam com o aumento da energia do feixe, por exemplo, quando comparamos a resposta em sensibilidade para a tensão de 100 kVp com a de 160 kVp, um aumento de 10,8% é verificado. Analisando graficamente a variação da sensibilidade em função da energia do feixe (figura 32 - b), uma relação linear é obtida com coeficiente de ajuste linear de 99,8%.

Figura 37: Avaliação da dependência energética do cintilador: (a) intensidade de cintilação versus tempo de aquisição das imagens (b) Sensibilidade obtida para o cintilador líquido em função da tensão de pico utilizada para irradiação.

4.3.5. Avaliação da repetitividade e degradação do dosímetro

No teste de repetitividade, a mesma amostra foi utilizada por cinco dias a fim de averiguar sua degradação e mensurar a variação de resposta em cintilação (figura 34 - a). Observa-se que há uma variação na resposta do cintilador com o passar dos dias avaliados. A fim de entendê-la adequadamente, uma análise das sensibilidades obtidas em função do tempo após a primeira irradiação foi realizada (figura 34- b).

Figura 38: (a) Intensidade de cintilação em função do tempo de aquisição para os diversos dias avaliados no teste de repetitividade. (b) Variação da sensibilidade com o tempo decorrido após a primeira irradiação.

Com esse resultado, notamos que a sensibilidade decai linearmente com o tempo após a primeira irradiação e que quando comparado o resultado do primeiro dia com o último dia avaliado, uma redução de 29,03% no sinal de cintilação foi detectada. Para comparação foi analisado o desvio médio percentual em relação aos dias de coleta (tabela 13).

Tabela 13: Comparação da variação da intensidade relativa ao decorrer dos dias

Dia de coleta	Desvio médio percentual (%)
1º dia	34,5
2º dia	34,2
3º dia	37,4
4º dia	38,9
5º dia	41,7

Com a análise do desvio médio percentual, fica nítido que com o passar dos dias o desvio padrão aumenta e como observado acima houve um aumento de 1,2 vezes. Além disso, durante o período em que a mesma amostra era irradiada, as fotos coletadas do recipiente preenchido com o cintilador (figura 35) indicam uma alteração na cor do cintilador líquido, ao decorrer dos dias a coloração da amostra assumiu um tom esverdeado. unindo essa informação aos dados coletados anteriormente, conclui-se que a eficiência da intensidade de cintilação foi reduzida pela interação com o feixe de fótons em mais de 29,6%, portanto não se mostrou estável com o passar dos dias.

Figura 39: Fotos da cubeta preenchida com cintilador adquiridas ao longo dos dias de experimento e após as irradiações.

Para um efeito comparativo, fotos de outra amostra do cintilador líquido foram adquiridas utilizando os mesmos parâmetros anteriores, porém esta amostra não foi submetida ao feixe de raio-X (figura 36). Nota-se uma cor translúcida quando a amostra acaba de ser produzida, porém com o decorrer dos dias a solução inserida no recipiente começou a apresentar uma coloração amarelada. Esse efeito ocorre provavelmente devido ao processo de oxidação, como acontece com outros dosímetros que possuem alterações em suas características na presença de oxigênio atmosférico, umidade, luz e mudanças de temperatura, como ocorre por exemplo com os filmes que necessitam estar em ambientes que não tem umidade, ou os dosímetros TLDs que podem ter uma mudança de sensibilidade com a variação de temperatura. (ATTIX, 1986)

Figura 40: Fotos das cubetas sem interação com a radiação

Dessa maneira, foi observado que a degradação do cintilador líquido inserido na cubeta foi inevitável no período de oito dias, tanto na amostra irradiada, quanto na amostra não irradiada. A degradação da amostra ocasionou a diminuição de sua sensibilidade, tornando necessária uma atenção especial na reutilização do dosímetro por um período longo de tempo ou na comparação de resultados de medidas obtidas em dias distintos.

4.4. Medidas em duas dimensões

4.4.1. Distribuição de dose com a profundidade

A primeira avaliação da distribuição de dose em duas dimensões foi a medida da variação da dose com a profundidade. A cintilação do líquido foi avaliada de maneira percentual em relação ao valor máximo obtido e como o feixe incidiu no fundo da cubeta, a espessura da sua parede foi desconsiderada no cálculo da profundidade, e ao fim da profundidade de medida, a dimensão da tampa da cubeta também foi desconsiderada.

A porcentagem de dose avaliada com a profundidade foi analisada para 3 kVp diferentes, usando diferentes taxas de dose. Embora a sensibilidade de resposta do cintilador seja dependente da taxa de dose, ao se avaliar o decaimento percentual da dose, essa dependência é eliminada e os resultados ficam comparáveis. As figuras 37, 38 e 39 apresentam as curvas de decaimento da dose com a profundidade para os 3 feixes de 50, 150 e 160kVp, respectivamente. Para todos eles, a intensidade máxima de cintilação foi detectada a 0,099 cm de profundidade e os valores de intensidade máximos foram de 4175, 35239 e 37124 u.a, respectivamente para os feixes de 50, 150 e 160kVp, o que corresponde a um aumento de 8,89 vezes na intensidade do sinal da primeira energia para a última. Todas as curvas apresentadas possuem uma oscilação devido ao ruído associado à detecção com alta sensibilidade da câmera digital, no entanto, ao se aumentar o sinal detectado, o ruído associado a curva de dose com a profundidade diminuiu.

