

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FGA - FACULDADE GAMA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**BIOMÉDICA**

**CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO**  
**PARA ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES**  
**RADIOCRÔMICOS**

**GILVAN LOPES DOS SANTOS**

**ORIENTADORA: Dra. Lourdes Mattos Brasil**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PUBLICAÇÃO: 073A/2017**

**BRASÍLIA/DF: AGOSTO – 2017**

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FGA - FACULDADE GAMA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA**

**CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO PARA  
ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES  
RADIOCRÔMICOS**

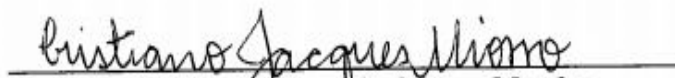
**GILVAN LOPES DOS SANTOS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.**

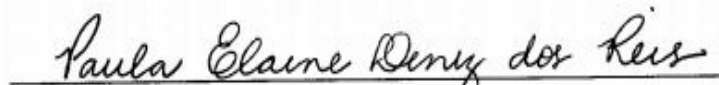
**APROVADA POR:**



**Prof. Dra. Lourdes Mattos Brasil  
(Orientadora)**



**Prof. Dr. Cristiano Miosso Rodrigues Mendes  
(Examinador Interno)**



**Profa. Dra. Paula Elaine Diniz dos Reis  
(Examinadora Externa)**

**BRASÍLIA/DF, 05 DE AGOSTO DE 2017.**

## FICHA CATALOGRÁFICA

### NOME

CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO PARA ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES RADIOCRÔMICOS, [Distrito Federal] 2017. No.p 073A/2017, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2017). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                                   |                         |
|-----------------------------------|-------------------------|
| 1. Radioterapia                   | 2. Filmes radiocrômicos |
| 3. Algoritmo para escâner de mesa | 4. Artefatos            |
| I. FGA UnB Gama/UnB.              | II. Título (série)      |

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SANTOS, G. L. (2017). CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO PARA ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES RADIOCRÔMICOS. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 073A/2017, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, no. p. 96.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: GILVAN LOPES DOS SANTOS

TÍTULO: **CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO PARA ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES RADIOCRÔMICOS**

GRAU: Mestre

ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

2017

SQN 306 – Bloco “C” - Apto. 403

CEP 70745-030 Brasília, DF – Brasil.

## **DEDICATÓRIA**

Aos professores, que marcaram nossas vidas, compartilhando e ajudando a realizar nossos sonhos e, ainda, desafiando-nos a construí-los. Dedico este trabalho aos meus filhos, Gabriel Lopes dos Santos e Micaela Lopes dos Santos, pelas horas de lazer que simplifiquei, aos meus orientadores por sua compreensão e dedicação, à minha família e, sobretudo, a Deus pela perseverança e saúde que me foram depositadas.

## AGRADECIMENTOS

Ao Deus Todo Poderoso que preparou o caminho colocando as pessoas certas, possibilitando a realização deste trabalho no qual pude contar com o apoio e a colaboração de muitas pessoas, às quais gostaria de agradecer:

Aos meus orientadores Profa. Lourdes Mattos Brasil e Prof. Leandro Xavier Cardoso, pelo empenho, dedicação e confiança depositada para que deste trabalho fosse realizado. Obrigado pelas cobranças e por transmitir suas experiências e conhecimentos dedicados às ideias propostas na elaboração deste estudo.

Agradeço, em especial, ao Prof. Cristiano Miosso Rodrigues Mendes, pela paciência e pelas horas dedicadas à parte computacional, sendo esta a base para a realização deste trabalho.

Ao Dr. Victor Gabriel Leandro Alves (INCA) pelo algoritmo cedido e, ao mesmo tempo, pelo empenho em esclarecer dúvidas quanto ao uso do *software*.

Aos meus pais e irmãos, por compreenderem minha ausência nos vários finais de semana. Vocês são minha inspiração e alegria.

Ao Samuel Avelino, pela sua dedicação, conhecimento e por todo apoio profissional, no Hospital Universitário de Brasília (HUB), pela oportunidade de participar dessa pesquisa e pelo compartilhamento de seu conhecimento. Meu reconhecimento e gratidão.

Ao departamento de radioterapia do HUB, em especial aos físicos médicos, tecnólogos e técnicos, meu agradecimento por ceder o acesso às instalações, que por muitas das vezes, comprometendo até mesmo as suas jornadas de trabalho.

Aos meus colegas da Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, pois juntos partilhamos momentos de lutas, tristezas, inseguranças e alegrias. Só vocês podem entender o caminho das pedras e também das flores dessa jornada.

## RESUMO

### CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS EM ALGORITMO PARA ESCÂNER DE MESA PARA AVALIAÇÃO DE FILMES RADIOCRÔMICOS

**Autor:** GILVAN LOPES DOS SANTOS

**Orientadora:** Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica**

**Brasília, Agosto de 2017.**

Filmes radiocrômicos são indicados para avaliar a diferença entre a dose planejada e a dose depositada em radioterapia. A precisão da dosimetria com o uso de filmes faz com que haja uma relação entre os níveis R, G e B (*Red* - vermelha, *Green* – verde, *Blue* - azul) e as doses de radiação, mas esta relação varia com a posição do filme ao longo do escâner. Para corrigir este problema, este estudo teve por objetivo implementar um algoritmo em código livre, por meio da metodologia proposta por Lewis e Chan (2015). Para isso, foi necessário levantar, por um processo empírico, a relação entre os níveis R, G e B e as doses. Após o levantamento das funções de mapeamento entre os níveis e as doses, uma imagem digitalizada pôde ser convertida em imagem de dose. Assim, os filmes foram preparados, irradiados e escaneados a posições determinadas com intervalos de tempo. As imagens escaneadas foram separadas aos níveis de R, G e B e analisadas com o *software ImageJ*. Os valores dos níveis de doses foram usados na implementação de códigos do algoritmo contemplando os canais e as posições do filme. Os níveis de R, G e B foram corrigidos nas imagens originais pelo algoritmo usando interpolação linear para gerar nova imagem processada para cada posição em função dos níveis do centro do escâner. O algoritmo foi validado e aprovado com a correção de todas as regiões de artefatos de filmes. Um caso pertinente está na média das duas posições extremas do canal vermelho, em que o desvio da imagem original foi de 5,8%, enquanto o desvio da imagem processada foi de 1,6%. Foi crescente a influência dos efeitos de tempo entre a irradiação e a digitalização dos filmes com desvio de 1% para o período de 12 para 72 horas. O algoritmo corrigiu de modo equivalente as imagens processadas mesmo levando em consideração apenas a posição no processo de correção. As diferenças entre os níveis de R, G e B e as densidades óticas das imagens originais e processadas foram semelhantes. Com este estudo, espera-se ampliar a aplicação do uso do algoritmo para os campos de tratamento de radioterapia.

**Palavras-chave:** Radioterapia, filme radiocrômico, algoritmo para escâner de mesa, artefatos.

## **ABSTRACT**

### **CORRECTION OF SIDE ARTIFACTS IN ALGORITHM FOR TABLE SCANNER FOR EVALUATION OF RADIOCHROMIC FILMS**

**Author: GILVAN LOPES DOS SANTOS**

**Supervisor: Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil**

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering**

**Brasilia, August 2017**

Radiochromic films are indicated to evaluate the difference between the planned dose and the dose deposited in radiotherapy. The accuracy of the dosimetry with the use of films causes a relationship between the R, G, and B levels and the radiation doses, but this relation varies with the position of the film along the scanner. To correct this problem, this study aimed to implement a free code algorithm in Python, using the methodology proposed by Lewis and Chan (2015). For this, it was necessary to raise by an empirical process, the relationship between the levels R, G, and B (red, green and blue) and doses. After surveying mapping functions between levels and doses, a scanned image could be converted into a dose image. Thus, the films were prepared, irradiated and scanned at determined positions at time intervals. Scanned images were separated at R, G, and B levels and analyzed with ImageJ. The values of dose levels were used in the implementation of algorithm codes contemplating the channels and the positions of the film. The levels of R, G, and B were corrected in the original images by the algorithm using linear interpolation, to generate new processed image for each position as a function of the levels of the center of the scanner. The algorithm was validated and approved with the correction of all regions of movie artifacts. An example is the average of the two extreme positions of the red channel, which the deviation of the original image was 5.8%, while the deviation of the processed image was 1.6%. The influence of the time effects between the irradiation and the scanning of films with 1% deviation for the period from 12 to 72 hours was increasing. The algorithm equivalently corrected the processed images even taking into account only the position in the correction process. The differences between the levels of R, G, and B and the optical densities of the original and processed images were similar. With this study, it is hoped to extend the application of the algorithm to all radiotherapy treatment sites.

**Keywords:** Radiotherapy, radiochromic film, algorithm for table scanner, artifacts.

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	16
1.2 OBJETIVOS .....	18
1.2.1 Objetivo geral .....	18
1.2.2 Objetivos específicos.....	18
1.3 REVISÃO DA LITERATURA .....	18
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	24
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	25
2.1 CÂNCER: definição, origem e mortalidade.....	25
2.1.1 Planejamento de tratamento .....	25
2.1.2 Posicionamento e Imobilização.....	27
2.2 RADIOTERAPIA .....	28
2.2.1 Equipamentos de teleterapia .....	29
2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	32
2.3.1 Efeito Compton.....	33
2.3.2 Efeito Fotoelétrico .....	34
2.3.3 Produção de Pares.....	35
2.3.4 Foto Desintegração.....	35
2.3.5 Efeitos biológicos da interação da radiação com a matéria.....	37
2.4 FILMES DOSIMÉTRICOS .....	40
2.4.1 <i>ImageJ</i> .....	41
2.4.2 Calibrações de filmes dosimétricos X artefatos laterais.....	42
2.5 ESCÂNERES DE MESA .....	44
2.6 ALGORITMO DE CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS .....	45
3 METODOLOGIA.....	45
3.1 O AMBIENTE DO ESTUDO.....	45
3.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	46
3.2.1 Preparação e irradiação de filmes radiocrômicos <i>Gafchromic EBT3</i> .....	46
3.2.2 – Escaneamento de filmes radiocrômicos.....	47
3.2.3 – Análise de valores de níveis em R, G e B .....	49
3.2.4 – Implementação do algoritmo para processamento da correção de artefatos laterais	50
3.2.5 – Doses de referência para validação de algoritmo .....	53
3.2.6 - Análise dos resultados.....	54



4 RESULTADOS .....	55
4.1 ELABORAÇÃO DO ALGORITMO PARA CORREÇÃO DOS ARTEFATOS LATERAIS.....	55
4.2 CÁLCULOS DAS CONSTANTES PARA CORREÇÃO LINEAR DOS ARTEFATOS LATERAIS.....	56
4.3 RESPOSTA DOS VALORES DO NÍVEL R, NÍVEL G, NÍVEL B DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA CORRIGIDAS .....	60
5 DISCUSSÃO .....	63
5.1 VIABILIDADE DO ALGORITMO DESENVOLVIDO para avaliação de filmes dosimétricos.....	63
5.2 ANÁLISE DOS VALORES DO NÍVEL R, NÍVEL G, NÍVEL B DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA PROCESSADAS.....	63
5.3 ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO INTERVALO DE TEMPO ENTRE A IRRADIAÇÃO E ESCANEAMENTO DOS FILMES NO ARTEFATO LATERAL.....	77
5.4 ANÁLISE DOS VALORES DE DENSIDADE ÓTICA DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA PROCESSADAS .....	79
6 CONCLUSÃO .....	84
7 TRABALHOS FUTUROS.....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	86
APÊNDICE .....	90
ANEXO .....	95

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Pesquisa por palavras-chave na língua portuguesa .....	19
Tabela 2: Pesquisa por palavras-chave na língua inglesa.....	20
Tabela 3: Composição aproximada de um ser humano (NOUAILHETAS, s.d.).....	38
Tabela 4: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados à 2 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas.....	57
Tabela 5: Valores de constantes encontradas através da função linear à 2 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.....	57
Tabela 6: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados a 12 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas. ....	58
Tabela 7: Valores de constantes encontradas através da função linear à 12 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.....	58
Tabela 8: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados à 72 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas. ....	59
Tabela 9: Valores de constantes encontradas através da função linear à 72 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.....	59
Tabela 10: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada a 2 horas após a irradiação dos filmes.....	60
Tabela 11: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada à 12 horas após a irradiação dos filmes.....	61
Tabela 12: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada à 72 horas após a irradiação dos filmes.....	62
Tabela 13: Desvios dos níveis R, G e B da imagem não processada com intervalo de tempo de 2 horas entre a irradiação e o escaneamento do filme.....	64
Tabela 14: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 2 horas após a irradiação do filme e o escaneamento da imagem. ....	65
Tabela 15: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada, para cada canal, dose e posição à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.....	66
Tabela 16: Desvios do nível R, nível G, nível B da imagem não processada para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	69
Tabela 17: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	70
Tabela 18: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada, para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem...	71
Tabela 19: Desvios dos níveis R, G e B da imagem não processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	73
Tabela 20: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	74
Tabela 21: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem...	75
Tabela 22: Diferença dos desvios do nível vermelho das imagens originais e processadas das posições -100 e 100 mm. ....	78
Tabela 23: Resultados de densidade óptica da imagem não processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas. ....	79

Tabela 24: Desvios da densidade ótica da imagem não processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas. ....	80
Tabela 25: Resultados de densidade ótica da imagem processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas. ....	81
Tabela 26: Desvios da densidade ótica da imagem processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas. ....	82
Tabela 27: Diferença dos níveis R, G e B e da densidade ótica do canal vermelho das imagens originais e processadas para o intervalo de 2 horas.....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação da distribuição de dose prevista pelo SPT (HUB, 2016). .....	27
Figura 2: Imobilizador de material polimérico utilizado no Serviço de Radioterapia do HUB antes de ser moldado automaticamente no paciente (HUB, 2014). .....	28
Figura 3: Componentes do acelerador linear (SCAFF, 1997). .....	30
Figura 4: Esquema de uma Válvula klystrons de duas cavidades (KARZMARK, 1981). .....	31
Figura 5: Ilustração do efeito Compton (SANTOS, 2015). .....	33
Figura 6: Ilustração do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 2003). .....	34
Figura 7: Ilustração da produção de pares (BUSHONG et al., 2010). .....	35
Figura 8: Ilustração de fotodesintegração e uma interação entre fótons de alta energia e o núcleo (BUSHONG et al., 2010). .....	36
Figura 9: Faixa de predominância, em energia e em número atômico, dos três tipos de interações de fótons com o material (TAUATA, 2003). .....	36
Figura 10: Filamento de DNA (NOUAILHETAS, s. d). .....	37
Figura 11: Configuração do filme <i>EBT2</i> (ISP, 2009). .....	41
Figura 12: Aquisição de filmes em R, G e B (HUB, 2016). .....	42
Figura 13: Respostas do filme <i>Gafchromic EBT2</i> em um escâner (ISP, 2009). .....	42
Figura 14: Resposta do filme <i>Gafchromic EBT2</i> à doses entre 5 Gy e 40 Gy (ISP, 2009). .....	43
Figura 15: Escâner de mesa Epson <i>Expression 10000XL</i> (EPSON IBÉRICA S.A s.d.). .....	44
Figura 16: Fantoma de água sólida com filme radiocrômico entre suas placas, posicionados ao campo de irradiação (HUB, 2017). .....	47
Figura 17: Filmes fixados em molde de papel (HUB, 2017). .....	47
Figura 18: Borda superior com medidas em orientações para posicionamentos de filmes radiocrômicos escaneados (HUB, 2017). .....	48
Figura 19: Orientações de doses em escâner de mesa. .....	49
Figura 20: <i>Interface do ImageJ</i> ( <i>ImageJ</i> , 2017). .....	49
Figura 21: Resultado da separação da imagem em três canais de 16 bits cada ( <i>ImageJ</i> , 2017). .....	50
Figura 22: Ilustração das funções que compõem algoritmo em <i>Python</i> para processamento de imagem corrigida. .....	53
Figura 23: À esquerda ilustração de uma imagem original (não corrigida) e à direita imagem gerada pela correção aplicada pelo algoritmo desenvolvido. .....	56
Figura 24: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	67
Figura 25: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	67
Figura 26: Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	68
Figura 27: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	71
Figura 28: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	72

Figura 29: Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	72
Figura 30: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	75
Figura 31: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	76
Figura 32: – Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraído à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem. ....	77
Figura 33: Arquivo de algoritmo em <i>Python</i> “calibração.py” .....	90
Figura 34: Arquivo de algoritmo em <i>Python</i> “função_correção_lat.py” .....	92
Figura 35: Arquivo de algoritmo em <i>Python</i> “processamento_imagens_filmes_dosimétricos.py” .....	93
Figura 36: Arquivo de algoritmo em <i>Python</i> “nova_imagem_processada.py” .....	94

## LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

AAPM - *American Association of Physicists in Medicine*

B+F – Base mais *Fog*

C – Carbono

CACON - Centros de Assistência de Alta Complexidade em Oncologia, do Hospital Universitário de Brasília

CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CCD - Dispositivo de Carga Acoplada - *charge-coupled device*

CQ – Controle de Qualidade

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CT – Tomografia computadorizada - *Computed Tomography*

DICOM - *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DNA - Ácido Desoxirribonucleico

DO – Densidade Ótica

DP – Desvio Padrão

DPI – *Dots Per Inch*

E – Energia

$E_E$  - Energia do fóton espalhado

$E_I$  - Energia do fóton incidente

$E_L$  – Energia de Ligação

$E_C$  – Energia cinética

$e^-$  - *Elétron negative*

$e^+$  - *Elétron positivo*

Gy – *Gray*

cGy – *Centi Gray*

H – Hidrogênio

ImageJ - *Image Processing and Analysis in Java*

HUB – Hospital Universitário de Brasília

INCA-Instituto nacional do Câncer

IMRT - Radioterapia de Intensidade Modulada

JPEG - *Joint Photographic Experts Group*

KeV – *Kilo eletrovolt*

Kystron - Magnetron

LILACS – *Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde*

MEDLINE – *Medical Literature Analysis and Retrieval System Online*

MeV – Milhão de eletrovolt

MATLAB - *MATrix LABoratory*

N - Nitrogênio

NCBI – *National center for biotechnology information*

NLM – *National Library of medicine*

O – Oxigênio

PDF - *Portable Document Format*

PQRT – Programa de Qualidade em Radioterapia

PubMed – *National Library of Medicine*

Port. – Portaria

R, G, B – *Red – Green - Blue*

RM – Ressonância Magnética

SPT – Sistema de Planejamento de Tratamento

TC – Tomografia Computadorizada

TIFF - *Tagged-Image File Format*

UM – Unidade Monitora

Z - Número atômico

2D – *Segunda Dimensão*

3D – *Terceira Dimensão*

°C - Graus

$\mu$  – Coeficiente e atenuação linear



# 1 INTRODUÇÃO

A radioterapia é uma técnica de tratamento oncológico com objetivo de homogeneizar a dose de radiação no volume alvo que inclui as células cancerosas e uma margem ao redor do tumor. Empregada para qualquer neoplasia que abrange o uso da radiação ionizante, a radioterapia contempla as variações de posicionamento do paciente, o movimento dos órgãos e o movimento do paciente. Além disso, a radioterapia deposita a radiação, buscando o mínimo de dano nos tecidos sadios adjacentes ao tumor (ALVES, 2013).

Para tratamento dos pacientes com câncer, a radioterapia é uma modalidade terapêutica essencial, pois segundo estimativas do INCA (Instituto Nacional de Câncer), no Brasil, para o biênio 2016-2017, são esperados 600 mil novos casos de câncer, incluindo os cânceres de pele não melanoma. Entretanto, excetuando-se 180 mil novos casos de câncer de pele não melanoma, estima-se que ocorrerão cerca de 420 mil novos casos de câncer, o que constitui a observância da existência de um perfil da magnitude em países em desenvolvimento, fundamental para o monitoramento da morbimortalidade habitacional para as ações de prevenção e controle do câncer e seus fatores de risco (BRASIL, 2015).

Em atenção aos princípios acima, a contribuição dos avanços tecnológicos trouxe a radioterapia conformacional tridimensional (3D), que baseia o planejamento do tratamento em imagens de tomografia computadorizada. Dessa maneira, os SPTs (Sistemas de Planejamento de Tratamentos), constituídos por *softwares* específicos de planejamento em radioterapia, foram desenvolvidos para prever a dose que será entregue ao paciente antes da execução do tratamento. Com essa técnica de planejamento, podem ser comparadas no computador mais de uma configuração de campos de tratamento (incidências de feixe de radiação) para que o médico escolha aquela opção mais efetiva ao tratamento do tumor e menos tóxica ao paciente (JOHNSTON, 2011).

Existem diversos tipos de algoritmos de cálculo de doses implementados nos SPT, que levam em consideração distintos fatores. Assim, a precisão da previsão da distribuição de dose no paciente depende do tipo de algoritmo usado no SPT (MORGAN, 2008).

Embora tais avanços tecnológicos tenham proporcionado sucesso na redução da dose para os tecidos sadios, a dosimetria requer o controle de qualidade dos procedimentos executados para verificar a distribuição de doses de planos de tratamento. Logo, os filmes *Gafchromic* modelo EBT3 constituem uma ferramenta indicada para detectar erros importantes para avaliar as diferenças entre a dose planejada e a dose depositada durante a

radioterapia, bem como para o registro de doses recebidas pelos pacientes individualmente (MIJNHEER, 2013).

O enegrecimento do filme radiocrômico EBT3 determina a dose de radiação que incide sobre o filme, o que corresponde à densidade de seu corante de modo que seu estudo é caracterizado na quantidade de luz que incide sobre o filme ( $I_0$ ) e a quantidade de luz que consegue ultrapassá-lo ( $I$ ). Logo, a transmissão da luz é dada por:  $DO = -\log_{10} \frac{I_0}{I}$ , (PODGORSK, 2005).

Os filmes dosimétricos, como um dosímetro 2D autor revelador, possuem uma fraca dependência energética para a faixa de energia compreendida entre KeV a MeV. Ainda apresentam alta resolução espacial e uniformidade melhor que 1,5%, bem como densidade equivalente próxima à encontrada no tecido humano (MAYERS, 2011). Em combinação a estas características, quando expostos à radiação, os filmes radiocrômicos *Gafchromic* modelo EBT3 produzem imagens coloridas. Por esta razão, a utilização de escâner de mesa multicanal de luz branca tem sido empregada como melhor solução para o uso do filme radiocrômico. Isto ocorre porque o escâner multicanal oferece a seleção do canal de cor vermelha para maior sensibilidade em doses mais baixas, enquanto a extensão do intervalo dinâmico do filme a doses mais elevadas é encontrada no canal de cor verde e azul (Lewis e Chan, 2012).

A precisão melhorada do método multicanal vem da sua capacidade para resolver a imagem digital de um filme medido. Porém, fatores negativos provocados pelas diferentes respostas do filme em relação à fonte de luz polarizada pelo escâner geram uma dependência em relação à orientação em que os filmes são digitalizados. Os filmes devem ser digitalizados na mesma direção dos filmes usados na criação da curva de calibração (MAYERS, 2011). Tipicamente a dosimetria com filmes dosimétricos pode alcançar incertezas de até 7%, sobretudo em regiões de artefatos nos filmes (ALVES, 2013).

Estudos apresentados por Lewis e Chan (2015) apontam para uma solução na qualidade assegurada nos escâneres de mesa usados na dosimetria com filmes radiocrômicos. Assim, a precisão da resposta do filme está credenciada na correção da resposta dos artefatos laterais, o que caracteriza compensar a variabilidade de digitalização em detrimento a possíveis incertezas de medição.

Neste contexto, este trabalho propõe implementar um código-fonte, seguindo a metodologia proposta por Lewis e Chan (2015), no qual os autores apresentam uma solução viável para a correção de artefatos laterais em escâner de mesa para dosimetria com filmes radiocrômicos. Este estudo levou em conta avaliar os efeitos de tempo provocado entre a

irradiação e o escaneamento de filmes radiocrômicos e a conversão dos níveis R, G e B para a densidade ótica do filme da imagem original e da imagem processada, tendo em vista que, a melhora nas estimativas de dose após a correção em uma condição de uso hospitalar, merece destaque.

## **1.2 OBJETIVOS**

### **1.2.1 Objetivo geral**

Este trabalho tem por objetivo principal implementar um algoritmo para escâner de mesa para correção de artefatos laterais em dosimetria com filmes radiocrômicos.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

Os objetivos deste trabalho podem ser delineados da seguinte forma:

- Implementar a metodologia desenvolvida por Lewis e Chan (2015) para a correção de artefatos laterais a partir do desenvolvimento de um código-fonte em *software* livre;
- Irradiar filmes radiocrômicos com doses de referência para a validação de correção dos artefatos laterais em escâner de mesa;
- Analisar a influência do intervalo de tempo entre a irradiação e o escaneamento da imagem original e corrigida; e
- Analisar as diferenças dos níveis R, G e B e das densidades ótica das imagens referência processadas.

## **1.3 REVISÃO DA LITERATURA**

A base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: *PubMed (Publications in Medicine)*, INCA (Instituto Nacional do Câncer), Portaria nº 453 de 1º de junho de 1998, CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), USP (Universidade de São Paulo) e MEDICAL PHYSICS, que integra a base de dados e o jornal científico oficial que contempla publicações científicas na área da física e da matemática à solução de problemas em medicina e biologia humana. Foram realizadas pesquisas usando algumas palavras-chaves nas bases de dados já mencionadas, em língua portuguesa. A busca realizada considerou a área da física médica e das ciências da saúde, distribuída na Tabela 1, indicando a busca por palavras-chave do tema em estudo.

Tabela 1: Pesquisa por palavras-chave na língua portuguesa

<b>Palavra-chave</b>	<b>PUBMED</b>	<b>MEDPHYS</b>	<b>CAPES</b>	<b>CNEN</b>	<b>INCA</b>	<b>USP</b>
	1347	8	2	13	4.180	10.700
R + FR	0	0	0	0	10	60
R + AEM	0	0	0	0	5	30
R + A	4	0	0	0	43	408
R + CLE	0	0	0	0	6	57
R + CLE + A	0	0	0	0	3	56
R + CLE + A + AEM	0	0	0	0	1	7
R + CLE + A + AEM + FR	0	0	0	0	1	0
R + A + CLE	0	0	0	0	3	0
R + A + CLE + AEM	0	0	0	0	1	0
R + A + CLE + AEM + FR	0	0	0	0	1	0
R + AEM + FR	0	0	0	0	2	7
R + AEM + FR + CLE	0	0	0	0	1	0
R + AEM + FR + CLE + A	0	0	0	0	0	0
R + FR + AEM	0	0	0	0	0	7
R + FR + AEM + CLE	0	0	0	0	0	0
R + FR + AEM + CLE + A	0	0	0	0	0	0

(Legenda: R = Radioterapia; FR = Filme Radiocrômico; AEM = Algoritmo para escâner de mesa; A = Artefatos; Correção lateral do escâner = CLE).

O valor igual à zero dos resultados das combinações das palavras-chave empregadas foram desconsideradas nas apresentações das distribuições numéricas.

Para a pesquisa em língua inglesa, a busca considerou o uso das palavras-chave na área da física médica e das ciências da saúde. A Tabela 2 mostra o resultado da busca em função do tema em estudo.

Tabela 2: Pesquisa por palavras-chave na língua inglesa.

<b>Palavras-chave</b>	<b>PUBMED</b>	<b>MEDPHYS</b>	<b>CAPES</b>	<b>CNEN</b>	<b>INCA</b>	<b>USP</b>
R	316.212	9.543	0	0	372	3.730
R + FR	534	685	0	0	0	5
R + AEM	0	49	0	0	0	0
R + A	9.210	1.412	0	0	2	40
R + CLE	3	537	0	0	5	40
R + CLE + A	1	364	0	0	1	126
R + CLE + A + AEM	0	22	0	0	0	1
R + CLE + A + AEM + FR	0	15	0	0	0	0
R + A + CLE	1	364	0	0	1	88
R + A + CLE + AEM	0	22	0	0	0	1
R + A + CLE + AEM + FR	0	15	0	0	0	0
R + AEM + FR	0	0	0	0	0	0
R + AEM + FR + CLE	0	0	0	0	0	0
R + AEM + FR + CLE + A	0	0	0	0	0	0
R + FR + AEM	0	0	0	0	0	0
R + FR + AEM + CLE	0	0	0	0	0	0
R + FR + AEM + CLE + A	0	0	0	0	0	0

(Legenda: R = *Radiotherapy*; FR = Radiocomic Film; AEM = Algorithm for desktop scanner; A = Artifacts; Scanner side correction = CLE).

Analisando os trabalhos nas bases de dados da pesquisa, os que mais se relacionam ao tema resultante da pesquisa, destacam-se os trabalhos a seguir os trabalhos descritos nos próximos parágrafos.

Na base de dados da *PubMed*, através do cruzamento dos dados da pesquisa, o estudo de Steenbeke et al., (2016) demonstra que o filme EBT3 é uma excelente ferramenta de CQ

para avaliar a dosimetria em uma unidade de radioterapia. Portanto, Pérez (2016) apresenta o efeito da polarização da luz do escâner sobre a orientação do filme em diferentes posições. Como pressuposto a este estudo, o trabalho proposto por Lewis e Chan (2015) sugere uma calibração com uma otimização multicanal, utilizando filmes dosimétricos irradiados a diferentes doses de radiação. Em delineamento a essa análise, Arjomandy et al., (2010) e Sutherland (2010) apresentam um estudo comparativo com outros filmes, de modo que observou a fraca dependência energética do filme EBT2. Assim, Lewis e Chan (2015) e Sigrun et al., (2008) utilizaram curvas de calibração para excluir a dependência da orientação do filme no escâner de mesa.

Merece destaque, ainda, o trabalho de Morgan et al., (2008), que reporta consequências para a avaliação das relações dose-efeito e dos parâmetros utilizados nas decisões de planejamento de tratamento, sendo estes um momento oportuno para reavaliar essa informação.

O estudo de Battum (2016) apresenta a desvantagem do efeito da varredura lateral do escâner de mesa na polarização da luz do sistema óptico do espelho com o filme radiocrômico. Porém, apresentando grande relevância, o trabalho de Micke et al., (2011) mostrou ser significativa a dosimetria multicanal na redução dos artefatos, principalmente na integridade da informação da dose. Abordando o comissionamento de filmes radiocrômicos para dosimetria, Méndez (2013) demonstrou ser substancialmente superior a dosimetria com três canais (R, G, B) à dosimetria de canal vermelho.

No portal do INCA, objetivando a alteração de uma busca mais simplificada com a palavra: “*Radiochromic film*” e “*Scanner side correction*” foram encontrados 5 trabalhos resultantes, dos quais apenas 2 foram relevantes para o tema em estudo. Portanto, o estudo do Victor (2014) resultou na implementação de um *software* em MATLAB, tendo como base o *software Gafgui*, para validar o cálculo da incerteza para a otimização da dosimetria absoluta para verificação do planejamento do tratamento em radioterapia. Como estimativa, o INCA (2016) apresenta dados de casos de câncer no Brasil para o biênio 2016-2017.

A base de dados, da Portaria nº 453, apresenta os riscos inerentes ao uso das radiações ionizantes e a necessidade de se estabelecer uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico.

Na base da CAPES, observou-se que, no que se referem ao assunto da base de dados pesquisada, os autores Pérez et al., (2016); Micke et al., (2011); Mendez et al., (2013) e Sigrun et al., (2008) não dispunham de dados significativos para a pesquisa, pois os temas propostos desses autores tornaram-se repetitivos às bases anteriores. Logo, o estudo proposto

por Battum et al., (2008, 2009 e 2016) resultou no estudo da precisão em medidas de dose absoluta com o uso de filme *GafChromic* EBT3, sob a condição de que a película é digitalizada em uma área centrada e limitada no escâner com incerteza de 1,3%. No segundo estudo, além de verificar as alterações no estado de polarização da luz do escâner de mesa causadas pelos filmes EBT3, propôs um método para corrigir os efeitos laterais do escâner de mesa. No terceiro trabalho, foi apresentado o efeito da varredura lateral do escâner de mesa sobre o filme dosimétrico *GafChromic* EBT3.

Por fim, Babic et al., (2009) utilizaram um método de dosimetria tridimensional de campos de radiação de megavoltagem de pequeno porte, usando géis radiocrômicos e varredura óptica de TC (Tomografia Computadorizada), de modo que o conjunto de dados volumétricos são autoconsistentes numa única exposição, com resolução espacial suficiente para caracterizar com precisão pequenos campos.

Na Associação Americana de Física Médica, a *Medical Physics*, foi encontrado 15 trabalhos resultantes de uma busca simplificada. Destes trabalhos, apenas 8 apresentaram relevância para o tema da pesquisa.

Karzmark (1989) trouxe um estudo físico dos componentes de um acelerador linear bem como da função da operação de um acelerador de megavoltagem para geração do feixe de irradiação, com o objetivo para tratamento de pacientes de radioterapia.

O estudo proposto por Alves et al., (2013) demonstrou o desenvolvimento de um *software* para realizar o cálculo de dose otimizados em radioterapia a fim de minimizar a diferença de doses em todos os canais, o que propõe melhor desempenho quando a otimização robusta é usada.

A pesquisa de Lewis e Chan (2015) e Marrazzo et al., (2015) apresentaram uma solução prática para eliminar os artefatos laterais induzidos pela resposta não uniforme de um escâner de mesa na leitura do filme radiocrômico. No trabalho de Mayers et al., (2011) é apresentado além das características intrínsecas do filme, a dependência angular do mesmo quando escaneado e o modo de configuração do escâner de mesa para leitura com aquisição de dados brutos de filme radiocrômico.

Menegotti et al., (2008) apresentaram a criticidade da cinedosimetria frente à leitura no escâner utilizados para análise de filme de IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy* – Radioterapia de Intensidade Modulada) e sua correção em arranjos bidimensionais em câmara de ionização. Porém, Mijnheer et al., (2013) propõem que todos os tratamentos com intenção curativa devem ser identificados através de medições *in vivo* da dose planejada e da dose recebida por pacientes individualmente, a fim de permitir a identificação de

possíveis erros no cálculo da dose, transferência de dados, entrega de dose, configuração do paciente e mudanças na anatomia do paciente.

Shimohigashi et al., (2015) utilizaram um protocolo de varredura única, utilizando o filme *Gafchromic* EBT3, comparando-o com o protocolo de medição de 24 horas usado para a dosimetria de filmes radiocrômicos.

Da base de dados dos livros, foram utilizadas 8 referências bibliográficas. Destes, podem-se destacar Scaff (1977) de modo que foi aproveitado o conteúdo do processo de produção de energia em um acelerador linear. Lima (1995) e Hall (2006) demonstraram a caracterização dos efeitos biológicos produzidos pelo polimorfismo, objeto da interação da irradiação com a matéria. Assim, Bushong (2010) e Okuno (2010) demonstraram essas interações das radiações com a matéria por meio dos processos físicos.

Utilizando um planejamento terapêutico, voltado para o tratamento de pacientes oncológicos, Khan et al., (2012) descreveram as formas avançadas de planejamento adquiridos por meio dos avanços tecnológicos. Já na utilização de uma linguagem contemporânea, Kase et al., (1990) utilizaram seu livro para descrever o processo da dosimetria para o uso da radiação ionizante.

Na base de dados da Universidade de São Paulo (USP), como referência pela enorme quantidade de acervos em publicações, na busca da pesquisa, o estudo de Reis (2015) foi aproveitado, pois se ajustava melhor ao desenvolvimento desse trabalho. Nele, o autor apresenta um trabalho com diferentes algoritmos de cálculo de dose em cálculos com correção de heterogeneidades, cujas diferenças possuem impacto nas distribuições de dose em planejamento de tratamentos de tumores pulmonares. O trabalho de Alves (2016) expôs a realidade das manifestações do prazer e do sofrimento do médico oncologista que atua em unidades hospitalares no estado de Minas Gerais. Nele, o sentido do trabalho foi evidenciado por meio da identificação com o trabalho e de sua relevância para a sociedade e para a vida pessoal.

Os dados apresentados foram bem interessantes ao tema deste estudo, pois fazem referência ao uso de filmes radiocrômicos como condicionante para testes de controle de qualidade e para a correção da dependência lateral do escâner de mesa. Os filmes radiocrômicos foram testados e aprovados. Portanto, os estudos demonstraram uma viabilidade para a utilização na análise de doses *in vivo* em pacientes submetidos à radioterapia.



## **1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO**

Este trabalho está organizado em sete capítulos.

No capítulo dois, é apresentada uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão do estadiamento tumoral, bem como a aplicação de técnicas terapêuticas no tratamento de células neoplásicas.

O capítulo três detalha a metodologia utilizada no estudo, entre a preparação, a irradiação e o escaneamento de filmes radiocrômicos, para a implementação e a validação do algoritmo, bem como especifica o ambiente em que permitiu realizar os experimentos.

O capítulo quatro descreve os resultados da validação dos testes realizados pelo algoritmo implementado.

O capítulo cinco discute os pontos de maior importância, envolvendo a viabilidade do algoritmo com os resultados da imagem processada e a influência do intervalo de tempo entre a irradiação e o escaneamento do filme.

O capítulo seis descreve a conclusão dos resultados obtidos por meio do estudo realizado.