Figura 41: Porcentagem de dose versus profundidade obtida para o feixe de 50 kVp, 10 mA e 1,94 Gy/min.

Figura 42: Porcentagem de dose versus profundidade obtida para o feixe de 150 kVp, 10 mA e 15,59 Gy/min.

Figura 43: Porcentagem de dose versus profundidade obtida para o feixe de 160 kVp, 10 mA e 17,58 Gy/min.

Com a energia efetiva do feixe, ocorre a predominância do efeito fotoelétrico, desse modo o pico de maior intensidade é no início da interação do material cintilador, que como visto ocorre em 0,099 cm em todos os casos, no entanto quando comparamos a taxa de dose de 1,94 Gy/min com 17,58 Gy/min, representando um aumento de 9 vezes no valor da taxa, temos uma aumento de 8,89 vezes na intensidade do sinal.

A fim de comparar o decaimento de dose com a profundidade para as 3 energias de feixe, a profundidade de 50% e de 20% de dose em relação ao máximo foram avaliadas (tabela 14) e observa-se um aumento na profundidade desses dois pontos de dose com o aumento da energia do feixe, como era de se esperar. Esses resultados indicam que as medidas bidimensionais estão de acordo com o esperado e comprovam a potencialidade de uso do cintilador para essa finalidade.

Tabela 14: Profundidade das doses de 50 % e 20% para as diferentes energias de feixe.

Porcentagem de dose (%)	Profundidade (cm)		
	50 kVp	150 kVp	160 kVp
50	0,69	1,06	1,19
20	1,72	2,58	2,84

4.4.2. Efeito da blindagem de parte do campo de radiação

Com o recipiente contendo o cintilador blindado, foi analisada a região de penumbra do feixe entre a blindagem e o campo aberto. Essa região, entre 90 e 20% da dose está indicada por linhas pontilhadas brancas na figura 40, vale destacar que a blindagem estava posicionada na região da esquerda da figura.

Figura 44: Imagem da cintilação da amostra com a blindagem posicionada no lado esquerdo da figura e com a indicação da região de penumbra entre as curvas de 90 e 20% de dose, pontilhadas em branco na imagem.

A distância correspondente à penumbra do feixe, encontrada entre as duas linhas brancas, foi de 1,79 cm. Nota-se que a imagem é ruidosa, isso ocorre devido a câmera estar posicionada em uma região próxima ao feixe de raio-X, ocasionando ruído eletrônico aleatório.

A mesma análise foi realizada com perfil de dose na região entre a blindagem e a região irradiada, obtido através do valor médio dos pixels da região central da cubeta (figura 41). A linha traçada verticalmente representa a localização da blindagem e a intensidade máxima detectada na região não blindada da amostra foi de 7067,9 u.a, seus dados apresentaram uma leve flutuação de ruídos devido à influência da exposição ao feixe de raio-X

Figura 45: Perfil da amostra com blindagem na região oeste, delimitada pela linha na imagem

5. Considerações finais

A câmera digital utilizada neste trabalho foi estudada inicialmente em função da intensidade luminosa fornecida por um diodo emissor de luz, para entendermos as características de sua resposta e avaliarmos sua validade como detector para cintilação. Foram estudadas três características importantes e verificou-se a faixa de linearidade de resposta, a variação da resposta da câmera alterando-se a sua sensibilidade e sua influência no ruído de fundo da imagem, além de se validar o uso de aquisição múltiplas para aquisição acumulativa de sinais luminosos. Esse estudo validou a aplicabilidade da câmera digital para medidas quantitativas de cintilação que seriam feitas e nos permitiu entender quais as variações esperar com a seleção de determinados parâmetros na sua configuração.

No que se refere à produção do cintilador, o interesse inicial desse trabalho, era o de adicionar um polímero ao material cintilador que enrijecesse a amostra e aumentasse a sua cintilação. Foram testados diversos polímeros para essa finalidade e quando desenvolvemos o cintilador plástico, após sua secagem, tivemos uma grande cintilação possível de ser observada à olho nu. No entanto, durante sua fabricação, observamos que o processo realizado não permitia manter a reprodutibilidade das características do dosímetro, sendo o material produzido final muito fino e com cintilação inhomogênea. Por outro lado, quando analisada e quantificada sua cintilação constatou-se uma linearidade de dose na faixa de 0,1 a 3,25 Gy e que a sensibilidade do material aumenta com o aumento da taxa de dose.

Na detecção da emissão luminosa do cintilador plástico, foi utilizado um sistema aberto e notou-se que a incidência da luminosidade externa poderia interferir nos resultados, devido a coleta de intensidade luminosas provenientes de outras fontes de luz que não fosse do material cintilador, então optou-se por uma utilização de um sistema fechado e a partir de então, todos os fótons luminosos incidentes na câmera eram devidos apenas à cintilação da amostra. Nesse momento, com as dificuldades encontradas na produção do material plástico, iniciamos os estudos apenas do material cintilador líquido (antraceno e diclorometano), desse modo, encurtamos o tempo de fabricação, conseguimos controlar a concentração de cintilador na amostra e tornamos o cintilador um material reprodutível.