Por fim, o capítulo sete apresenta o trabalho futuro que pode ser desenvolvido a partir dos resultados obtidos decorrentes dos testes apresentados neste trabalho.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1 CÂNCER: DEFINIÇÃO, ORIGEM E MORTALIDADE**

O câncer, cujo sinônimo em grego é *karkinos* ou *carcino*, é uma doença que atinge milhões de pessoas no mundo inteiro e que faz referência “a um gigantesco caranguejo”. Foi descrita como tal pelo médico grego Hipócrates, pois, em sua análise, o corpo do caranguejo era similar à fração principal do câncer e as patas como as metástases ou ramificações destas no meio celular. Atualmente, a doença é descrita como o resultado de um desequilíbrio celular que ocorre quando células anormais dividem-se descontroladamente, e que traz como resultado uma série de alterações nos genes que controlam o crescimento e o comportamento celular (ALVES, 2016).

No Brasil, a estimativa para o biênio 2016-2017, aponta a ocorrência de cerca de 600 mil casos novos de câncer, sendo 420 mil de novos cânceres quando se excetua o câncer de pele não melanoma. Esse prognóstico aponta que o câncer é um problema de saúde pública, especialmente em países em desenvolvimento onde o impacto para as próximas décadas corresponda na população mundial 80% dos mais de 20 milhões de novos casos estimados para o ano de 2025. Logo, essas estimativas podem descrever padrões atuais de incidência de câncer, o que permite possibilitar o dimensionamento do impacto dessa doença no país (BRASIL, 2015).

Apesar de o país dispor de programas de detecção precoce do câncer, o atraso do diagnóstico é uma realidade que não se deve desconsiderar, pois se percebe que pela sintomatologia o predomínio dos estágios avançados demonstrou uma sobrevivência de pacientes portadores de câncer de orofaringe de cinco anos, o que demonstra que 68% desse predomínio resultaram da falta de políticas públicas voltada para a atenção da precocidade do diagnóstico na indicação terapêutica, resultando em um prognóstico sombrio para uma parcela significativa de doentes (MIYAMOTO, 2014).

#### **2.1.1 Planejamento de tratamento**

Os planejamentos radioterápicos consistem de um conjunto de operações independentes que tornam o planejamento mais preciso e mais ágil. Portanto, antes da aplicação da radiação, para conferir as condições reais de tratamento, é realizada uma simulação e um planejamento de fatores, tais como: a região do tumor em relação ao feixe de radiação, campos de

aplicação, posicionamento, fixadores e modificadores de feixe como, constituintes de blocos e ou filtros físicos e dinâmicos compensadores (SCAFF, 1979).

Outrora, o planejamento em radioterapia incluía as curvas de isodose, consistidas de mapas de distribuição de doses desenhadas para tratamento em pacientes com o propósito de auxiliar na visualização da dose no volume do tumor, o que demandava muitas horas de trabalho, demora e complexidade dos processos envolvidos (SCAFF, 2010).

Os primeiros sistemas de planejamento foram desenvolvidos com o avanço tecnológico, reportando em *2D* ou duas dimensões, dispensando a necessidade de se obter o contorno manual do paciente. Logo, uma nova evolução tornou realidade o planejamento em *3D* ou três dimensões, o que permite delinear a região irradiada e poupar os órgãos sadios reconstruindo as imagens de Ressonância Magnética (RM) e Tomografia Computadorizada (TC) (SCAFF, 2010).

A radioterapia convencional ou *2D* ou bidimensional caracteriza-se pelo cálculo da dose prescrita num ponto e pela distribuição da dose num plano da região irradiada. Para isso, são usadas curvas de isodose padrão fornecidas pelo fabricante do equipamento de radioterapia. O técnico em radioterapia faz o molde da área do paciente a ser tratada e o físico médico calcula a distribuição de dose, por meio das curvas de isodose fornecidas pelo fabricante (KHAN, 2000).

No planejamento conformacional *3D* ou tridimensional são utilizadas imagens em três dimensões, que tem como característica básica o planejamento e a prescrição da dose em um volume e não mais em um ponto como na radioterapia *2D*. Com o auxílio da tomografia computadorizada, é possível definir geometria de planos para poder maximizar a dose na região tumoral e poupar os órgãos sadios para posterior avaliação da relação dose/volume para cada região de interesse (KHAN, 2000).

Através de uma parametrização matemática, o processo de planejamento tem como meta produzir um tratamento factível em função dos objetivos estabelecidos clinicamente para o paciente. Dessa maneira, os Sistemas de Planejamento de Tratamento são compostos por *softwares* específicos de planejamento em radioterapia, desenvolvidos para prever a dose que será entregue ao paciente antes da execução do tratamento. Além disso, com essa técnica de planejamento, podem ser comparados, no computador, campos com configuração de frações de um a seis, quando múltiplos, são dispostas com diferentes angulações por fração, para que o médico escolha aquela opção mais efetiva ao tratamento do tumor e menos tóxica ao paciente (JOHNSTON, 2011).

A Figura 1 representa uma distribuição de dose prevista pelo SPT para tratamentos de região de pescoço.

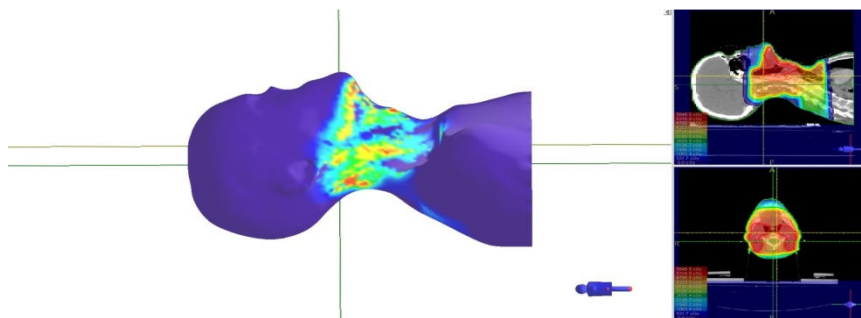


Figura 1: Representação da distribuição de dose prevista pelo SPT (HUB, 2016).

Existem diversos tipos de algoritmos de cálculo de dose implementados nos SPT, que levam em consideração distintos fatores, nesse entremeio, são considerados a presença de heterogeneidade dos tecidos e a não presença de heterogeneidades dos tecidos. Assim, a precisão da previsão da distribuição de dose no paciente depende do tipo de algoritmo usado no SPT (MORGAN, 2008).

A presença de heterogeneidades no paciente, devido às características físicas (diferentes densidades) dos órgãos, pode ou não ser considerada nos SPT, para calcular as doses nas estruturas de interesse. Tipicamente, o uso de algoritmos que contemplam a heterogeneidade dos tecidos permite obter melhor precisão no cálculo de doses, sobretudo na região do tórax (REIS, 2015).

### 2.1.2 Posicionamento e Imobilização

Em radioterapia, a escolha do posicionamento é definida através dos acessórios de posicionamento e ou imobilização do paciente, sendo a imobilização a primeira etapa do planejamento do tratamento. Em uma rotina de um serviço de radioterapia são utilizados imobilizadores individuais para pacientes com tratamentos localizados. Dentre estes, pode-se destacar os *Breast Board* (suporte para mama), as máscaras termoplásticas, os *Belly board* (suporte para abdome), os *Pron pillow* (travesseiro para posição em decúbito ventral), os retratores de ombros, os suportes para braços elevados, os suportes de apoio de joelhos, de pés, dentre outros (ONCOGUIA, 2014).

A segurança no tratamento está diretamente relacionada pela garantia da imobilização, pois normalmente o tratamento com as radiações ionizantes são feitas de forma fracionada, com aplicações de doses diárias, o que implica na necessidade de uma imobilização e um posicionamento reproduzível para as características do planejamento (LOCH, 2010).

Na Figura 2, a imagem demonstra o uso do acessório de imobilização para o tratamento de cabeça e pescoço por meio da máscara termoplástica. Esse imobilizador contém aspecto de rede de material termoplástico com regiões vazadas, garantindo a imobilização do paciente e a exatidão da distribuição da dose de radiação.

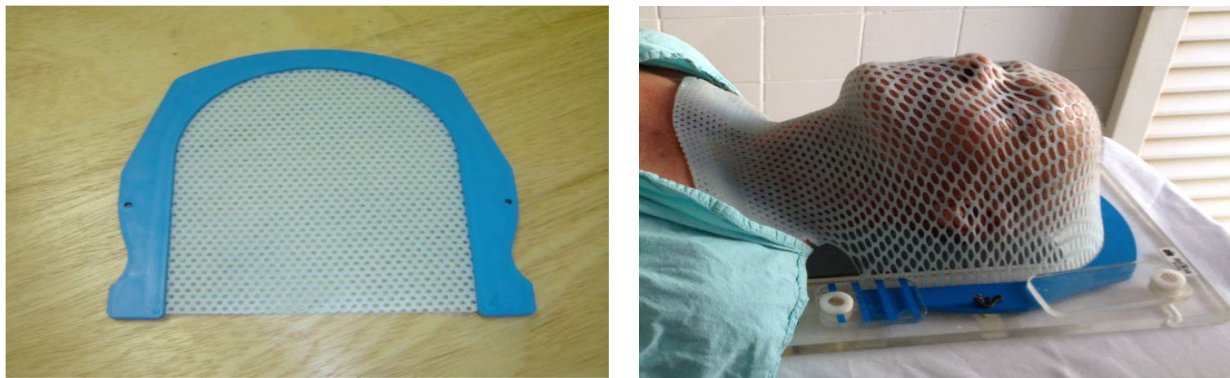


Figura 2: Imobilizador de material polimérico utilizado no Serviço de Radioterapia do HUB antes de ser moldado automaticamente no paciente (HUB, 2014).

A máscara termoplástica, no entanto, é feita de material sintético, um polímero que é disponibilizado em forma de placas sustentadas por moldura plástica, que apresenta abas para fixação e travamento da região posterior do crânio à mesa de tratamento. Esse imobilizador contém aspecto de rede de material termoplástico com regiões vazadas, garantindo a imobilização do paciente, conforme imagem representada pela Figura 2.

O material termoplástico quando aquecido em água a uma temperatura de 70 °C fica mole e permite sua modelagem na região de tratamento de cabeça e pescoço do paciente. Ao mesmo tempo em que o termoplástico esfria, acontece seu endurecimento, moldando a forma da região compreendida para o tratamento, permanecendo diretamente em contato com a pele (LOCH, 2010).

O posicionamento do paciente e a localização do volume tratado são avaliados periodicamente por meio de imagens portais. A imagem portal é utilizada para avaliar a precisão do posicionamento do paciente submetido à radioterapia. Esta imagem, também é denominada filme de localização ou filme portal, usada para ajustar o isocentro do paciente, os limites do campo de tratamento, e a verificação dos blocos de proteção (ONCOGUIA, 2014).

## 2.2 RADIOTERAPIA

Utilizada em oncologia como método de tratamento terapêutico, a radioterapia consiste no emprego de feixes de radiação ionizantes a fim de produzir alterações físico-químicas nas

regiões neoplásicas com o objetivo de eliminar as células cancerígenas, mesmo em áreas onde há a predisposição do aparecimento destas células. Assim, o objetivo da radioterapia é conseguir o máximo de controle do tumor com o mínimo de complicações para o tecido normal (ALVES, 2016).

Ao atingirem os tecidos vivos, a radioterapia ioniza as células e criam efeitos químicos e físicos, algumas células se espalham independentemente do controle local e outras células apresentam sensibilidade tão próxima a dos tecidos normais que impede a aplicação da dose de radiações. Entretanto, a resposta dos tecidos dependerá de vários fatores, como a qualidade e a quantidade de radiação administrada na área tumoral, bem como o tempo total em que ela é administrada, a sensibilidade do tumor atingido pela radiação, a oxigenação e a localização da área atingida. Em princípio, os tumores apresentam uma radiosensibilidade e são, em sua maioria, radiocuráveis. Contudo, para que isso aconteça, a radiação aplicada deverá ser letal para todas as células tumorais localizadas (HALL, 2006). Neste sentido, o princípio do uso da radioterapia está na aplicação da dose máxima possível na região do tumor, com o mínimo comprometimento dos tecidos sadios ao redor dessa região neoplásica. Assim, a dose e sua distribuição no corpo do paciente são destinadas a maximizar a probabilidade de controle local do tumor minimizando complicações nos tecidos normais (KASE, 1990).

Por se tratar de um tratamento local, os efeitos contraídos pelo uso da radiação no paciente estão relacionados com os tecidos ou os órgãos irradiados incluídos nos campos de tratamento, sendo em sua maioria constituídos de efeitos temporários e, por isso após término do tratamento, reversíveis. A maximização dos efeitos secundários e a sua intensidade podem ser estimados de acordo com o planejamento do tratamento (REIS, 2015).

### **2.2.1 Equipamentos de teleterapia**

Ligada ao desenvolvimento tecnológico, os acelerados lineares para aplicações médicas proporcionaram um grande avanço na área terapêutica e constitui cerca de 90% dos tratamentos radioterápicos do mundo. Sendo assim, os aceleradores lineares são os equipamentos de teleterapia mais utilizados nesta modalidade de tratamento, pois empregam uma fonte de radiação externa colocada a uma distância do paciente que pode chegar de 90 a 100 cm do paciente. Neste sentido, dos pacientes submetidos a tratamentos de radioterapia, calcula-se que cerca de 80 a 90% serão tratados por equipamentos de teleterapia, o que

representa uma parcela significativa dessa modalidade de tratamento (PODGORSAK, 2005).

Constituído de um equipamento bastante compacto, o acelerador linear possibilita seu uso na realização de tratamentos com feixes de elétrons ou de fótons de altas energias (4MV a 25 MV), capaz de gerar feixes, tanto fótons ou elétrons com diferentes energias. A produção dos feixes de elétrons ocorre quando são acelerados contra um alvo metálico de alto número atômico. Nesse choque acontece a colisão dos mesmos contra uma liga metálica utilizando-se micro-ondas eletromagnéticas em um tubo de vácuo (de frequência de  $10^3$  e  $10^4$  MHz). A desaceleração dos elétrons constituída por essa colisão gera fótons de raios X produzido por um espectro contínuo (efeito *Bremsstrahlung*, ou radiação de freamento) e, ou discreto (radiação característica), que proporciona uma energia média de MeV.

A Figura 3 mostra os principais componentes do acelerador linear usados em radioterapia. Composto por *stand*, a parte fixa representa o suporte ou estativa, enquanto o *gantry* é representado pela parte móvel ou braço.

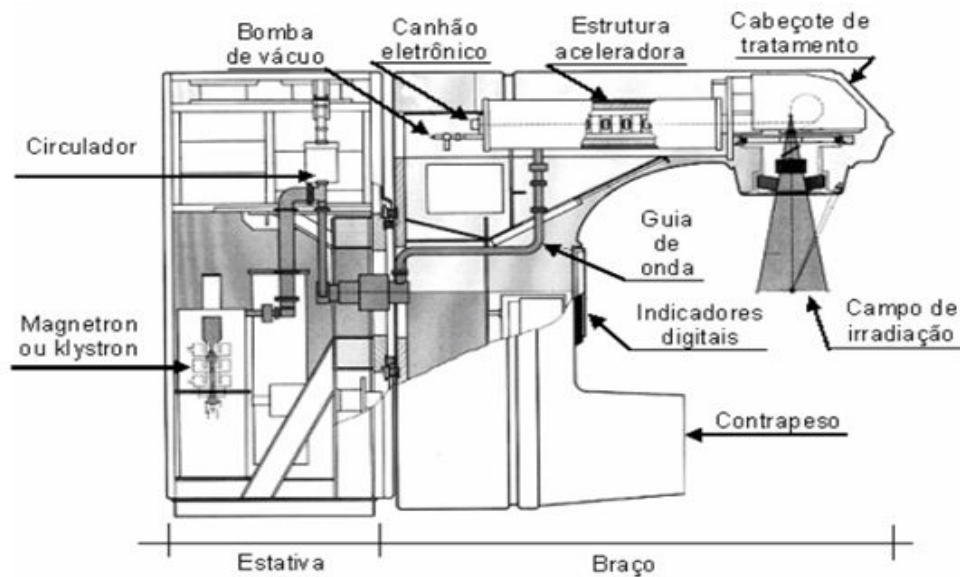


Figura 3: Componentes do acelerador linear (SCAFF, 1997).

No *gantry*, a bomba de vácuo é responsável por manter vácuo na estrutura aceleradora a fim de que os elétrons sejam acelerados sem interagirem com outras partículas. O sistema de transporte inclui o sistema de direcionamento e focagem do feixe, que controla a ida do feixe desde a guia de onda até o alvo ou folha espalhadora (FURNARI, 2012).

O emissor de elétrons, quando acionado na mesa de controle, produz elétrons para serem injetados na estrutura aceleradora que fornece uma tensão equivalente a 120 kV com 5 microssegundos, aproximadamente, de duração para o *magnetron* (*klystron*). Desse modo, gera a potência de micro-ondas e um pulso de 15 kV de mesma duração para injetar elétrons

na estrutura aceleradora a uma velocidade de  $\frac{1}{4}$  da velocidade da luz. Essa taxa de pulso é que irá fornecer a dose configurada pelo operador pela saída do feixe de radiação.

O cabeçote de tratamento é blindado com chumbo para reduzir a radiação de fuga que corresponde, no cálculo do projeto, a cerca de 0,1%. Também, contém os sistemas de tratamento do feixe de fótons ou elétrons para geração de um feixe homogêneo e a produção de um campo controlado de irradiação.

O sistema de injeção lança e produz elétrons num tubo acelerado, que também é chamado de tubo guia de onda, que conduz as micro-ondas para serem injetadas na estrutura aceleradora alimentadas por um modulador que gera pulsos de curta duração de alta potência produzidos por válvulas especiais, chamadas de *klystrons*. Esses, para obter a aceleração adequada de elétrons, utilizam uma fonte de potência de micro-ondas, conforme exemplificação do diagrama permitido na Figura 4.

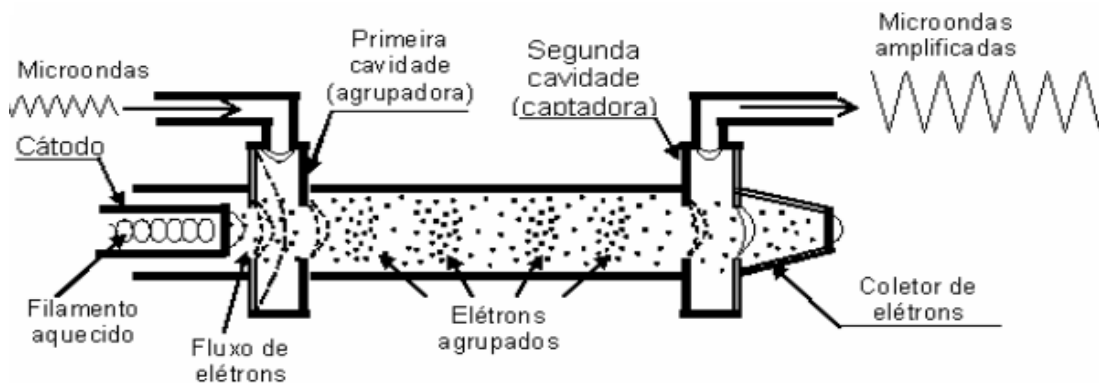


Figura 4: Esquema de uma Válvula klystrons de duas cavidades (KARZMARK, 1981).

Na Figura 4, o filamento do cátodo é aquecido (efeito termoiônico), liberando elétrons para o klystrons. Entretanto, para produzir um campo elétrico, um pulso negativo é aplicado acelerando elétrons para a seção agrupadora que é energizada com micro-ondas de baixa potência. E, para acelerar os elétrons a uma fonte de potência de micro-ondas, as válvulas *Klystron* ou *Magnetron* utilizam uma frequência na ordem de 3 Ghz, cuja tensão do campo elétrico varia sinusoidalmente, permitindo que a primeira cavidade energizada com micro-ondas a baixa potência altere o campo entre as aberturas direita e esquerda, fazendo com que os elétrons não sofram aceleração, sejam retardados ou sejam acelerados. Essas variações produzidas por baixa potência são conhecidas como fluxo modulado de elétrons, pois não altera a média do número dos elétrons do feixe, somente sua velocidade que agora agrupados atingem a segunda cavidade captadora de elétrons.

Na frequência de ressonância, a cavidade captadora é sintonizada na frequência dos grupamentos de elétrons que chegaram, embora, ao passarem pelo tubo de condução que



liga essas duas cavidades, alguns elétrons sofrem uma desaceleração e gera um imenso campo elétrico, o que origina micro-ondas com uma potência elevada. Logo, as válvulas *Klystrons* operam como amplificadores excitados por um oscilador de baixa potência que funciona como oscilador de alta energia. A realimentação da saída da válvula *Magnetron* para a primeira cavidade tem a função de um oscilador (KARZMARK, 1981).

## 2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Radiação ionizante é caracterizada pela capacidade de ionizar o meio que atravessa. Quando a radiação incide em um meio material é necessário que ocorra ionização/excitação nesse meio. Assim, a energia de ligação deve ser superior à energia de ligação dos elétrons destes elementos (CARDOSO, 2009).

Quando da passagem das radiações ionizantes, por qualquer meio material, acontece a retirada de elétrons desses átomos do material. Além do mais, ocorrem também excitações dos átomos pela passagem da radiação. Ionização e excitação ocorrem durante o processo de deposição de energia em um conjunto de interações entre a radiação e a matéria que ora são irradiados. Assim, essa dependência é caracterizada pelo tipo de radiação que incidiu na matéria e pelos átomos irradiados constituintes desse processo, bem como, na consequência dos efeitos biológicos que essa radiação produz nos seres vivos (OKUNO et al., 2010).

Caracterizadas por partículas indiretamente ionizantes, os fótons, ao atravessarem a matéria, depositam energia nesse processo conhecido por duas etapas: uma pelo elétron e a outra pelo pósitron que a transferência de energia no meio por uma partícula carregada. O número atômico carrega essa dependência com a energia do fóton, mas a densidade do meio é realizada por um dos processos possíveis dessa interação. Assim, o fóton pode interagir com o átomo inteiro, com um elétron orbital, ou com o núcleo atômico. A probabilidade de um fóton interagir por unidade de distância, caracteriza um coeficiente de atenuação linear ( $\mu$ ). Essa probabilidade determina: a energia do fóton incidente ( $E$ ) MeV; a densidade do tecido  $\text{g/cm}^2$ ; e o número atômico do tecido.

Em teleterapia, um grande número de fótons incide sobre o paciente para diversos tratamentos, cada qual com sua energia (MeV). Nesta análise, o conjunto de fótons, que atende uma determinada área, é conhecido como fluência de energia ( $\text{MeV cm}^{-2}$ ). Nas interações com o núcleo atômico podem ocorrer, por meio de interação direta, fóton-núcleo (fotodesintegração) ou interações do fóton como campo eletrostático nuclear (produção de pares).

Classificadas como interações com elétrons fracamente ligados, podem ocorrer interações entre e os elétrons orbitais nos processos conhecidos pelo Efeito Compton, e interações com elétrons fortemente ligados, pelo Efeito Fotoelétrico (KHAN, 2010).

### 2.3.1 Efeito Compton

Espalhamento ou Efeito *Compton* ocorre quando fótons de energia moderada interagem com elétrons da camada mais interna do átomo, ou seja, elétrons fracamente ligados ao núcleo do átomo. Essa interação além de espalhar o fóton, reduz sua energia e ioniza o átomo alvo. Assim, o fóton incidente interage com o elétron do átomo, expulsando-o da eletrosfera e, com isso, ionizando o átomo alvo. Neste conceito, numa direção diferente, o fóton continua sua direção com menor energia.

Por efeito *Compton*, a energia do fóton espalhado ( $E_E$ ) é igual a diferença entre a energia do fóton expulso e a energia do fóton incidente ( $E_I$ ); e a energia do elétron expulso é igual a sua energia de ligação ( $E_L$ ) com a camada do átomo mais a energia cinética ( $E_C$ ) quando esse mesmo elétron adquire ao sair do átomo. Assim, nessa analogia, a energia do fóton incidente é igual à energia do fóton espalhado mais a energia de ligação com a energia cinética  $E_I = E_E + (E_L + E_C)$  (AUGUSTO et al., 2003). A Figura 5 representa o efeito *Compton* produzido pela interação da radiação com a matéria.

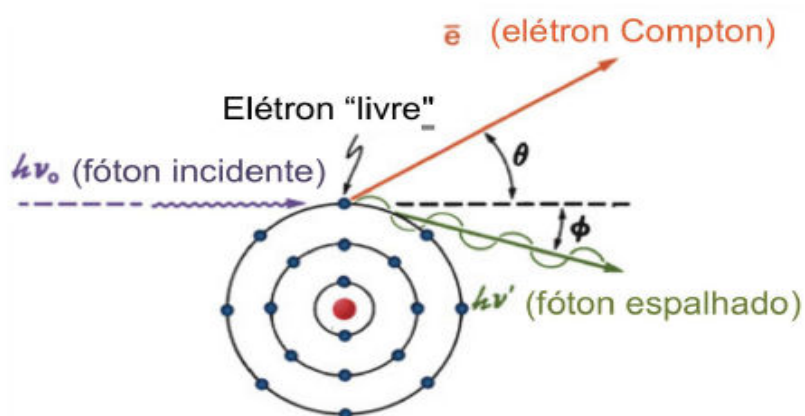


Figura 5: Ilustração do efeito Compton (SANTOS, 2015).

Tanto o fóton espalhado, quanto o elétron secundário possuem energia suficiente para produzirem ionizações antes de perderem toda a sua energia. Desse modo, após várias ionizações, o fóton espalhado, agora é absorvido pelo efeito fotoelétrico, e o elétron secundário através de outras ionizações perde toda a sua energia cinética.

No espalhamento por efeito *Compton*, o fóton pode ser defletido em qualquer direção com uma inclinação em relação ao fóton incidente de 180° graus. Diferentemente do efeito

fotoelétrico, o efeito Compton é independente do número atômico do material, mantendo uma dependência característica apenas com a energia do fóton incidente e a densidade do meio (OKUNO et al., 2010).

### 2.3.2 Efeito Fotoelétrico

A absorção fotoelétrica ocorre pela ionização de elétrons das camadas intermediárias, fato esse explicado quando um fóton incide em um elétron orbital fortemente ligado ao núcleo do átomo. Assim, o fóton não é espalhado, mas absorvido. O elétron é removido do átomo com energia cinética ( $E_C$ ) igual a da diferença entre o fóton incidente ( $E_I$ ) e sua energia de ligação com o átomo ( $E_L$ ). Logo, a energia do fóton incidente é igual a energia de ligação do elétron mais a energia cinética do elétron, caracterizados pela fórmula:  $E_I = (E_L + E_C)$  (AUGUSTO et al., 2003).

Quando átomos de baixo número atômico têm energia de ligação como os átomos encontrados em tecidos moles, conseqüentemente, o fotoelétron liberado também terá energia de ligação igual à energia do fóton incidente. Assim, o efeito fotoelétrico é a absorção total da radiação. Nesse entremeio, se a energia de ligação da camada K for alta, a energia cinética do fotoelétron será proporcionalmente menor, ou seja, conforme o número atômico do objeto aumenta, a probabilidade de acontecer um fotoelétron, produzido pelo fóton que o atingiu, é maior. Para átomos de alto número atômico, a energia de ligação dos elétrons também será elevada (OKUNO et YOSHIMURA, 2010). A Figura 6 representa o efeito *fotoelétrico* produzido pela interação da radiação com a matéria.

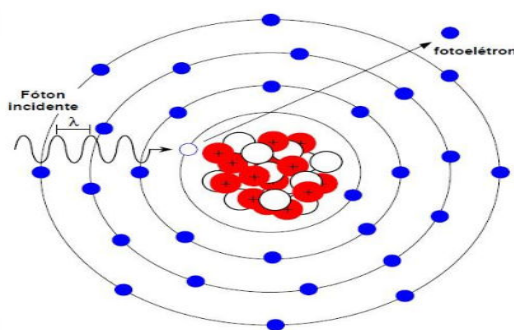


Figura 6: Ilustração do efeito fotoelétrico (TAUHATA, 2003).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico produzido por uma determinada radiação é inversamente proporcional ao cubo da energia de radiação  $X=A$ , a absorção fotoelétrica não pode ocorrer, a menos que a radiação incidente tenha energia igual ou maior que a energia de ligação do elétron (BUSHONG et al., 2010).

### 2.3.3 Produção de Pares

Quando um fóton incidente possui muita energia, ela pode escapar da interação com a camada da eletrosfera e de forma influenciada pela força do campo nuclear, chegar suficientemente próxima do núcleo sob a influência do forte campo elétrico. Esse processo só é possível pela interação do fóton incidente com energia mínima da ordem de 1,02 MeV (AUGUSTO et al., 2003).

O desaparecimento do fóton incidente acontece por causa da interação entre o fóton incidente e o campo elétrico nuclear. Em seu lugar, aparecem dois elétrons, um elétron negativo ( $e^-$ ) chamado de *elétron*, e um elétron positivo ( $e^+$ ) chamado de *pósitron*. Ao interagir com o campo nuclear, a mudança ocorrida transforma a energia do fóton em massa conforme a equação desenvolvida por Einstein  $E = m \cdot C^2$ . A massa dos elétrons equivale a 511 KeV, portanto a excessão da carga elétrica, como um pósitron é igual a um elétron, para produzir um par de elétron pósitron a energia necessária é igual a 1022 keV. Nessa analogia, nenhum fóton com energia menor que 1022 keV poderão sofrer uma interação de produção de pares (OKUNO, 2010). A Figura 7 representa a produção de pares produzida pela interação da radiação com a matéria.

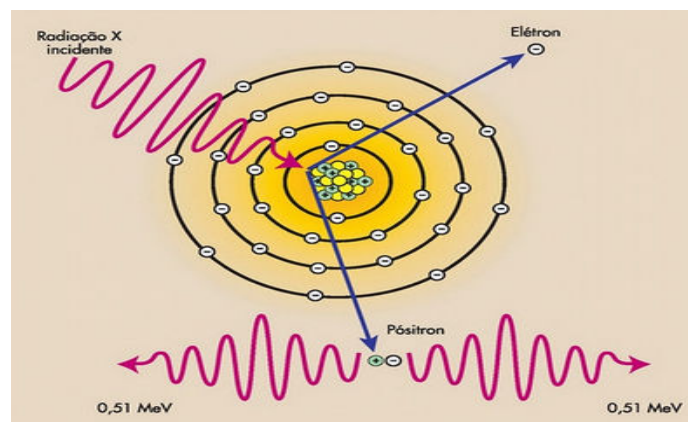


Figura 7: Ilustração da produção de pares (BUSHONG et al., 2010).

Em outra análise, se a radiação possuir energia maior que a necessária, a diferença será dividida entre as duas partículas iguais na forma de energia cinética. A produção de pares assim como o efeito fotoelétrico é diretamente dependente do número atômico (KHAN, 2010).

### 2.3.4 Foto Desintegração

Fótons de altíssima energia, acima de 10 MeV, podem escapar e serem totalmente absorvidos pelo núcleo. No núcleo, o elétron é elevado a um alto grau energético e de modo instantâneo

emite um fragmento nuclear e um núcleon, processo desenvolvido conhecido como fotodesintegração (AUGUSTO et al., 2003). A Figura 8 representa a fotodesintegração produzida pela interação da radiação com a matéria.

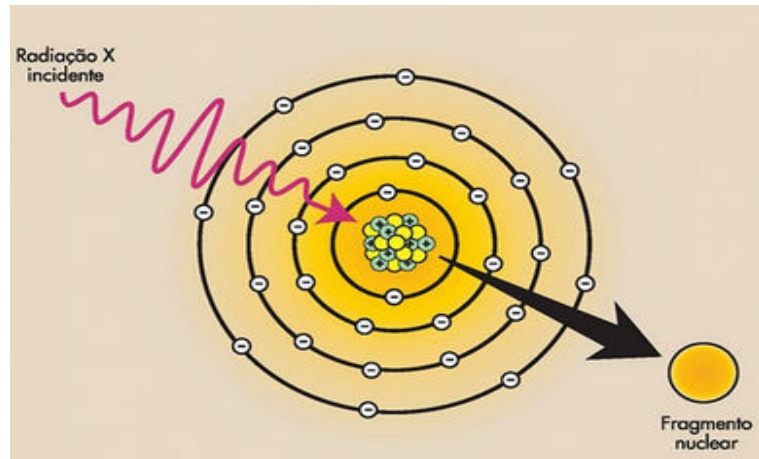


Figura 8: Ilustração de fotodesintegração e uma interação entre fótons de alta energia e o núcleo (BUSHONG et al., 2010).

Observa-se na Figura 9, as probabilidades de interação com a energia e o número atômico.

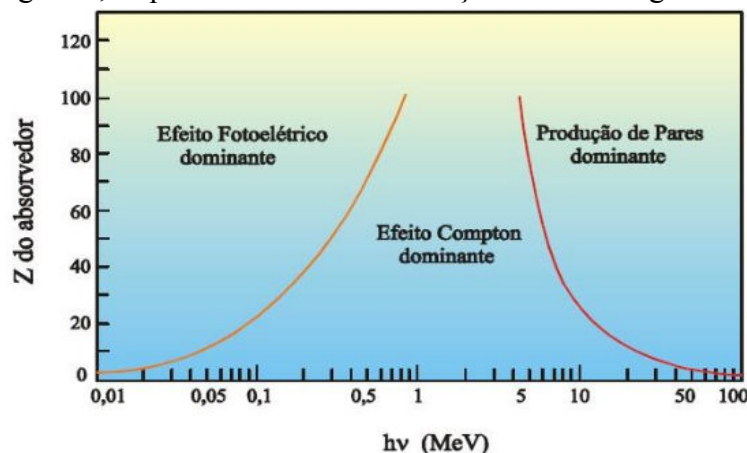


Figura 9: Faixa de predominância, em energia e em número atômico, dos três tipos de interações de fótons com o material (TAUATA, 2003).

Como visto, para baixas energias, o efeito fotoelétrico é predominantemente adquirido para qualquer átomo. Conforme a energia do fóton aumenta, o efeito fotoelétrico passa a ser cada vez menos significativo. O efeito Compton é adquirido com o aumento da energia e da massa, o que corresponde a uma faixa de energia entre 1 a 5 MeV. O fenômeno de produção de pares torna-se dominante à medida que o átomo diminui de tamanho e a sua energia aumenta. Quando há um processo de transferência de alta energia são gerados múltiplos fenômenos, de modo que o fóton pode transferir parte ou toda a sua energia através de

múltiplas interações com diversos átomos, dando origem a outras várias formas de dissipação e geração de energia (AUGUSTO et al., 2003).

### 2.3.5 Efeitos biológicos da interação da radiação com a matéria

Todos os seres vivos, incluindo os seres humanos são constituídos principalmente por átomos de “C”, “H”, “O” e “N”. Quando combinados entre si constituem a base das moléculas do corpo, contudo, as moléculas estão obrigatoriamente sujeitas às radiações, seja por radiações de fontes naturais e por radioisótopos em nosso corpo. Além disso, os seres humanos se tornam cada vez mais expostos a radiações ionizantes de fontes artificiais que são fatores indissociáveis na realização de tratamento e diagnóstico por imagens. Por outro lado, condições fisiológicas e patológicas que limitam a qualidade de vida, como o envelhecimento, desregulação hormonal, neural, e o câncer estão associadas à prevalência desse ambiente (CELSO et al., 2016).

Unidas, no corpo humano, estão as moléculas formadas por átomos, como exemplo as moléculas de água que são muito pequenas e abundantes e outras moléculas grandes, representadas por moléculas de DNA. A molécula de DNA é constituída de diferentes nucleotídeos (subunidades) que são identificados pela letra “A” (Adenina), “T” (Timina), “C” (Citosina), e “G” (Guanina), conforme suas bases nitrogenadas. A Figura 10 representa o número, a combinação e a sequência em que os nucleotídeos aparecem ao longo da fita de DNA.

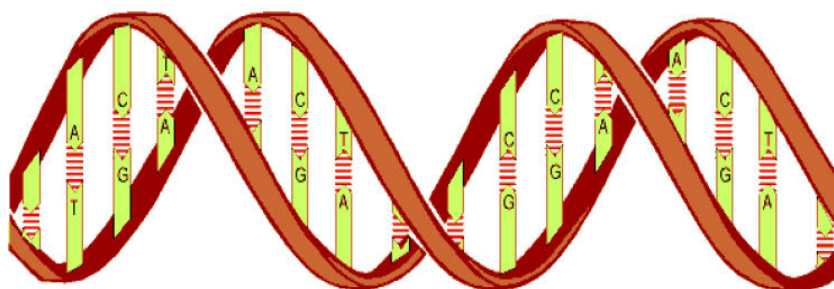


Figura 10: Filamento de DNA (NOUAILHETAS, s. d).

Assumindo uma forma de hélice, o DNA apresenta uma dupla fita de nucleotídeos. Uma das metades da fita (subunidade) define a molécula. Logo, a outra metade é complementar à primeira. Unidos por forças elétricas estão os átomos que correspondem à unidade básica da matéria. Assim, a quantidade de energia depositada pela radiação ionizante depende da natureza química do material, bem como da representação de sua massa específica (PODGORSAK, 2005).

Tabela 3: Composição aproximada de um ser humano (NOUAILHETAS, s.d.).

Material	Peso molecular	g/kg	Moléculas/kg	% de moléculas	% em peso
H <sub>2</sub> O	18	600	2 x 10 <sup>25</sup>	97,9	60
Proteínas	10 <sup>4</sup>	170	1 x 10 <sup>21</sup>	0,01	17
Gorduras	800	150	1 x 10 <sup>23</sup>	0,5	15
Osso mineral	130	40	2 x 10 <sup>23</sup>	0,98	4
Sais	66	10	1 x 10 <sup>23</sup>	0,5	1
Glicogênio	10 <sup>6</sup>	20	1 x 10 <sup>19</sup>	0,0001	2
Carboidratos	180	10	3 x 10 <sup>22</sup>	0,015	1

A tabela acima representa a composição aproximada do ser humano, sendo a água a maior substância de composição química de um ser vivo e com maior peso.