A cintilação da amostra líquida podia ser visualizada a olho nu, mas sua intensidade era insuficiente para ser coletada pela câmera quando utilizada a ISO 200, desse modo,

necessitou alterar a configuração da câmera para a ISO 6400, porém como dito anteriormente, a redução da sensibilidade é muito usada para fotos em lugares muito claros, agora em ocasiões em que o ambiente é muito escuro a maior sensibilidade deve ser usada, possibilitando a captura dos fótons luminosos incidentes mesmo que seja reduzida.

Nesse trabalho, as características dosimétricas de um detector por cintilação utilizando uma câmera digital foram avaliadas e serão discutidas a seguir em função das características gerais que devem ser conhecidas para a aplicação de um dosímetro. (ATTIX, 1986)

Os dosímetros absolutos são capazes de mensurar diretamente a dose absorvida depositada em um volume sensível, nesse dosímetro de cintilação líquido os dados coletados de intensidade não são convertidos em dose diretamente, eles necessitam de uma calibração.

A acurácia deste detector não foi quantificada ou comparada com algum outro equipamento calibrado, o que se utilizou para determinação das doses foi a calibração do equipamento de raios-X que era baseada em uma câmara de ionização calibrada. Já a precisão do dosímetro, foi avaliada em um teste de reprodutibilidade, considerando a reprodução de maneira idêntica de uma mesma medida. Para isso foram realizadas oito imagens com o tempo de 30 segundos do cintilador líquido (0,015 g/ml), irradiado com uma taxa de dose de 3,5 Gy/min e verificou a variação máxima de resposta de 2% (tabela 15), apesar dessa variação todos os valores estão dentro do desvio padrão apresentado.

Tabela 15: Avaliação da reprodutibilidade de uma mesma medida de cintilação.

Intensidade relativa (u.a.)	Desvio padrão (u.a.)	Reproduções
6069,6	943,6	1ºvez
6133,7	771,2	2ºvez
6245,7	763,2	3ºvez
6226,1	766,7	4ºvez
6184,6	756,4	5ºvez
6270,7	1421,8	6ºvez
6136,8	754,3	7ºvez
6153,0	733,5	8ºvez

Tratando-se da resposta em dose do cintilador, temos uma resposta linear de intensidade em função da dose entregue, o que é característica desejável para facilitar a calibração e interpretação das leituras do dosímetro. As curvas de dose resposta obtidas com o cintilador apresentam desvios associados que são relativamente grandes ao que se espera em dosimetria, mas eles decorrem da alta sensibilidade usada na câmera fotográfica, que

possui seu ruído modificado e aumentado com o aumento do tempo de aquisição e com a presença do feixe de radiação.

A sensibilidade do cintilador líquido pode variar dependendo da taxa de dose usada na irradiação e quando se aumenta a taxa de dose empregada, a sensibilidade é reduzida, característica semelhante ao cintilador comercial BC-400, mas oposta ao que foi visto no cintilador plástico. É importante destacar que conhecendo esta dependência, pode-se estimar sua influência em qualquer aplicação que este dosímetro for empregado.

Como regra geral, geralmente o limite inferior da dose de um dosímetro é a dose necessária para duplicar a leitura de fundo instrumental (ATTIX, 1986), ou seja, o menor ruído de fundo mensurado pela figura 46, é de $148,4 \pm 9,2$ u.a., sendo coletado adquirido com o raio-X ligado e os tempos de aquisição foram de 1/4000 à 30 segundos, portanto para a taxa de dose de 1,63 Gy/min analisando o cintilador líquido, a dose de 0,013 Gy permite que esse valor seja duplicado.

Figura 46: Aleatoriedade do ruído com o tempo de aquisição de 1/4000 a 30 segundos

O limite superior de dose ocorre para a intensidade máxima possível de ser detectada com a câmera digital, neste estudo é de 65535, neste trabalho o maior valor mensurado foi de 25,53 Gy, com a taxa de dose de 6,66 Gy/min. No entanto, vale destacar que esta limitação vem do sistema de detecção e não do processo de cintilação. A característica de um dosímetro ideal é ser estável com o tempo até sua utilização, no entanto, o cintilador

líquido desenvolvido mesmo quando fabricado e não irradiado, apresenta característica de deterioração, que podem ser afetadas pela temperatura, oxigenação, umidade ou luz, causando uma mudança gradual na sensibilidade do dosímetro pré-irradiação (ATTIX, 1986), como observado em outros dosímetros como o de estado sólido e químico.

Para avaliar a estabilidade pós-irradiação, foram realizadas medidas por vários dias, com a mesma amostra para analisar a variação de sua resposta ao decorrer do tempo e observou-se uma redução na sua sensibilidade com o passar do tempo. Esses dados, apesar de não serem compatíveis com um dosímetro ideal, permitem a utilização do dosímetro por um tempo determinado, que limita a redução de sua sensibilidade, ou, devido à facilidade de sua fabricação, idealmente deveria-se produzir a amostra antes de cada irradiação.

A dependência energética de um dosímetro é outra característica importante que deve ser conhecida, tomando cuidado de em manter a taxa de dose constante e com avaliação da resposta do detector apenas para a energia de kilovoltagem, obtivemos uma variação de 10,8% na sensibilidade quando se variou a tensão de 100kVp para 160 kVp.

O dosímetro líquido, não foi aplicado outro feixe de radiação que não fosse o de fótons com energia efetiva de 47,7 keV, nesta faixa de energia o efeito fotoelétrico é a interação predominante com o meio. Para avaliar sua equivalência à água, outra característica importante para dosímetros clínicos, o coeficiente de atenuação mássico em função da energia dos fótons, para o antraceno, diclorometano, o cintilador líquido (constituída por diclorometano e antraceno) e a água foram avaliados (figura 47).