Quando se arranca um elétron da camada da eletrosfera da estrutura atômica presentes em uma molécula no corpo, pode ocasionar uma desestabilização homeostática que obedece a estágios físicos, físico-químico, químico e estágio biológico. Portanto, no estágio físico, a ionização de um átomo ocorre a um período de 10<sup>-15</sup>s; para o estágio físico-químico, no processo que ocorre a ionização do átomo e, conseqüentemente, a quebra das ligações químicas pela ionização desse átomo o período de duração é de 10<sup>-6</sup>s; no estágio químico, a duração deste estágio acontece em poucos segundos, onde ocorre a recombinação de fragmentos de moléculas quando se ligam a outras moléculas; os efeitos biológicos são compreendidos pelos efeitos duradouros que podem envolver dias, até mesmo dezenas de anos. Este efeito traz alterações fisiológicas como o funcionamento de órgãos, bem como alterações morfológicas (OKUNO et al., 2010).

Por outro lado, para determinados casos, os efeitos biológicos produzidos pela ionização dos átomos são de natureza variável, que dependem da dose administrada, da sensibilidade do órgão irradiado, e das condições dessa irradiação com a matéria. Logo, as características fundamentais dos efeitos produzidos pela irradiação são caracterizadas pela possível reversibilidade, transmissibilidade e intransmissibilidade, polimorfismo, não especificidade, existência do limiar, e o tempo de latência. Nessa análise, a sensibilidade do órgão irradiado, às condições de irradiação, e a dose administrada são dependentes do polimorfismo (LIMA, 1995).

A característica da não especificidade de critérios etiológicos e estatísticos estabelece uma relação de causa efeito provocada pela radiação no tecido. Mas, quando são induzidas alterações funcionais, estas são de natureza temporária e alguns efeitos biológicos são

regenerados. Quando uma estrutura celular parecer demasiadamente complexa e especializada na sintetização da célula, é aparente que os efeitos biológicos da irradiação determinarão um dano irreversível.

Consistindo em uma resposta natural do organismo, os efeitos biológicos são adquiridos por um agente agressor, o que não pode ser caracterizado como uma doença, já que os efeitos da emissão da radiação ionizante com as células podem obedecer a uma forma direta, ou seja, ionizando um átomo de uma macromolécula (LIMA, 1995).

Na ação do mecanismo indireto, acontece o processo chamado radiólise, ou seja, a molécula de água sofre a ação da radiação ionizante que, quando quebra, produz componentes reativos classificados como radicais livres, interpretados como átomos ou moléculas neutras com um elétron desemparelhado em sua última camada eletrônica. Os radicais livres, além de serem produzidos pela radiação ionizante, também podem ser adquiridos pelo cigarro, resíduos de pesticidas, álcool, e pelos próprios processos metabólicos que ocorrem na própria célula. Desse modo, a ação do mecanismo indireto permite uma resposta natural do organismo. Logo, os efeitos biológicos são adquiridos por um agente agressor, o que não pode ser caracterizado como uma doença, já que os efeitos da emissão da radiação ionizante com as células podem obedecer a uma forma direta, ou seja, ionizando um átomo de uma macromolécula (OKUNO et al., 2010).

Há um forte consenso de que o DNA é o alvo da radiação, embora a natureza dos danos na célula seja influenciada pela qualidade da radiação. Entre os danos biológicos ocorridos no meio celular, podem-se descrever alterações ocorridas pela perda de uma base do DNA, mudança de uma base, quebra das pontes de H do DNA, quebra de uma fita, ligação cruzada dentro da hélice de uma molécula de DNA, quebra de duas fitas, ligação cruzada entre duas moléculas de DNA e de uma proteína (OKUNO et al., 2010).

Os efeitos das radiações ionizantes depositadas em um meio resultam basicamente da dose absorvida. A unidade básica de dose absorvida é o *Gy*. Porém, quanto maior a taxa de dose, maiores as probabilidades de mutação permissoras de câncer e de morte celular. A quebra na molécula de DNA resulta basicamente no número de células destruídas e do momento em que a morte celular ocorre. Nesta questão, o efeito biológico adquirido pela interação da radiação com a matéria está assegurado pelos efeitos estocásticos e pelos efeitos determinísticos.

Quando existir um limiar de dose necessário para sua ocorrência como também, com o aumento da dose aumentar a gravidade do dano, esse efeito é conhecido como determinístico, pois a dose de radiação determina o grau deste efeito. Quando não existir um



limiar de dose e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose que se acumula ao longo do tempo, temos o efeito estocástico, que necessariamente a gravidade destes efeitos é independente da dose (PORTARIA nº 453, 1998).

## 2.4 FILMES DOSIMÉTRICOS

Produzido pela *Ashland*, os filmes radiocrômicos *Gafchromic* EBT3 passaram a ser utilizados em dosimetria *in vivo* para medidas de campos pequenos ou complexos com altos gradientes de dose, pois apresentam características como uma ótima resolução espacial submilimétrica e pouco sensível à luz visível, e um número atômico efetivo semelhante ao da água, como também suportam temperaturas acima de 70 °C (ARJOMANDY et al., 2010).

Indicado para uso em radioterapia externa por meio de registro, o filme *Gafchromic* EBT3 é relevante para detectar erros importantes, avaliar as diferenças entre a dose planejada e a dose depositada no tratamento radioterápico, e para o registro de doses recebidas pelos pacientes individualmente (STEENBELKE, 2016). Dentro dessas características, os filmes dosimétricos são usados como um dosímetro 2D, sendo auto revelador e possuem uma fraca dependência energética para a faixa de energia compreendida entre KeV a MeV. Entretanto, para baixas energias, a resposta do filme muda sensivelmente, sendo que as interações dos fótons são governadas pelo efeito fotoelétrico, de modo que a frequência dessas interações é produzida por pequenas variações do número atômico (SUTHERLAND et al., 2010).

O EBT3 é formado por uma película de base de poliéster, material químico polimerizado que possui um corante amarelo marcador, importante para permitir uma dosimetria multicanal que corresponde às cores vermelha, verde e azul (MARRAZZO et al., 2015). O canal azul é utilizado para corrigir artefatos e manter a homogeneidade do filme, bem como reduzir em aproximadamente dez vezes a sensibilidade à luz visível. Tipicamente a dosimetria com filmes dosimétricos pode alcançar incertezas de até 7%, sobretudo em regiões de artefatos nos filmes (CHANG et al., 2015).

A composição do filme *Gafchromic* EBT3 é apresentada por 0,01% de bromo, 42,37% de carbono, 0,04% de cloro, 40,85% de hidrogênio, 0,10% de lítio, 0,01% de nitrogênio, 16,59% de oxigênio, e 0,01% de potássio (ISP, 2009).

A Figura 11 demonstra um esquema da composição do filme EBT2, cuja única diferença do filme *Gafchromic* EBT3 está na assimetria de suas camadas.



Figura 11: Configuração do filme EBT2 (ISP, 2009).

O enegrecimento dos filmes radiocrômicos *Gafchromic* EBT3 corresponde a densidade de seu corante, de modo que a característica de seu estudo está na quantidade de luz que incide sobre o filme ( $I_0$ ) e a quantidade de luz que consegue ultrapassá-lo ( $I$ ). Logo, pode-se definir a transmissão da luz pela equação: ( $T = \frac{I}{I_0}$ ). Porém, base mais *fog* ( $B+F$ ), ou base mais véu é a região do filme que não foi exposta a nenhum tipo de radiação, portanto, esta deve ser medida e subtraída da densidade ótica do filme irradiado. O grau de enegrecimento do filme determina a DO (densidade ótica), sendo o logaritmo na base 10 do inverso do coeficiente de transmissão de luz, representado pela equação:  $DO = -\log_{10} \frac{1}{T}$  (PODGORSK, 2005).

#### 2.4.1 *ImageJ*

É um programa *Java*, de domínio público, utilizado para processamento e análise de imagens. Sendo assim, esse programa trabalha com formatos de imagem do tipo *JPEG*, *BMP*, *DICOM*, *GIF*, e *TIFF*. Executado em qualquer computador, ou máquina virtual, o *ImageJ* opera com imagens de 8 *bits*, 16 *bits* e 32 *bits*. Programa disponível para sistemas operacionais *Windows*, *Mac*, *OS X* e *Linux*. Este *software* é usado, principalmente, para editar, analisar, exibir, processar, salvar, imprimir e salvar imagens. Além disso, o programa *ImageJ* também é utilizado para criação de histograma de densidades, calibração espacial, gráfico de perfis de linha, medição de distância, etc. (FERREIRA et al., 2010).

Utilizado na digitalização de filmes, o *ImageJ* é indicado para apresentar uma região de concentração de *pixel* após a digitalização dos filmes. Assim, para se encontrar a densidade ótica líquida é necessário encontrar a região de *pixel* de maior valor que demonstrará em posterior análise a densidade ótica do filme irradiado (KASE et al., 1990).

A Figura 12 demonstra um modelo de filme convertido em R, G e B.

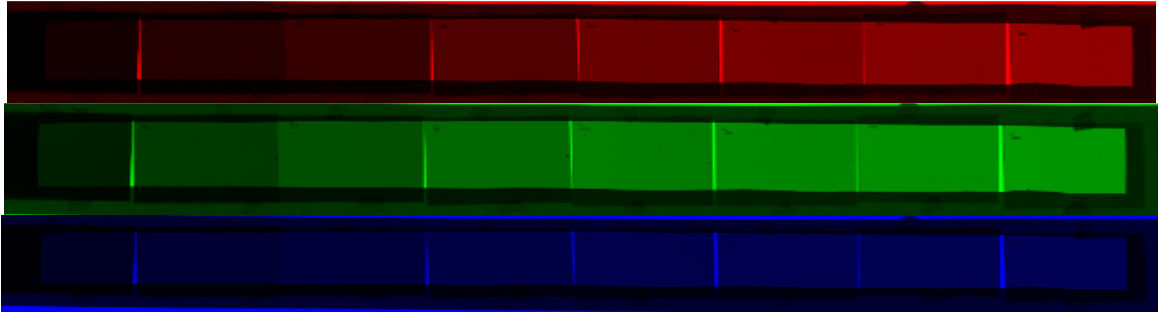


Figura 12: Aquisição de filmes em R, G e B (HUB, 2016).

#### 2.4.2 Calibrações de filmes dosimétricos X artefatos laterais

As diferentes respostas do filme, em relação à fonte de luz polarizada pelo escâner, geram uma dependência em relação à orientação em que os filmes são digitalizados. Portanto, a posição lateral do filme refere-se a sua localização medida na direção perpendicular à direção de exploração (MENEGOTTI, 2008).

Os filmes devem ser digitalizados na mesma direção dos filmes usados na criação da curva de calibração. Logo, a forma de orientação do filme radiocrômico gera uma resposta diferente de densidade ótica no filme (MIJNHEER, 2013). A Figura 13 demonstra diferentes respostas de um filme radiocrômico em um escâner para diferentes orientações.

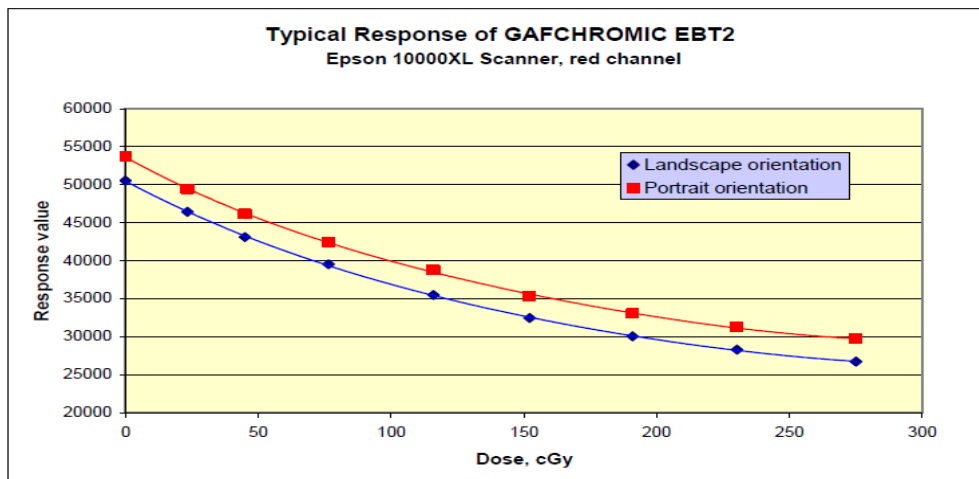


Figura 13: Respostas do filme *Gafchromic* EBT2 em um escâner (ISP, 2009).

Segundo o manual de Produtos Internacionais Especiais (2009, s.d.), para a otimização de cálculo de dose absorvida, a fim de aproveitar o amplo espectro de resposta do filme, o fabricante recomenda a aquisição em cores, e para obter uma estimativa na observância do filme o escâner também deve estar na função transmissão. E para a obtenção dos dados brutos do escâner deve-se desativar a opção de correção de cor (MICKE et al., 2011).

A curva de calibração do filme radiocrômico é encontrada nos três canais. Diante desta análise, pode-se observar que medidas do canal da cor vermelha apresenta uma resposta com melhor sensibilidade, por apresentar um gradiente mais íngreme a baixas taxas de dose, enquanto que o sinal a partir dos canais verde e azul fornece uma extensão para doses mais elevadas (SHIMOHIGASHI et al., 2008). Entretanto, verifica-se que a dosimetria de três canais é substancialmente superior à dosimetria de canal vermelho (MENDES, 2013).

A Figura 14 demonstra diferentes respostas de um filme radiocrômico.

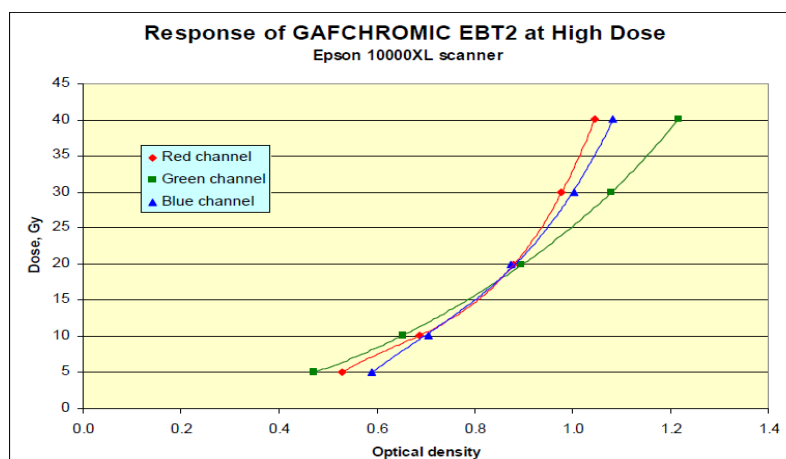


Figura 14: Resposta do filme *Gafchromic* EBT2 à doses entre 5 Gy e 40 Gy (ISP, 2009).

Quando os filmes os filmes *Gafchromic* EBT3 não são colocados no centro do escâner, erros são potencialmente significativos. Logo, as incertezas adquiridas quando os filmes digitalizados forem colocados nas bordas laterais do escâner durante sua digitalização aumenta conforme duas causas fundamentais: a primeira ocorre pela dispersão da luz transmitida na região do centro do filme radiocrômico e nas bordas laterais; a segunda, a mais crítica, é causada pelas diferentes respostas do filme em relação à fonte de luz polarizada pelo escâner, que provoca uma dependência em relação à orientação em que os filmes são digitalizados. Desse modo, para alcançar o detector, a luz transmitida é refletida a espelhos ópticos e, devido à dependência de refletividade sobre o ângulo de incidência sobre os espelhos, há menos luz que atinge o detector a partir da película localizada perto da lateral da borda de leitura do escâner (PÉREZ et al., 2016).

Além disso, a polarização da luz emitida torna-se maior à medida que o filme progressivamente escurece com o aumento da dose de radiação (BATTUM et al., 2009). Como consequência, a posição lateral do filme sobre a janela de leitura do escâner de mesa gera artefatos laterais que correspondem a fontes de incertezas de dose (MAYERS, 2011).

## 2.5 ESCÂNERES DE MESA

Em dosimetria, o escâner de mesa *Epson Expression 10000XL* funciona como um dosímetro, no sentido em que com base na imagem obtida pela digitalização dos filmes radiocrômicos, que se estabelece a dose em que o filme recebeu (MIGUEL, 2010). Sua característica permite trabalhos nos formatos de impressão *JPEG*, *TIFF (Tagged-Image File Format)*, *TIFF* múltiplo, e *PDF (Portable Document Format)* e formatos de papel A3+ (330 x 483 mm), A3, A4 (210 x 297 mm), A5 (148 x 210 mm), B4 (250 x 353 mm), B5 (176 x 250 mm), *letter* (216 x 279 mm) e *letter legal* (216 x 356 mm). A função do escâner sobre a varredura no filme radiocrômico é desempenhada pelo conjunto escâner e *software* (GABRIEL, 2014). A Figura 15 ilustra o digitalizador gráfico A3 *Epson Expression 10000XL*:



Figura 15: Escâner de mesa *Epson Expression 10000XL* (EPSON IBÉRICA S.A, s.d.).

Baseado na quantidade de luz transmitida no filme, o escâner utiliza uma lâmpada fluorescente *xénon* e um detector *CCD* (dispositivo acoplado de carga) utilizado para converter sinal analógico em um sinal digital. Este moderno detector plano move-se enquanto o filme permanece parado na região de digitalização. O escâner apresenta uma resolução máxima de 2400 *dpi* e pode produzir uma imagem R, G e B de 48 *bits*, para aquisição colorida em três canais de cores, utilizando 16 *bits* por canal para os componentes R, G e B (FERREIRA et al., 2009).

Segundo Ferreira et al., (2009), para garantir a precisão e reprodutibilidade do filme em uma digitalização, é recomendado utilizar para aquecimento da lâmpada do escâner, cerca de cinco a oito varreduras para a estabilização do aquecimento da lâmpada fluorescente. Portanto, é necessário descartar as sete primeiras varreduras utilizadas no processo de digitalização. Desse modo, esse procedimento também é realizado quando se digitaliza o filme para minimizar o impacto do ruído dentro do escâner (DEVIC et al., 2005).

## 2.6 ALGORITMO DE CORREÇÃO DE ARTEFATOS LATERAIS

Definido como uma série de instruções que descrevem várias operações com etapas para resolução de um problema, o algoritmo proposto por Lewis e Chan (2015) apresenta uma solução para a correção dos artefatos laterais induzida pela resposta não uniforme de um digitalizador de mesa na direção perpendicular à direção da digitalização do escâner de mesa para dosimetria com filmes radiocrômicos.

Lewis e Chan (2015) descrevem a resolução do problema a partir da irradiação de filmes com doses de 0 e 1600 *cGy* e digitalizados em um escâner de mesa 10000 XL na posição retrato. Com medições em posições laterais definidas, a resposta da luz do escâner sobre o filme radiocrômico foi determinada como uma função da posição lateral do filme escaneado. Sendo assim, para determinado canal de cor (X), a resposta em qualquer posição lateral (L) do filme escaneado está relacionada com a resposta do centro (C) do escâner – Resposta como indicado na Equação 1.

$$R(C,D,X) = A_{XL} + B_{XL} \cdot R(L,D,X) \quad (1)$$

Onde: R é a resposta do escâner (valor do *pixel*), índice X representa os níveis R, G e B. L representa a posição, D representa a dose, C representa a posição central do escâner, e os coeficientes  $A_{XL}$  e  $B_{XL}$  são definidos a partir de medições do filme radiocrômico no centro do escâner de mesa e a posições laterais definidas por interpolação linear. Os coeficientes são determinados para os níveis R, G e B para aplicar a dosimetria de três canais. Assim, com esse algoritmo uma imagem digitalizada pode ser convertida em imagem de doses.

## 3 METODOLOGIA

### 3.1 O AMBIENTE DO ESTUDO

Este estudo foi realizado no HUB (Hospital Universitário de Brasília), na unidade de tratamento do CACON (Centro de Assistência de Alta Complexidade em Oncologia), da

cidade de Brasília, onde oferece o serviço de Radioterapia pelo SUS (Sistema Único de Saúde), integrados à uma Política Nacional de Prevenção e Controle do Câncer.

O estudo teve apoio do físico médico Samuel Ramalho Avelino, Mestre em Engenharia Biomédica pela UnB - FGA (Universidade de Brasília – Faculdade Gama) e Especialista em Física Médica em Radioterapia pelo INCA (Instituto Nacional do Câncer). No estudo foi utilizado um acelerador linear marca SIEMENS, modelo *Primus*, com energia nominal máxima do feixe de fótons de 6 MeV.

### 3.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Uma adequação da metodologia proposta por Lewis e Chan (2015) foi desenvolvida para apresentar uma solução viável e prática, a fim de proporcionar um sistema de correção de artefatos laterais em escâner de mesa, com algoritmo em código aberto *Python*, que corrige a resposta lateral do filme dosimétrico em relação à orientação do centro do escâner de mesa, modelo *Epson Expression 10000 XL*. A metodologia adotada considerou apenas a dosimetria relativa.

#### 3.2.1 Preparação e irradiação de filmes radiocrômicos *Gafchromic EBT3*

O processo de calibração com filmes incluiu a seleção de uma folha de filme radiocrômico modelo *Gafchromic EBT3* de tamanho A4 (20,3 x 25,4 cm) de um lote de produção individual A05161201, com data de expedição em maio de 2014, que foram recortados em oito peças retangulares, com tesoura de ponta fina, a um tamanho individual de 3,3 x 4,0 cm<sup>2</sup>. Logo, os filmes radiocrômicos foram marcados com a letra “R” (*Right*) com caneta *Pilot* de ponta fina de 1,0 mm, no canto inferior direito, a fim de manter a orientação do filme perante a irradiação e a sua varredura ao escâner de mesa, isto é, minimizar os efeitos da dependência angular dos filmes.

Os filmes foram posicionados entre as placas de um fantoma de água sólida, modelo *Blue Phantom*, a uma profundidade de 5,0 cm. Os filmes foram irradiados pelo acelerador linear à uma distância de 100 cm do isocentro da fonte de irradiação à superfície do fantoma, com doses conhecidas de 0 cGy, 30 cGy, 60 cGy, 120 cGy, 240 cGy, 480 cGy, 800 cGy, e 1600 cGy. O campo de irradiação utilizado foi de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, com os filmes radiocrômicos localizados no centro desse campo.

A Figura 16 mostra o posicionamento do fantoma de água sólida ao centro da mesa de tratamento com o filme *Gafchromic EBT3* posicionado entre as placas a uma profundidade de 5 cm.

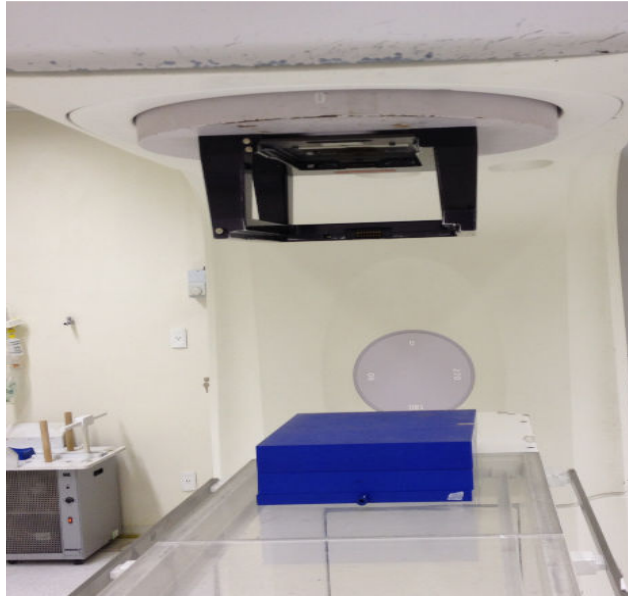


Figura 16: Fantoma de água sólida com filme radiocrômico entre suas placas, posicionados ao campo de irradiação (HUB, 2017).

Depois de irradiados e para otimizar sua distribuição, os filmes radiocrômicos foram alinhados e montados em linha sobre um molde de papel que envolveu uma organização por origem crescente de doses. Logo, os filmes foram colados com fita adesiva no papel.

A Figura 17 demonstra a disposição dos filmes recortados e inseridos em um molde de papel presos com fita adesiva.



Figura 17: Filmes fixados em molde de papel (HUB, 2017).

### 3.2.2 – Escaneamento de filmes radiocrômicos

Para permitir o processo de escaneamento, o *software* do escâner de mesa foi configurado no modo "*positive film*", na função de aquisição R, G e B (48 *bits*) e resolução de 72 *dpi*. A função de cor foi desativada e os arquivos foram programados para serem salvos no formato TIFF. Todos os filmes foram digitalizados no modo de transmissão. Para o aquecimento máximo da lâmpada polarizada foi realizado um *preview* e 10 *scans* conforme orientação descrita no artigo de Lewis e Chan (2015). Portanto, foi aceito apenas o último escaneamento e descartado os demais *scans*.



O procedimento de escaneamento dos filmes radiocrômicos irradiados obedeceu a intervalos de 2, 12, e 72 horas após a irradiação dos mesmos, a fim de se avaliar a influência do intervalo de tempo entre a irradiação e o escaneamento.

Para definir as coordenadas espaciais dos filmes no escâner de mesa, foi fixado na borda superior e inferior do escâner um recorte de papel com as orientações em *mm* que define o centro geométrico do escâner e as demais posições. Todos os filmes foram escaneados obedecendo à orientação do marcador “R” à direita na direção perpendicular da varredura do escâner de mesa.

A Figura 18 mostra a escala de papel feita para definição das posições perpendiculares ao movimento do escâner.

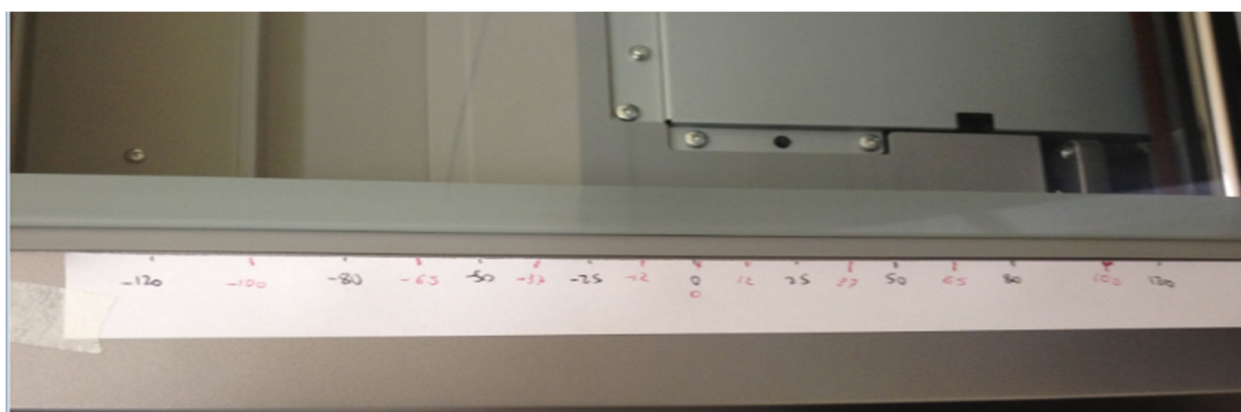


Figura 18: Borda superior com medidas em orientações para posicionamentos de filmes radiocrômicos escaneados (HUB, 2017).

Os filmes foram escaneados nas posições - 120 *mm*, - 80 *mm*, - 50 *mm*, - 25 *mm*, 0 *mm*, 25 *mm*, 50 *mm*, 80 *mm*, e 120 *mm*. Logo, a posição “0” descreve o centro do escâner e as demais posições laterais refere-se à localização medida na direção perpendicular à direção de exploração do escâner.

A Figura 19 descreve as posições dos filmes radiocrômicos irradiados a doses de 0 e 1600 *cGy* no escâner de mesa.

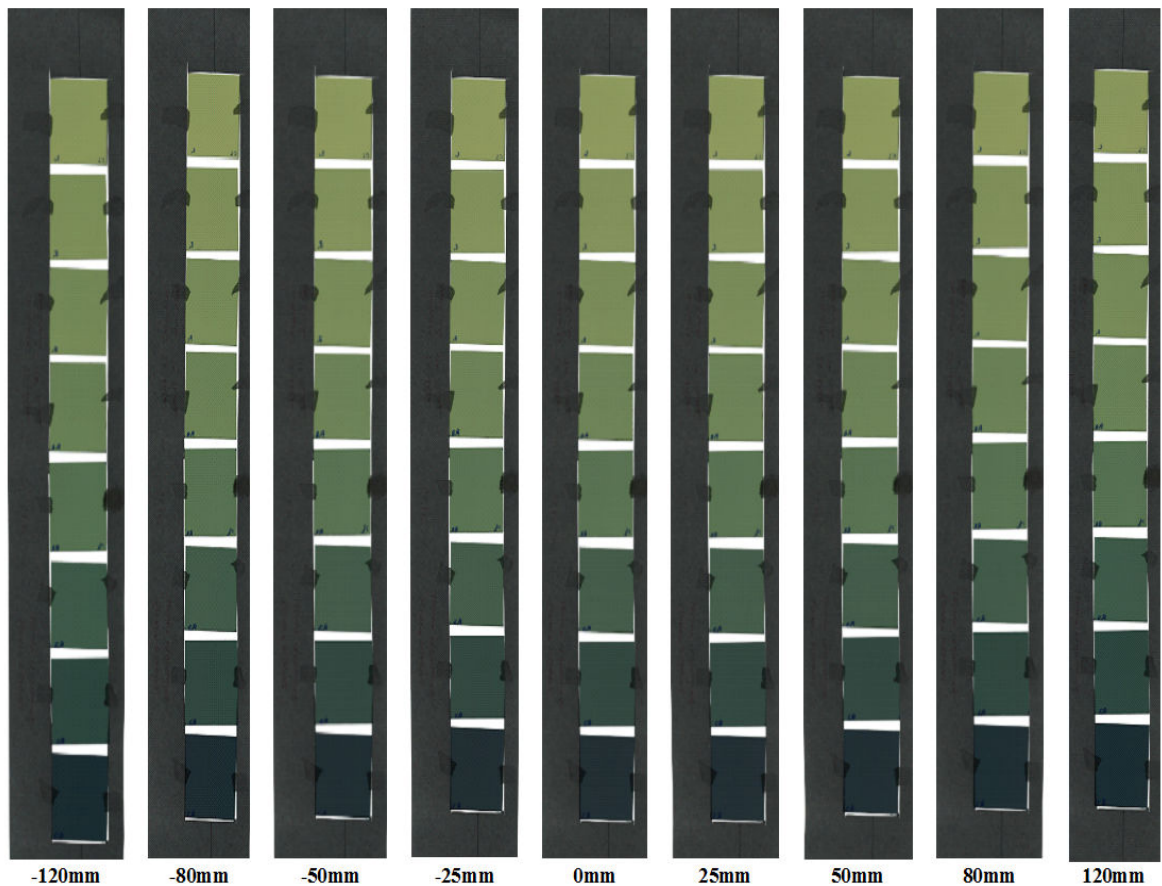


Figura 19: Orientações de doses em escâner de mesa.

Os valores das posições laterais escaneadas seguiram uma adaptação do trabalho desenvolvido por Lewis e Chan (2015).

### 3.2.3 – Análise de valores de níveis em R, G e B

As imagens escaneadas foram analisadas usando o programa *java* de domínio público *ImageJ*, na versão 1.44. O programa *ImageJ* permite a separação da imagem R, G e B (imagem bruta) de 48 *bits* em cada um dos três canais que compõem a imagem: R (*red*), G (*green*), B (*blue*).

A Figura 20 mostra a janela de *interface* do programa *ImageJ*.

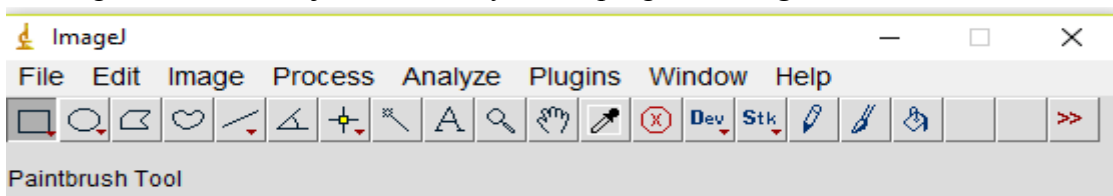


Figura 20: *Interface* do *ImageJ* (ImageJ, 2017).

Encontrados no formato com a *extensão .tif*, os arquivos foram tratados pelo *software ImageJ*. Para realizar esse procedimento, foi necessário entrar na guia da janela “*file*” e “*open*”. A partir deste comando, foi visualizado na tela do computador um arquivo por vez.

Para separar a imagem convertida aos canais com intensidades de cores do R, G e B novamente foi dado um clique na janela de console do programa em “*image*”, “*color*” e “*split channels*”. Após usar essa função, o programa fecha a imagem original e abre três janelas, cada uma apresentando um dos canais R, G e B sendo que cada canal possui imagem com 16 *bits*.

A Figura 21 mostra o resultado da separação de um arquivo de imagem R, G, B, 48 *bits*, com *extensão TIFF*, em cada um dos canais de cores.

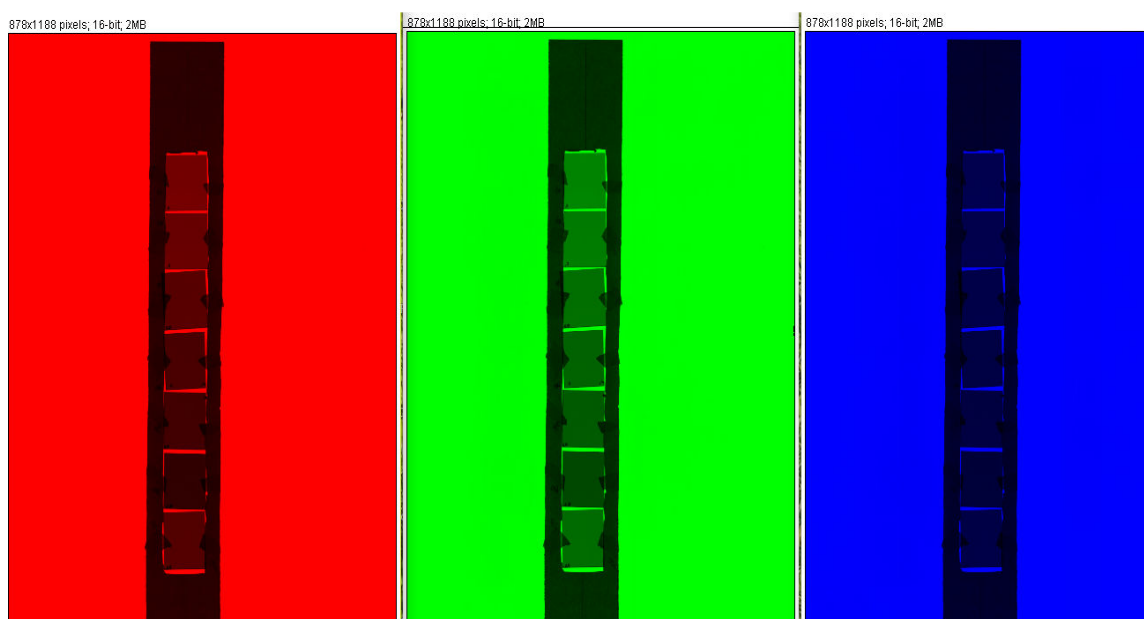


Figura 21: Resultado da separação da imagem em três canais de 16 *bits* cada (*ImageJ*, 2017).

Cada canal de cor foi avaliado posicionando o *mouse* no centro do filme radiocrômico, o que corresponde ao valor do nível R, nível G, nível B encontrado.

### 3.2.4 – Implementação do algoritmo para processamento da correção de artefatos laterais

O processo de implantação de um código aberto em *Python*, que contemplou uma solução para a correção de artefatos laterais gerados em escâner de mesa, foi desenvolvido em parceria com o professor Dr. Cristiano Miosso (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEb) da UnB - FGA. Para o desenvolvimento do programa, utilizou-se a versão de código aberto *Python* 3.6.0.

Para o incremento desse algoritmo, utilizou-se a metodologia proposta por Lewis e Chan (2015) em que se observa a existência de uma relação entre os níveis de R, G e B e as doses de radiação que varia com a posição do filme ao longo do escâner de mesa.

Dessa maneira, para a efetivação desse processo, foram selecionadas as doses de 0 e 1600 *cGy* e escaneadas as mesmas posições descritas no item 3.2.2.

Com o *mouse* posicionado sobre o centro do filme radiocrômico foram extraídos os valores dos *pixels* correspondentes às doses de 0 e 1600 *cGy*. Com os resultados dos valores de níveis obtidos em cada canal, dose e posição, os dados foram tabulados numa planilha eletrônica do *Microsoft Excel*.

Para o primeiro passo do algoritmo em *Python* foi necessário levantar, por um processo empírico, a relação entre os níveis de R, G e B e as doses. Após o levantamento das funções de mapeamento entre níveis e doses, o código em *Python* importa os valores do nível R, nível G e o nível B em função de cada posição e dose previamente obtidos com a o auxílio do programa *ImageJ*. Logo, a Figura 33 do Apêndice mostra o código que contempla a função para os níveis de R, G e B obtidos com intervalo de 72 horas.

Para uma imagem digitalizada ser convertida em imagem de dose foi desenvolvida a metodologia proposta por Lewis e Chan (2015) em que uma função linear corrige o valor do *pixel* em uma determinada posição e canal em relação ao valor do *pixel* do mesmo filme escaneado no centro do escâner.