Figura 47: Comparação dos coeficientes de atenuação mássico em função da energia dos fótons incidentes, fonte: (NIST)

Nesse gráfico, observamos que o dosímetro líquido desenvolvido possui coeficiente de atenuação mássico em função da energia com comportamento muito semelhante ao do solvente diclorometano, e para baixas energias ocorre uma discrepância muito grande da água e do antraceno, fazendo que a região que trabalhamos não possua equivalência para a água. Por esse motivo, não seria um bom dosímetro para uma utilização clínica na faixa de energia que o caracterizamos. No entanto, esta energia foi escolhida por facilidade de acesso ao gerador de raios-X e por toda a dificuldade na metodologia para aquisição e análise dos dados que estava sendo desenvolvida. Agora com toda metodologia definida e avaliada, pode-se estender o estudo para feixes de megavoltagem, no qual sua equivalência à água é maior.

Uma vez estabelecida a metodologia e caracterizada a amostra cintiladora líquida o comportamento do antraceno puro foi realizada. O cintilador foi adicionado em uma cubeta de quartzo com tampa e foi irradiado no sistema fechado (figura 17). com diferentes taxas de dose. Para cada série de medidas realizadas coletou-se dados com o mesmo tempo de aquisição, 0,5 a 30 segundos. As configurações da câmera são as mesmas da tabela 1 e os dados adquiridos são representados na figura 48-a.

Figura 48: (a) Curva do antraceno puro em relação à taxa de dose, (b) linearidade do antraceno puro em relação ao tempo de aquisição

No caso apresentado, a saturação ocorre em todas as taxas de dose estudadas, podendo ser mais lenta, como no caso da taxa e dose de 1,63 Gy/min em que a saturação ocorre com o tempo de aquisição de 30 segundos, agora quando observada a taxa de dose mais alta, 6,05 Gy/min, temos a saturação presente em 13 segundos, no entanto independentemente da taxa de dose adquirida, nota-se uma região linear nos dados coletados. A região de linearidade para o antraceno puro é demonstrada, apenas com a remoção dos pontos de saturação, como observado na figura 48-b. A região de linearidade nesse caso estende-se em intensidade de $993,87 \pm 299,73$ a $59092,04 \pm 5931,94$ u.a., o desvio nesse caso possui uma representatividade de 10% da intensidade.

Com o interesse em observar o comportamento do material em relação à dose, foi convertido os dados acima, através da multiplicação do tempo de aquisição pelo valor de taxa de dose usado cada curva, sendo assim o resultado encontrado foi, dado pela figura 49.

Figura 49: Resposta do antraceno puro para variação de dose

Para avaliação final do desempenho dos dosímetros avaliados neste estudo, comparamos as repostas em cintilação do antraceno puro, do cintilador plástico e líquido desenvolvidos e do cintilador comercial BC-400. Todas as curvas correspondem foram obtidas com a taxa de dose de 3,5 Gy/min, exceto para o cintilador plástico desenvolvido em que a curva apresentada corresponde à taxa de dose de 3,8 Gy/min (figura 50).

Figura 50: (a) Comparação dos cintiladores em relação ao tempo de exposição; (b) Comparação dos cintiladores em relação à dose

Analisando a sensibilidade dos materiais estudados, o cintilador plástico comercial é o que apresenta a maior sensibilidade ($167872,5 \text{ u.a.s}^{-1}$), e o material que apresentou a menor sensibilidade foi o cintilador líquido desenvolvido.

Como dito anteriormente, a eficiência de cintilação de todos materiais é comparada a do antraceno, o cintilador comercial usado tem como especificação emitir 65% da intensidade de luz do antraceno, esse valor é diferente do que obtivemos porque é mensurado em relação à um cristal único e puro de antraceno, nesse trabalho tínhamos apenas o antraceno em pó disponível para análise e se fizéssemos a relação da cintilação do material comercial com o antraceno em pó, obteríamos um valor de sistema, é possível afirmar que a sensibilidade do cintilador comercial é 2,33 vezes maior que a do antraceno, o que não é real. Considerando que o cintilador comercial tem os 65% de eficiência de cintilação em relação ao antraceno, o cintilador líquido desenvolvido neste trabalho tem uma eficiência de 1,4%.

Um fator que pode influenciar os resultados de intensidade luminosa capturada ao se irradiar um material com energia de megavoltagem, mas que não foi considerado neste trabalho, pois a energia usada foi de kilovoltagem, é a radiação de *Cerenkov*, que é produzida quando as partículas carregadas atravessam um meio com índice de refração n com a velocidade maior que a luz no meio. A radiação Cerenkov é gerada somente quando $n\beta$ excede 1, onde β é a razão da velocidade da partícula v , em relação a luz no vácuo c e o ângulo θ em que a radiação é emitida em relação à direção da partícula é dada pela equação 2. (BEDDAR, MACKEL e ATTIX, 1991)

$$\theta = \arccos\left(\frac{1}{n\beta}\right) \quad (2)$$

Esse tipo de radiação não foi mensurado e poderia influenciar os resultados encontrados, pois sua distribuição espectral é ampla e cobre toda a faixa de luz visível, sendo muito mais intensa na região do azul do espectro, onde os cintiladores plásticos comerciais emitem luz e o dosímetro estudado também.