A equação proposta para esta correção é:

$$R(C,D,X) = A_{XL} + B_{XL} \cdot R(L,D,X) \quad (2)$$

Onde: R é a resposta do escâner (valor do *pixel*), índice X representa o canal, L representa a posição, D representa a dose, C representa a posição central do escâner.

A posição C (centro do escâner) corresponde ao ponto central da janela do escâner ao longo da coordenada perpendicular ao movimento da lâmpada do escâner. As posições laterais “L” foram àquelas definidas previamente ao procedimento de escaneamento (-120 *mm*, -80 *mm*, -50 *mm*, -25 *mm*, 25 *mm*, 50 *mm*, 80 *mm*, e 120 *mm*).

Sendo assim, o algoritmo calcula as constantes  $A_{xl}$  e  $B_{xl}$  para cada uma das posições em que os filmes foram escaneados, bem como realiza interpolações lineares com resolução de 96 *dpi* para cada intervalo entre as posições escaneadas. As constantes foram calculadas utilizando os filmes irradiados com dose de 0 *cGy* e 1600 *cGy*. Desta forma, a função em *Python* importa os dados da função anterior que recebe as posições em *mm* e os valores de níveis em função da dose e calcula os valores dos coeficientes lineares  $A_{xl}$  e  $B_{xl}$  com cada

valores de níveis em função do centro do escâner. Assim, a Figura 34 do Apêndice mostra o código do arquivo que calcula os valores dos coeficientes lineares.

Uma vez calculadas as constantes  $A_{x1}$  e  $B_{x1}$ , uma nova função foi criada para corrigir todos os *pixels* de cada canal de qualquer imagem em formato TIFF, aplicando a Equação 2. São importadas as funções citadas anteriormente para processar os valores os níveis de R, G e B em função da posição e da dose com os resultados dos níveis do centro do escâner. Nessa análise, a Figura 35 do Apêndice mostra o código da função que corrige todos os *pixels* de cada nível de qualquer imagem em formato TIFF, usando as constantes lineares A e B obtidas para cada posição da imagem.

Por fim, outra função foi criada para gerar uma nova imagem TIFF, considerando o processamento anterior para corrigir o artefato lateral em função da posição de cada *pixel*. Essa função processa linha por linha numa posição horizontal, totalizando 1180 linhas. Esta função importa cada uma das funções criadas anteriormente, e é a função que faz a *interface* com o usuário que deseja corrigir uma determinada imagem escaneada. Portanto, o usuário desse código precisa escrever na frente do comando *tifffile.imread* o nome do arquivo de origem que será corrigido, bem como na frente do comando *tifffile.imsave* será descrito o nome gerado do novo arquivo corrigido. Neste sentido, a Figura 36 do Apêndice apresenta o código que realiza o processamento da imagem.

A Figura 22 ilustra a estruturação das funções do algoritmo em *Python* para a correção de artefatos laterais do escâner de mesa.

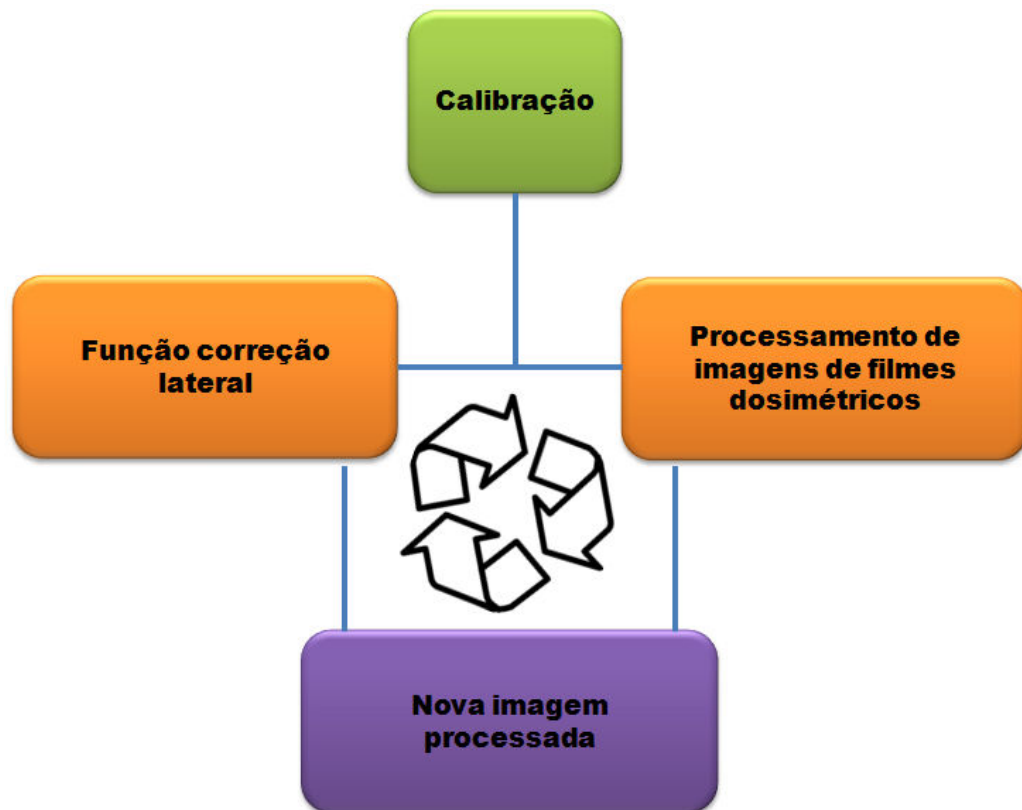


Figura 22: Ilustração das funções que compõem algoritmo em *Python* para processamento de imagem corrigida.

### 3.2.5 – Doses de referência para validação de algoritmo

Para verificar a funcionalidade do algoritmo foram irradiados sete filmes com as mesmas características e procedimentos (tamanho do recorte dos filmes, marcação de orientação nos filmes, arranjo experimental para irradiação e preparação para realizar o escaneamento) usados no item 3.2.1. Entretanto, esses filmes foram irradiados com doses diferentes e escaneados em posições intermediárias em relação ao procedimento usado para gerar o algoritmo de correção de artefato lateral. Logo, as doses utilizadas para a irradiação desses filmes foram de 0 *cGy*, 45 *cGy*, 90 *cGy*, 180 *cGy*, 280 *cGy*, 360 *cGy* e 600 *cGy*. E as coordenadas espaciais definidas na digitalização do conjunto de filmes foram de -100 *mm*, -65 *mm*, -37 *mm*, -12 *mm*, 0 *mm*, 12 *mm*, 37 *mm*, 65 *mm* e 100 *mm*.

A configuração do *software* do escâner de mesa e os intervalos de tempos utilizados no escaneamento do conjunto de filmes irradiados obedeceram às mesmas características do item 3.2.2.

As imagens digitalizadas foram analisadas novamente com o *software ImageJ*. A região de interesse de cada canal utilizado para a extração do valor do nível R, nível G, nível B foi semelhante em todos os filmes, conforme predisposto no item 3.2.3. Entretanto, foi definida

uma coordenada “X” (posição vertical) para a extração dos valores do nível R, nível G, nível B, a fim de analisar sempre na mesma posição. Cada coordenada “X” utilizada na extração dos valores de níveis aos canais de R, G e B compreendia no uso do *mouse* para o correto posicionamento do filme analisado. Em relação à coordenada “Y”, que não tem relevância nos artefatos laterais, foi padronizado utilizar o centro do filme para adquirir o valor do *pixel*. Portanto, foram utilizadas as coordenadas de -100 *mm* (coordenada X = 716); - 65 *mm* (coordenada X = 620); - 37 *mm* (coordenada X = 542); - 12 *mm* (coordenada X = 474); 0 *mm* (coordenada X = 434); 12 *mm* (coordenada X = 400); 37 *mm* (coordenada X = 326); 65 *mm* (coordenada X = 250); e 100 *mm* (coordenada X = 148).

Os valores de níveis em R, G e B foram colocados para uma planilha do *Excel*, com medições em 2h, 12h e 72h. Em seguida, foi feito o mesmo processo descrito no item 3.2.4 para gerar imagens corrigidas no algoritmo desenvolvido no *Python*.

### **3.2.6 - Análise dos resultados**

Os valores do nível R, nível G, nível B e das densidades óticas das doses referências extraídas em função da posição e do canal foram comparadas em relação às imagens não corrigidas e às imagens corrigidas pelo algoritmo desenvolvido. Foram feitas análises para verificar o efeito dos artefatos laterais em ambas as imagens. Essa análise foi feita calculando os níveis R, G e B e as densidades óticas na posição central do escâner em relação às demais posições dos filmes escaneados.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 ELABORAÇÃO DO ALGORITMO PARA CORREÇÃO DOS ARTEFATOS LATERAIS

O estudo, objeto deste trabalho, conseguiu desenvolver um algoritmo em *Python* capaz de alterar os valores de níveis de uma imagem, levando em consideração uma equação que considera o efeito dos artefatos laterais provocados pelo escâner de mesa nos filmes dosimétricos.

O primeiro código do algoritmo desenvolvido contempla a função que importa os valores do nível R, nível G, nível B em função de cada posição e dose previamente obtidos com a o auxílio do programa *ImageJ*. O arquivo utiliza valores de níveis obtidos a 2, 12 e 72 horas de intervalo entre a irradiação e o escaneamento. Na sequência, o algoritmo desenvolvido utiliza a função que contempla as constantes lineares “A” e “B” que são resultados da equação linear  $R(C,D,X) = A_{XL} + B_{XL} \cdot R(L,D,X)$  em que se obteve o valor do nível R, nível G, nível B em uma determinada posição e canal em relação ao valor do nível R, nível G, nível B do centro do escâner. As constantes “A” e “B” foram calculadas para as posições -120 mm, -80 mm, -50 mm, -25 mm, 0 mm, 25 mm, 50 mm, 80 mm, e 120 mm e interpoladas para as demais posições com resolução de 96 dpi.

Na sequência do algoritmo, uma nova função importa as funções anteriores e realiza a correção para todos os *pixels* da imagem, interpolando cada valor do nível R, nível G, nível B na posição horizontal aos canais de R, G e B.

Por fim, uma nova função gera uma nova imagem TIFF, levando em consideração os valores de níveis em R, G e B corrigidos em função da posição do filme.

A Figura 23 mostra uma imagem escaneada original (não corrigida) e a respectiva imagem corrigida gerada pelo algoritmo desenvolvido.



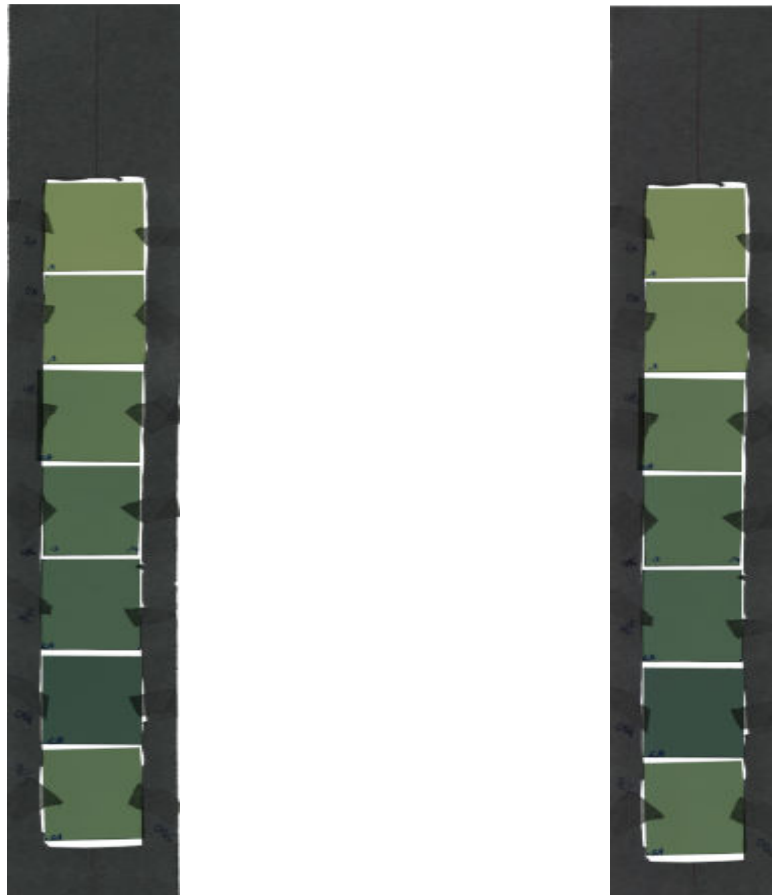


Figura 23: À esquerda ilustração de uma imagem original (não corrigida) e à direita imagem gerada pela correção aplicada pelo algoritmo desenvolvido.

O tempo médio de duração para processar uma imagem é de 12 minutos a partir do início de varredura do algoritmo para um *hardware* Intel (R) Core (TM) i3-3217U @ 1.80 Ghz. Os dados do tempo médio foram obtidos por meio da correção de cinco imagens. Entretanto, não foi dado ênfase neste estudo obter uma implementação de algoritmo eficiente em termos de tempo de processamento.

#### 4.2 CÁLCULOS DAS CONSTANTES PARA CORREÇÃO LINEAR DOS ARTEFATOS LATERAIS

A Tabela 4 apresenta os resultados dos valores do nível R, nível G, nível B extraídos do *ImageJ* do processo de separação dos canais de R, G e B, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 2 horas.

Tabela 4: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados à 2 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas.

Valor do pixel						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal azul	
	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy
-120	33567	6554	37060	11001	22718	12244
-80	34418	7656	37763	11488	23307	12841
-50	34768	8243	37952	11576	23381	12933
-25	35113	8513	37784	11647	23382	13037
0	35262	8634	37757	11714	23309	13070
25	35105	8508	37909	11653	23627	13129
50	34770	8273	37821	11718	23487	13138
80	34520	7781	37482	11468	23120	12817
120	33978	6967	37458	11463	23174	12707

A Tabela 5 mostra os valores das constantes A e B, calculadas usando a função desenvolvida no *Python*, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 2 horas e para as posições de referência. Ressalta-se que a função citada interpola as constantes A e B para demais posições com resolução de 96 dpi.

Tabela 5: Valores de constantes encontradas através da função linear à 2 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.

Constantes						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal Azul	
	A	B	A	B	A	B
-120	2173,4	0,986	719,8	0,999	1100,7	0,978
-80	1016,3	0,995	327,4	0,991	507,5	0,978
-50	359,0	1,004	284,1	0,987	395,7	0,980
-25	112,0	1,001	108,9	0,996	166,6	0,990
0	0,0	1,000	0,0	1,000	0,0	1,000
25	116,1	1,001	155,5	0,992	264,9	0,975
50	320,1	1,005	22,9	0,998	71,6	0,989
80	885,3	0,996	233,2	1,001	332,6	0,994
120	1765,8	0,986	229,8	1,002	639,8	0,978

A Tabela 6 apresenta os resultados dos valores do nível R, nível G, nível B extraídos do *ImageJ* do processo de separação dos canais de R, G e B, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 12 horas.

Tabela 6: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados a 12 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas.

Valor do pixel						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal azul	
	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy
-120	32981	6371	36566	10446	22418	12062
-80	34166	7328	37408	11065	23062	12643
-50	34689	8015	37493	11200	23441	12802
-25	34580	8158	37447	11139	23432	12874
0	34668	8296	37660	11367	23354	12885
25	34519	8224	37519	11282	23333	12860
50	34586	8141	37462	11301	23520	12920
80	33962	7585	37010	11144	22946	12628
120	33581	6704	37185	11129	23058	12618

A Tabela 7 mostra os valores das constantes A e B, calculadas usando a função desenvolvida no *Python*, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 12 horas e para as posições de referência.

Tabela 7: Valores de constantes encontradas através da função linear à 12 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.

Constantes						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal Azul	
	A	B	A	B	A	B
-120	1982,0	0,991	851,8	1,007	691,4	1,011
-80	1095,2	0,983	323,0	0,998	181,3	1,005
-50	371,7	0,989	167,0	1,000	287,6	0,984
-25	153,4	0,998	234,4	0,999	119,5	0,992
0	0,0	1,000	0,0	1,000	0,0	1,000
25	47,9	1,003	60,9	1,002	29,9	1,000
50	177,5	0,997	9,0	1,005	124,7	0,988
80	712,4	1,000	39,0	1,017	72,2	1,015
120	1718,0	0,981	136,8	1,009	232,0	1,003

A Tabela 8 apresenta os resultados dos valores do nível R, nível G, nível B extraídos do *ImageJ* do processo de separação dos canais de R, G e B, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 72 horas.

Tabela 8: Valor do nível R, nível G, nível B às doses de 0 cGy e 1600 cGy escaneados à 72 horas após a irradiação dos filmes a 9 posições definidas.

Valor do pixel						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal azul	
	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy	0 cGy	1600 cGy
-120	33443	6068	36924	9967	22691	11786
-80	34591	7270	37664	10782	23417	12324
-50	34796	7801	37751	10791	23742	12460
-25	34987	7909	37781	10859	23717	12471
0	35057	8160	37884	10892	23718	12538
25	34760	7925	37938	10832	23675	12436
50	34705	7803	37605	10704	23630	12475
80	34245	7259	37380	10702	23231	12252
120	33540	6483	36807	10533	23109	12205

A Tabela 9 mostra os valores das constantes A e B, calculadas usando a função desenvolvida no *Python*, considerando o intervalo entre irradiação e escaneamento de 72 horas e para as posições de referência.

Tabela 9: Valores de constantes encontradas através da função linear à 72 horas após a irradiação dos filmes e a 9 posições definidas.

Constantes						
Posição (mm)	Canal vermelho		Canal verde		Canal Azul	
	A	B	A	B	A	B
-120	2198,0	0,983	912,1	1,001	454,8	1,025
-80	1002,8	0,984	65,9	1,004	117,3	1,008
-50	387,3	0,996	88,2	1,001	190,7	0,991
-25	303,9	0,993	4,8	1,003	140,2	0,994
0	0,0	1,000	0,0	1,000	0,0	1,000
25	216,7	1,002	105,6	0,996	167,3	0,995
50	358,5	1,000	151,8	1,003	35,0	1,002
80	924,9	0,997	64,0	1,012	61,7	1,018
120	1715,3	0,994	71,2	1,027	24,1	1,025

Os coeficientes foram determinados no *Excel* pela fórmula  $R(C,D,X) = A_{XL} + B_{XL} \cdot R(L,D,X)$  arrastando a alça de preenchimento da célula que contém a fórmula para cada 2 posições e para os canais de cores: vermelho, verde e azul, preservando a capacidade de aplicar dosimetria de três canais, uma vez correções foram aplicados para compensar o artefato da resposta lateral dos filmes radiocrômicos.