6. Conclusão

Neste trabalho, um sistema de dosimetria por cintilação, composto por um material cintilador líquido a base de antraceno e um sistema de detecção utilizando uma câmera digital com sensor CMOS, foi desenvolvido. A coleta de dados com a câmera digital mostrou-se um método eficaz e que permite uma detecção rápida da cintilação, enquanto que o dosímetro cintilador final desenvolvido apresenta um baixo custo, é de fácil fabricação e apresenta uma cintilação de 1,4% em relação ao antraceno.

Ao longo do trabalho foram produzidos dois tipos de cintiladores, plástico e líquido, sendo que o plástico demonstrou uma instabilidade em sua espessura e com inomogeneidade de deposição de antraceno em relação ao centro e as bordas, tornou-se um material com cintilação não uniforme, sua metodologia de fabricação demonstrou-se com difícil reprodução e sua espessura milimétrica fez com que o material se tornasse quebradiço. Apesar disso, o cintilador demonstrou linearidade em relação à dose, para diferentes taxas de dose aplicadas, no entanto, a dificuldade em sua fabricação desmotivou a continuidade de seu uso.

O cintilador líquido foi caracterizado, levando em considerações algumas características fundamentais de detectores, como linearidade de resposta com a deposição de dose, limitada pelas características da câmera usada para detecção e não do detector empregado, uma pequena diminuição na sensibilidade de sua resposta ao se aumentar a taxa de dose das irradiações e um aumento em sua sensibilidade ao se aumentar a energia do feixe de kilovoltagem usado para irradiação. O dosímetro mostrou-se promissor para medidas bidimensionais, mostrando resultados coerentes para a deposição de dose com a profundidade e na estimativa da penumbra do feixe na irradiação de uma cubeta parcialmente blindada. Os resultados encontrados foram significativos para uma análise teórica do desempenho do dosímetro e avaliação do sistema proposto para detecção, no entanto, esse material tem aplicação limitada na dosimetria clínica na faixa de energia estudada, devido sua baixa equivalência com a água, porém, para energias da ordem de megavoltagem, essa equivalência existe e cabe ainda a verificação das suas características de resposta para esses feixes. É necessário destacar que há uma degradação do dosímetro com o tempo de uso e que ela deve ser considerada para o sucesso das medidas realizadas.

7. Bibliografia

ALMURAYSHID, M. et al. Quality assurance in proton beam therapy using a plastic scintillator and a commercially available digital camera. **Radiation Oncology Physics**, London, p. 210-219, 14 junho 2017. ISSN 10.1002/acm2.12143.

ARCHAMBAULT, L. et al. Measurement accuracy and Cerenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry. **Medical Physics**, 2005. 128-135.

ARCHAMBAULT, L. et al. Water-equivalent dosimeter array for small field external beam radiotherapy. **Medical Physics**, 2007. 1538-1592.

ARCHAMBAULT, L. et al. Water-equivalent dosimeter array for small field external beam radiotherapy. **Medical Physics**, 2007. 1538-1592.

ATTIX, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. [S.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 1986. p. 265-291; 450-463.

AXIS COMMUNICATION. CCD and CMOS sensor technology. [S.l.]: Axis Communications AB. AXIS COMMUNICATIONS, AXIS, ETRAX, ARTPEC and VAPIX, 2010. p. 1-8.

BEAULIEU, L.; BEDDAR, S. Review of plastic and liquid scintillation dosimetry. **Physics in Medicine & Biology**, 2016. R305-R343.

BEDDAR, A. S.; MACKIE, T. R.; ATTIX, F. H. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. Physical characteristics and theoretical considerations. **Physics in Medicine & Biology**, 1992. 1883-1900.

BEDDAR, A. S.; MACKIE, T. R.; ATTIX, F. H. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: II. Properties and measurements. **Physics in Medicine & Biology**, 37, 1992. 1901-1913.

BEDDAR, S. Real-time volumetric scintillation dosimetry. **Jornal of Physics: Conference Series**, Houston, v. 573, p. 1-8, 2015. ISSN 10.1088/1742-6596/573/1/012005.

BEDDAR, S. A.; KINSELLA, J. T.; SIBATA, H. C. A miniature "Scintillator-Fiberoptic-PMT" detector system for the dosimetry of small fields in stereotactic radiosurgery. **IEEE Trans. Nucl. Sci.**, 2001. 924-928.

BEDDAR, S. A.; MACKEL, T. R.; ATTIX, F. H. Cerenkov light generated in optical fibers and other light pipes irradiated by electron beams. **Physics in Medicine & Biology**, 37, 1991. 925-935.

BEDDAR, S. et al. Exploration of the potential of liquid scintillators for real-time 3D dosimetry of intensity modulated proton beams. **Medical Physics**, 2009. 1736–1743.

BEDDAR, S.; BEAULIEU, L. **Scintillation Dosimetry**. [S.l.]: Taylor & Francis Group, 2016. 3-21; 37-53; 211-315 p. ISBN 978-1-4822-0900-6.

BIRKS, J. B. **The Theory and Practice of Scintillation Counting**. [S.l.]: Macmillan, 1964. 185-286 p. ISBN 978-0-08-010472-0.

BOGUSŁAW BROŻYNA, K. C. B. M. G. G. A. W. M. Z. A. K. R. K. Dosimetry of dose distributions in radiotherapy of patients with surgical implants. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 104, p. 170-174, Novembro 2014.

BUSHONG, S. C. **Ciência, Radiológica para tecnólogos física, biologia e proteção**. 9ª Edição. ed. São Paulo: Elsevier Editora Ltda., 2010. 333-354 p. ISBN 978-0-323-04837-8.

CAMPOS, L. L. Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação. **Cerâmica**, São Paulo, 44, 1998. 244-251.

CAREY, F. A. Organic Chemistry. 7ª Edição. ed. [S.l.]: AMGH Editora Ltda, 2009. p. 398-442. ISBN 10: 0070667160.

CHANDROSS, E. A.; FERGUSON, J.; MCRAE, E. G. Absorption and Emission Spectra of Anthracene Dimers. **The Journal of Chemical Physics**, 45, 1966. 3546-3553.

CHERRY, S. R.; SORENSON, J. A.; PHELPS, M. E. **Physics in Nuclear Medicine**. 4ª Edição. ed. [S.l.]: Elsevier Inc., 2012. 100-103; 188; p. ISBN 978-1-4160-5198-5.

COFFIN'S, D. Decoding raw digital photos, 2010. Disponível em: <<https://www.cybercom.net/~dcoffin/dcraw/>>.

CROOKES, W. The emanations of radium. **Royal Society**, v. 71, p. 405-408, 1903.

CROSS, M. **Scene of the Cybercrime**. 2ª Edição. ed. [S.l.]: Elsevier, 2008. 320 p.

DINÂMICA QUÍMICA CONTEMPORÂNEA LTDA. Ficha de Informações de Segurança de Produtos Químicos. In: LTDA, D. Q. C. **Diclorometano (cloreto de metileno)**. [S.l.]: [s.n.], 2015. p. 1-10.

DINÂMICA QUÍMICA CONTEMPORÂNEA LTDA. Antraceno. [S.l.]: [s.n.], 2017. p. 1-7.

ELMPT, W. V. et al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. **Radiotherapy and Oncology**, 88, 2008. 289-309.

FLÜHS, D. et al. Direct reading measurement of absorbed dose with plastic scintillators- the general concept and applications to ophthalmic plaque dosimetry. **Medical Physics**, 1996. 427-304.

FOWLER, J. M.; ROSS, C. E. Response of anthracene and stilbene to low-energy protons and X-ray. **Physical Review**, Baltimore, v. 98, p. 996-999, janeiro 1955. ISSN 10.1103/PhysRev.98.996.

FRANÇA, L. V. D. S. Desenvolvimento de um Espectrômetro de Termoluminescência-Radioluminescência. **Dissertação de mestrado**, 2018.

GE, W. S. A Two-dimensional Scintillation Dosimetry System for Radiotherapy, 1988.

GOULET, M. et al. Novel, full 3D scintillation dosimetry using a static plenoptic camera. **Medical Physics**, v. 41, p. 082101-1-082101-13, 2014. ISSN <http://dx.doi.org/10.1118/1.4884036>.

GUIDELLI, E. J.; BAFFA, O.; CLARKE, D. R. Enhanced UV Emission From Silver/ZnO and Gold/ZnO Core-Shell Nanoparticles: Photoluminescence, Radioluminescence, And Optically Stimulated Luminescence. **Scientific Reports**, 2015. 1-11.

GUILLOT, M. et al. Performance assessment of a 2D array of plastic scintillation detectors for IMRT quality assurance. **Physics in Medicine & Biology**, 2013. 4439-4454.

HYER, D. E.; FISHER, R. F.; HINTENLANG, D. E. Characterization of a water-equivalent fiber-optic coupled dosimeter for use in diagnostic radiology. **Medical Physics**, 2009. 1711-1716.

HYTTI, H. T. Characterization of digital image noise properties based on RAW data. **SPIE-IS&T Electronic Imaging, Image Quality and System Performance III**, v. 6059A - 60603A, p. 60590A, 2006. ISSN 10.1117/12.640500.

JÚNIOR, T. W. T. **Medida da qualidade de imagens de câmeras digitais usando entropia informacional**. Escola Politécnica de São Paulo. São Paulo, p. 41-53;60-61. 2007.

JURSINIC, P. A.; NELMS, B. E. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. **Medical Physics**, 2003. 870-879.

KHAN, F. M. **The Physics of radiation therapy**. 3ª Edição. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 159-466 p. ISBN 0-7817-3065-1.

KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**. 3ª edição. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 1999. 220-226; p. ISBN 0-471-07338-5.

KOLAR, Z. I.; DEN HOLLANDER, W. 2003: A centennial of spinthariscopes and scintillation counting. **Applied Radiation and Isotopes**, 61, 2004. 261-266.

KONNIK, M. V.; MANYKIN, E. A.; STARIKOV, S. N. Extension of the possibilities of a commercial digital camera in detecting spatial intensity distribution of laser radiation. **Quantum Electronics**, Moscou, v. 40, p. 1-11, 2010. ISSN <https://doi.org/10.1070/QE2010v040n04ABEH014202>.

KROLL, F.; PAWELKE, J.; KARSCH, L. Preliminary investigations on the determination of three-dimensional dose distributions using scintillator blocks and optical tomography. **Medical Physics**, v. 40, p. 082104-1/082104-12, 2013. ISSN <http://dx.doi.org/10.1118/1.4813898>.

LACROIX, F. et al. Clinical prototype of a plastic water equivalent scintillating fiber dosimeter array for QA applications. **Medical Physics**, 2008. 3682-3690.

LEO, W. R. **Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments: A How-to Approach**. 2ª Edição. ed. [S.l.]: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1994. 157-177 p.

LIU, P. Z. Y. et al. Real-time scintillation array dosimetry for radiotherapy: The advantages of photomultiplier detector. **Medical Physics**, 2012. 1688-1695.

LOW, D. A. et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. **Medical Physics**, 2011. 1313-1338.

MACARULLA, J. M.; GOÑI, M. F. Biomoléculas: lecciones de bioquímica estructural. [S.l.]: Reverte, 1993. p. 1-15. ISBN 8429173382.

MARSY, A. D. La dissociation de la matière et les radiations nouvelles. **La Nature**, 1904. 172-174.

MOXTEK. 50kV Cable with MAGNUM® X-ray Source Datasheet. [S.l.]: [s.n.], 2014. p. 1-2. Disponível em: <<http://moxtek.com/wp-content/uploads/pdfs/50kv-cable-with-magnum-x-ray-source/MAGNUM50X-raySources1005revB.pdf>>.

MURAI, T.; NAKAMURA, T.; YAMAMOTO, A. A new method of integral dose measurement with a plastic scintillator phantom. **Journal of radiation research**, 1964. 23-34.

NIKON. **Nikon**. [S.l.]: [s.n.], 2008. 1-300 p.

NIROOMAND-RAD, A. et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation. **Medical Physics**, 25, 1998. 2093-2115.

NIST. **National Institute of Standards and Technology**. Disponível em: <<https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>>.

OHTA, J. **Smart CMOS Image Sensors and Applications**. Rochester: Taylor & Francis Group, LLC, 2008. 11-58 p. ISBN 978-0-8493-3681-2.

OLIVEIRA, F. F. D.; NETTO, T. G. Caracterização de dosímetros semicondutores e suas aplicações em técnicas especializadas em radioterapia, Ribeirão Preto, 2012. 101.

PEDOTT, A. H.; FOGLIATTO, F. S. Estudos de repetitividade e reprodutibilidade para dados funcionais, Porto alegre, 2011. 548-560.

PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &. Organic Scintillation materials and assemblies, 2001. 1-16.

PLASTICS, SAINT-GOBAIN CERAMICS &. BC-400, BC-404, BC-408, BC-412, BC-416, Premium Plastic Scintillators, 2016. 1-2. Disponível em: <<https://www.crystals.saint->

gobain.com/sites/imdf.crystals.com/files/documents/sgc-bc400-404-408-412-416-data-sheet.pdf>.

PODGORŠAK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students.** [S.l.]: International Atomic Energy Agency, 2005. 119-120; 75-76 p. ISBN 92-0-107304-6.

PÖNISCH, F. et al. Liquid scintillator for 2D dosimetry for high-energy photon beams. **Medical Physics**, 36, 2009. 1478–1485.

POPPE, B. et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. **Medical Physics**, 2006. 1005-1015.

POPPE, B. et al. Performance parameters of a liquid filled ionization chamber array. **Medical Physics**, 2013. 082106-1-082106-14.

ROBERSON, J. M. The Crystal Structure of Anthracene. **the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character**, London, v. 140, p. 79-98, 1933.

SANCHES, M. P. Teoria sobre detetores para radiação. [S.l.]: [s.n.], 2004. p. 1-16. ISBN APO-NP-005.

SCHLEGEL, W.; BORTFELD, T.; GROSU, A. **New Technologies in Radiation Oncology.** [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg New York, 2006. 411-449 p. ISBN 978-3-540-29999-8.

SCHUBERT, E. F. **Light-Emitting Diodes.** 2ª Edição. ed. New York: CRC Press Taylor & Francis Group, 2006. 191-201;242-270; p. ISBN 978-0-521-86538-8.

SHANI, G. **Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods.** 2ª Edição. ed. [S.l.]: CRC Press LLC, 2001. 361-401 p. ISBN 0-8493-1505-0.

SHEPPARD, R. **Adobe Camera Raw for Digital Photographers Only.** Indianápolis: Wiley Publishing, Inc., v. 2ª Edição, 2006. 45-55 p. ISBN 978-0-470-22457-1.

SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. **Fundamentals of Nuclear Science and Engineering.** 2ª Edição. ed. [S.l.]: CRC Press, 2007. 165-255 p.

STADELHOFFER, J. W.; FRANCK, H.- G. **Industrial Aromatic Chemistry.** 1ª Edição. ed. [S.l.]: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, v. 1ª, 1988. 27-99 p. ISBN 978-3-642-73434-2.

TAUHATA, L. et al. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. **Instituto de Radioproteção e dosimetria**, Rio de Janeiro, p. 201-228, novembro 2013.

THOMAS, J. D. Nikon D90 Digital Field Guide. [S.l.]: Wiley Publishing, Inc., 2009. p. 24-100.

WELL, N. et al. The MXF Book: An Introduction to the Material eXchange Format. [S.l.]: Taylor & Francis, 2013. p. 375-390.

WOLTER, B. V. Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas em radioterapia, Curitiba, p. 1-32, 2016.

WOOTTON, R.; SPRINGALL, D.; POLAK, J. Image Analysis in Histology. [S.l.]: CUP Archive, 1995. p. 62-63.

WRIGHT, G. T. Absolute Scintillation Efficiency of Anthracene Crystal. **Proceedings of the Physical Society**, Grahamstown, v. 68, p. 929-937, 1955. ISSN 10.1088/0370-1301/68/11/317.

ZUBIA, J.; ARRUE, J. Plastic Optical Fiber: An introduction to their technological process and applications. **Optical Fiber Technology**, 2000. 101-140.

Apêndice A

Apêndice I - Cuidados em relação ao antraceno, dados retirados de: (DINÂMICA QUÍMICA CONTEMPORÂNEA LTDA, 2017)

A.1. Controle de exposição e proteção pessoal

Sistema de ventilação: Um sistema de exaustão local ou geral é recomendado para manter a exposição ao usuário a menor possível.

Respiradores pessoais: Usar respirador de proteção à vapores orgânicos.

Proteção da Pele: Manusear o material com luvas contra agentes químicos, sendo que as luvas devem ser inspecionadas antes da utilização. Use uma técnica adequada para a remoção das luvas (sem tocar a superfície exterior da luva) para evitar o contato da pele com o produto. Descarte as luvas contaminadas após o uso, em conformidade com as leis e boas práticas de laboratório . Lavar e secar as mãos.

Proteção para o corpo: roupas impermeáveis, o gênero de equipamento de proteção deve ser escolhido de acordo com a concentração e a quantidade da substância perigosa no lugar de trabalho.

Proteção dos olhos: Óculos de proteção .

A.2. Efeitos potenciais à saúde

Inalação: Causa irritação ao trato respiratório

Ingestão: Causa irritação à área gastrointestinal

Contato com a pele: Causa irritação à pele

Contato com os olhos: Causa irritação, vermelhidão e dor.

A.3 Medidas de primeiros socorros

Inalação: Se for respirado, levar a pessoa para o ar fresco, caso não esteja conseguindo respirar, dar respiração artificial e consultar um médico.

Ingestão: Lavar a boca com água e bicarbonato e provocar o vômito e procurar assistência médica imediatamente.

Contato com a pele: Lavar com sabão e muita água e consultar um médico

Contato com os olhos: Lavar cuidadosamente com muita água, durante pelo menos quinze minutos, e consultar o médico.

A.4. Sintomas e efeitos mais importantes, tanto agudos como retardados

Dor de cabeça, náusea, debilidade e provavelmente promove o desenvolvimento de tumores.

Apêndice B

Apêndice II - Cuidados em relação ao diclorometano (cloro de metileno), dados retirado de: (DINÂMICA QUÍMICA CONTEMPORÂNEA LTDA, 2015)

B.1. Controle de exposição e proteção pessoal

Sistema de ventilação: Um sistema de exaustão local ou geral é recomendado para manter a exposição ao usuário a menor possível.

Respiradores pessoais: Usar respirador de proteção à vapores orgânicos.

Proteção da Pele: Manusear o material com luvas contra agentes químicos, sendo que as luvas devem ser inspecionadas antes da utilização. Use uma técnica adequada para a remoção das luvas (sem tocar a superfície exterior da luva) para evitar o contato da pele com o produto. Descarte as luvas contaminadas após o uso, em conformidade com as leis e boas práticas de laboratório. Lavar e secar as mãos.

Proteção para o corpo: roupas impermeáveis, o gênero de equipamento de proteção deve ser escolhido de acordo com a concentração e a quantidade da substância perigosa no lugar de trabalho.

Proteção dos olhos: Máscaras de proteção e óculos de segurança.

B.2. Efeitos potenciais à saúde

Inalação: Desconforto gastrointestinal, depressão do sistema nervoso central, parestesia, sonolência, convulsões e edema pulmonar.

Ingestão: Causa irritação à área gastrointestinal, pode afetar os órgãos após exposição prolongada ou repetida.

Contato com a pele: causa dermatites

Contato com os olhos: Provocar vermelhidão, visão desfocada e provoca lágrimas.

B.3 Medidas de primeiros socorros

Inalação: Se for respirado, levar a pessoa para o ar fresco, caso não esteja conseguindo respirar, dar respiração artificial e consultar um médico.

Ingestão: Enxaguar a boca com água, caso a pessoa esteja desacordada, nunca dar nada pela boca e consultar um médico.

Contato com a pele: Lavar com sabão e muita água e consultar um médico.

Contato com os olhos: Lavar cuidadosamente com muita água, durante pelo menos 15 minutos, e consultar um médico.

B.4. Sintomas e efeitos mais importantes, tanto agudos como retardados

O Diclorometano é metabolizado no organismo produzindo monóxido de carbono, que eleva e mantém os níveis da carboxi-hemoglobina no sangue, reduzindo a capacidade de condução do oxigênio do sangue. Os efeitos mais importantes são: efeitos anestésicos, dificuldades respiratórias, dor de cabeça, vertigem, sonolência, convulsões, conjuntivite, edema pulmonar. Os efeitos podem ser tardios, como: respiração irregular, dor abdominal, doenças do estômago/ intestinais, náusea, vômito, aumento dos níveis das enzimas hepáticas, debilidade. A exposição prolongada ou em altos níveis pode resultar na absorção de quantidades nocivas do material.