### 4.3 RESPOSTA DOS VALORES DO NÍVEL R, NÍVEL G, NÍVEL B DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA CORRIGIDAS

Os resultados dos valores de níveis em R, G e B extraídos do *ImageJ* apresentados abaixo foram adquiridos dos arquivos de imagens processadas pelo algoritmo implementado em *Python* com o escaneamento do filme após o processo de irradiação à 2 h, 12 h e 72 h. Portanto, as imagens processadas serão contabilizadas como mecanismo de validação dos *scripts*.

Em decorrência do processamento de imagens, as Tabelas 10, 11 e 12 exportaram os resultados dos valores do nível R, nível G, nível B, corrigidos dos arquivos das imagens de 2 h, 12 h, e 72 h.

Tabela 10: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada a 2 horas após a irradiação dos filmes.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	31124	31560	31570	31420	31420	31507	31606	31644	31953
	Verde	35102	35411	35451	35377	35684	35772	35347	35184	35153
	Azul	22535	22573	23049	22890	22386	22763	22803	22624	22925
90	Vermelho	28143	28598	28587	28486	28336	28432	28469	28603	28638
	Verde	32962	33228	33146	33429	33378	33260	33219	32982	32933
	Azul	21645	21704	22124	22202	21497	22051	21920	21789	22126
180	Vermelho	24372	24652	24777	24717	24646	24926	24777	24814	25145
	Verde	30129	30030	30307	30434	30356	30378	30284	29853	30366
	Azul	20954	20897	21328	21263	21033	21194	21189	21008	21358
200	Vermelho	23203	23689	23732	23876	23772	23893	24223	24145	24348
	Verde	28849	29131	29567	29521	29731	29649	29675	29456	29276
	Azul	20271	20554	21003	21022	20866	20939	20901	20963	21026
240	Vermelho	21230	21478	21243	21408	21186	21287	21466	21555	21800
	Verde	27144	27433	27439	27537	27331	27564	27391	27036	27510
	Azul	19757	20048	20366	20298	20026	20125	20114	20031	20432
360	Vermelho	19178	19479	19763	19699	19519	19690	19772	19647	19811
	Verde	25142	25524	25686	25668	25682	25789	25758	25494	25222
	Azul	19194	19253	19634	19704	19529	19706	19658	19530	19806
600	Vermelho	14773	15151	15270	15289	15225	15423	15536	15482	15392
	Verde	20296	20929	20898	20883	20864	20997	21221	21012	20876
	Azul	17125	17225	17581	17499	17459	17651	17701	17630	17743

A Tabela 11 apresenta as respostas dos valores do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida extraídos do *ImageJ* em função da posição e dose e do processo de separação dos canais de R, G e B, considerando o intervalo entre a irradiação e o escaneamento do filme à 12 horas.

Tabela 11: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada à 12 horas após a irradiação dos filmes.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	31307	31552	31684	31417	31420	31598	31650	31565	31778
	Verde	35256	35403	35646	35491	35672	35682	35425	35195	35410
	Azul	22535	22580	23015	22701	22801	22858	22736	22715	22956
90	Vermelho	28062	28527	28759	28563	28398	28462	28535	28558	28638
	Verde	32979	33228	33362	33429	33410	33372	33189	32982	33120
	Azul	21649	21704	22121	22133	21950	21969	21920	21738	22126
180	Vermelho	24603	24836	24645	24635	24434	24784	24939	24042	25128
	Verde	30114	30347	30311	30362	30256	30384	30252	29984	30417
	Azul	20954	20897	21325	21263	20905	21255	21172	21089	21485
200	Vermelho	23252	23689	23997	23755	23685	23924	24044	24173	24286
	Verde	28733	29208	29592	29660	29676	29548	29659	29516	29394
	Azul	20251	20554	20743	20893	20876	20939	20966	20936	21159
240	Vermelho	21107	21517	21519	21354	21264	21451	21429	21504	21800
	Verde	27236	27326	27439	27341	27331	27564	27418	26971	27534
	Azul	19799	19952	20295	20263	20058	20156	20247	19839	20432
360	Vermelho	19193	19423	19615	19707	19516	19676	19772	19687	19566
	Verde	25030	25399	25802	25661	25732	25786	25548	25357	25399
	Azul	19176	19326	19634	19602	19368	19635	19662	19539	19806
600	Vermelho	14914	15151	15270	15307	15182	15373	15514	15486	15428
	Verde	20372	20929	21002	20883	20996	20997	21221	20698	20693
	Azul	17125	17180	17542	17492	17462	17590	17713	17439	17780

A Tabela 12 apresenta as respostas dos valores do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida extraídos do *ImageJ* em função da posição e dose e do processo de separação dos canais de R, G e B, considerando o intervalo entre a irradiação e o escaneamento do filme à 72 horas.

Tabela 12: Valor do nível R, nível G, nível B da imagem corrigida para cada canal, dose e posição da imagem escaneada à 72 horas após a irradiação dos filmes.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	30410	30836	30927	30572	30543	30563	30746	30542	30721
	Verde	34799	35122	35067	34876	34878	34959	34905	34771	34843
	Azul	22501	22672	22799	22523	22681	22589	22454	22613	23039
90	Vermelho	27332	27711	27787	27610	27753	27533	27683	27665	27858
	Verde	32387	32740	32684	32609	32525	32375	32551	32522	32634
	Azul	21597	21782	21755	21857	21869	21797	21688	21905	22347
180	Vermelho	23526	23800	23767	23845	23872	23771	23685	23794	24008
	Verde	29485	29477	29343	29505	29637	29549	29466	29076	29602
	Azul	20761	20682	20891	20662	21017	21044	20901	20880	21274
200	Vermelho	22243	22802	22909	22868	22923	22938	22975	23091	22989
	Verde	28217	28592	28582	28640	28751	28613	28837	28706	28626
	Azul	20270	20504	20603	20528	20735	20580	20662	20898	21017
240	Vermelho	20327	20484	20602	20486	20582	20406	20536	20271	20552
	Verde	26410	26510	26248	26204	26430	26403	26302	26037	26457
	Azul	19591	19777	19833	19816	19869	19798	19814	19820	20072
360	Vermelho	18527	18780	18941	18734	18983	18897	18765	18824	18711
	Verde	24323	24692	24659	24754	24765	24598	24823	24597	24580
	Azul	18970	19049	19132	19115	19251	19208	19271	19335	19751
600	Vermelho	14182	14472	14675	14655	14676	14649	14732	14611	14617
	Verde	19582	19964	20000	19876	20008	20072	20084	19857	19710
	Azul	16839	17041	17190	17079	16989	17149	17217	17227	17379

Para cada valor do nível R, nível G, nível B extraídos foram usadas as mesmas coordenadas apresentadas no item 3.2.5.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 VIABILIDADE DO ALGORITMO DESENVOLVIDO PARA AVALIAÇÃO DE FILMES DOSIMÉTRICOS

Com o intuito de corrigir artefatos laterais, este estudo desenvolveu um algoritmo em código livre capaz de gerar imagens de filmes dosimétricos escaneados em escâner de modo muito prático para o usuário. O tempo médio de 12 minutos para gerar a imagem é bastante aceitável, visto que a resolução de 96 *dpi* permite uma análise espacial do filme muito fina, em que um *pixel* equivale a 0,26 *mm*. Diante desse resultado, se desejado, seria possível diminuir a resolução da imagem processada para 72 *dpi* (resolução da imagem original), a fim de reduzir o tempo de processamento e de ainda garantir uma resolução em que um *pixel* equivalha a 0,34 *mm*.

Apesar de visualmente as imagens geradas após o processamento serem muito semelhantes às imagens originais, conforme mostrado na Figura 23, ao analisar os valores do nível R, nível G, nível B dessas imagens, nota-se que o algoritmo cumpre seu objetivo de corrigir a imagem em função da posição do filme, do canal e da dose. Esta análise será discutida nas seções seguintes.

### 5.2 ANÁLISE DOS VALORES DO NÍVEL R, NÍVEL G, NÍVEL B DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA PROCESSADAS

Os valores do nível R, nível G, nível B que compõem tanto as imagens originais (não corrigidas) quanto às imagens geradas por processamento (corrigidas) foram sempre avaliados comparando as imagens do mesmo filme fora do centro do escâner com a sua imagem na região central. As análises foram separadas levando em consideração o intervalo de tempo entre a irradiação e o escaneamento de cada conjunto de filmes (2, 12 e 72 horas). As análises foram feitas calculando os valores do nível R, nível G, nível B para cada filme com determinada dose, escaneado no centro do escâner e fora do centro. Lembrando que cada filme foi irradiado com uma determinada dose, atingindo um determinado grau de escurecimento. Não havendo artefatos laterais, não deveria haver alteração do valor do *pixel* em função da posição do escâner onde ele foi escaneado.



Tabela 13: Desvios dos níveis R, G e B da imagem não processada com intervalo de tempo de 2 horas entre a irradiação e o escaneamento do filme.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	3,8	1,3	0,1	-0,1	0,0	-0,4	0,2	1,0	2,2
	Verde	1,8	1,3	0,0	0,3	0,0	-0,1	0,5	1,5	2,6
	Azul	1,1	-1,1	-3,1	-1,8	0,0	-2,3	-1,6	-1,1	0,4
90	Vermelho	4,7	1,7	0,4	-0,8	0,0	0,3	0,6	1,7	3,3
	Verde	1,8	0,6	-0,2	-0,5	0,0	-0,4	0,2	0,9	2,4
	Azul	2,0	-0,2	-1,0	-1,0	0,0	-0,7	-0,3	0,8	2,3
180	Vermelho	4,0	0,8	-0,5	-1,2	0,0	-0,9	-0,8	1,7	2,9
	Verde	1,6	0,4	-0,1	0,0	0,0	-0,1	-0,3	1,4	1,1
	Azul	2,5	-0,1	0,2	-0,7	0,0	-0,6	-0,4	1,0	1,9
200	Vermelho	7,7	3,2	0,3	-0,1	0,0	0,3	0,8	1,6	4,5
	Verde	2,0	1,4	1,1	0,4	0,0	-0,3	0,0	1,0	1,5
	Azul	1,7	1,4	0,7	0,5	0,0	-0,3	-0,6	0,5	3,1
240	Vermelho	5,6	2,0	0,5	-0,4	0,0	-0,4	0,1	1,9	4,3
	Verde	3,3	0,1	-0,1	-0,4	0,0	-0,2	0,1	1,4	1,2
	Azul	3,2	-0,6	-1,5	-1,0	0,0	-0,3	-0,1	1,4	1,6
360	Vermelho	7,0	2,4	0,5	-0,9	0,0	0,0	0,1	2,7	5,7
	Verde	4,1	1,2	0,6	0,6	0,0	0,2	-0,1	1,1	3,2
	Azul	3,8	1,5	0,6	-0,2	0,0	-0,4	-0,1	0,7	2,5
600	Vermelho	10,4	3,9	1,0	-0,1	0,0	-0,6	0,2	3,2	8,5
	Verde	4,1	-0,1	-0,1	0,2	0,0	-0,5	-1,8	-0,2	2,3
	Azul	3,8	-0,2	-0,5	-0,1	0,0	-0,2	-1,1	0,1	3,3

Conforme esperado, os desvios maiores foram encontrados nas extremidades do escâner, região onde encontra-se os maiores artefatos laterais em decorrência da dependência da luz do escâner. Também era previsto que os desvios fossem maiores para o canal vermelho (canal mais sensível), conforme descrito no artigo de Lewis e Chan (2015).

O filme com dose de 600 cGy, na posição -100 mm, chega a desviar 10,4% em relação ao mesmo filme escaneado no eixo central.

Repetindo a análise, agora para a imagem gerada pelo algoritmo desenvolvido, obtém-se na Tabela 14 o desvio dos valores do nível R, nível G, nível B da imagem processada a partir dos filmes escaneados duas horas após a irradiação.

Tabela 14: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 2 horas após a irradiação do filme e o escaneamento da imagem.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	0,9	-0,4	-0,5	0,0	0,0	-0,3	-0,6	-0,7	-1,7
	Verde	1,6	0,8	0,7	0,9	0,0	-0,2	0,9	1,4	1,5
	Azul	-0,7	-0,8	-3,0	-2,3	0,0	-1,7	-1,9	-1,1	-2,4
90	Vermelho	0,7	-0,9	-0,9	-0,5	0,0	-0,3	-0,5	-0,9	-1,1
	Verde	1,2	0,4	0,7	-0,2	0,0	0,4	0,5	1,2	1,3
	Azul	-0,7	-1,0	-2,9	-3,3	0,0	-2,6	-2,0	-1,4	-2,9
180	Vermelho	1,1	0,0	-0,5	-0,3	0,0	-1,1	-0,5	-0,7	-2,0
	Verde	0,7	1,1	0,2	-0,3	0,0	-0,1	0,2	1,7	0,0
	Azul	0,4	0,6	-1,4	-1,1	0,0	-0,8	-0,7	0,1	-1,5
200	Vermelho	2,4	0,3	0,2	-0,4	0,0	-0,5	-1,9	-1,6	-2,4
	Verde	3,0	2,0	0,6	0,7	0,0	0,3	0,2	0,9	1,5
	Azul	2,9	1,5	-0,7	-0,7	0,0	-0,3	-0,2	-0,5	-0,8
240	Vermelho	-0,2	-1,4	-0,3	-1,0	0,0	-0,5	-1,3	-1,7	-2,9
	Verde	0,7	-0,4	-0,4	-0,8	0,0	-0,9	-0,2	1,1	-0,7
	Azul	1,3	-0,1	-1,7	-1,4	0,0	-0,5	-0,4	0,0	-2,0
360	Vermelho	1,7	0,2	-1,3	-0,9	0,0	-0,9	-1,3	-0,7	-1,5
	Verde	2,1	0,6	0,0	0,1	0,0	-0,4	-0,3	0,7	1,8
	Azul	1,7	1,4	-0,5	-0,9	0,0	-0,9	-0,7	0,0	-1,4
600	Vermelho	3,0	0,5	-0,3	-0,4	0,0	-1,3	-2,0	-1,7	-1,1
	Verde	2,7	-0,3	-0,2	-0,1	0,0	-0,6	-1,7	-0,7	-0,1
	Azul	1,9	1,3	-0,7	-0,2	0,0	-1,1	-1,4	-1,0	-1,6

A Tabela 14 mostra que os desvios diminuíram significativamente em relação à imagem original (não processada).

Para efeito de análise, considerando que o algoritmo não prevê que os artefatos lineares dependam da dose, fato comprovado na Tabela 15, calcula-se as médias dos desvios em função da posição. A Tabela 15 apresenta os desvios médios dos valores do nível R, nível G, nível B, extraídos das duas imagens: a imagem não processada e a imagem processada (corrigida).

Tabela 15: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada, para cada canal, dose e posição à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Canal	- 100 mm		- 65 mm		- 37 mm		-12 mm		12 mm		37 mm		65 mm		100 mm	
	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem pro	Proc.	Sem pro	Proc.	Sem pro	Proc.	Sem pro	Proc.
Vermelho	6,1	1,4	2,2	-0,2	0,3	-0,5	-0,5	-0,5	-0,2	-0,7	0,2	-1,2	2,0	-1,1	4,5	-1,8
Verde	2,7	1,7	0,7	0,6	2,7	0,2	0,1	0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,1	1,0	0,9	2,0	0,8
Azul	2,6	1,0	0,1	0,4	-0,6	-1,6	-0,6	-1,4	-0,7	-1,1	-0,6	-1,0	0,5	-0,5	2,2	-1,8

Conforme demonstrado na Tabela 15, as posições geométricas onde o filme foi escaneado influenciam nos valores dos desvios relacionados aos artefatos laterais. Observando os valores dos desvios da imagem não processada pode-se identificar que na região entre  $-37$  e  $37$  mm ocorrem desvios que não indicam ocorrência de artefatos laterais significativos. Nas posições  $-65$  e  $65$  mm, os artefatos laterais já merecem atenção, pois os desvios no canal vermelho chegam a 2%. Por fim, nas posições extremas,  $-100$  e  $100$  mm, obtém-se forte ocorrência dos artefatos laterais. Nessas regiões, torna-se extremamente importante aplicar alguma correção para evitar que esse tipo de artefato comprometa a dosimetria com filmes.

Na mesma Tabela 15, observa-se que, quando a imagem é processada pelo algoritmo desenvolvido em *Python*, esses desvios são minimizados em todas as posições analisadas, sobretudo tendo maior relevância nas posições extremas.

As Figuras 24, 25 e 26 permitem uma análise gráfica complementar, feita a partir dos resultados da Tabela 15.

A Figura 24 apresenta o gráfico dos desvios da imagem do nível vermelho sem e com processamento.

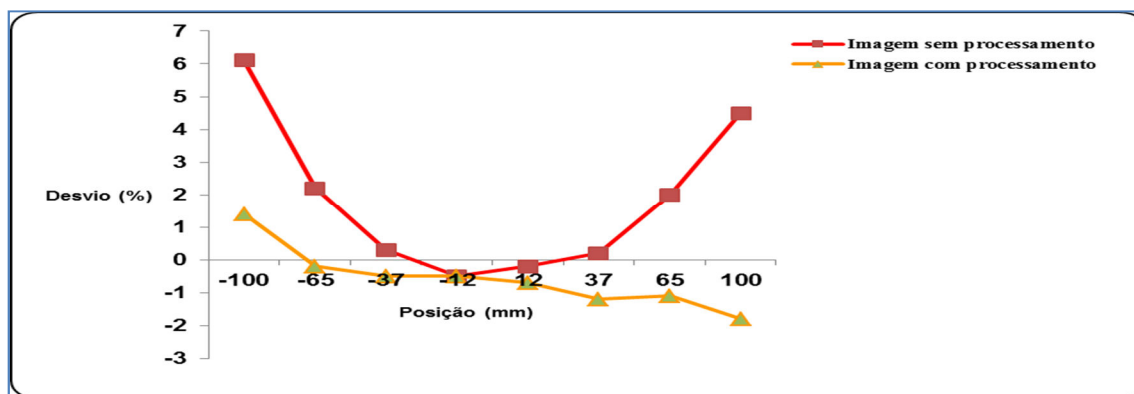


Figura 24: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Observa-se que a resposta no canal vermelho, para a imagem não processada, é significativamente maior para ambas as extremidades, chegando a ultrapassar 6% de desvios em uma das extremidades. Esses desvios diminuem ao ponto de se tornarem praticamente desprezíveis, quando próximos da região central do escâner.

Considerando o maior deslocamento lateral do filme nas posições  $-100\text{ mm}$  e  $100\text{ mm}$ , as quais se encontram regiões com maior efeito do artefato lateral, a média extraída dos desvios para imagem não corrigida foi de 5,3%, e para a imagem corrigida foi de 0,2%. Para dosimetria com filmes radiocrômicos, desvios de até 1% podem ser considerados pouco significativos ao ponto de comprometer a análise dos resultados.

A Figura 25 ressalta a representação gráfica do canal verde em que os resultados do nível verde também foram minimizados, em todas as posições avaliadas, após o processamento de imagem.

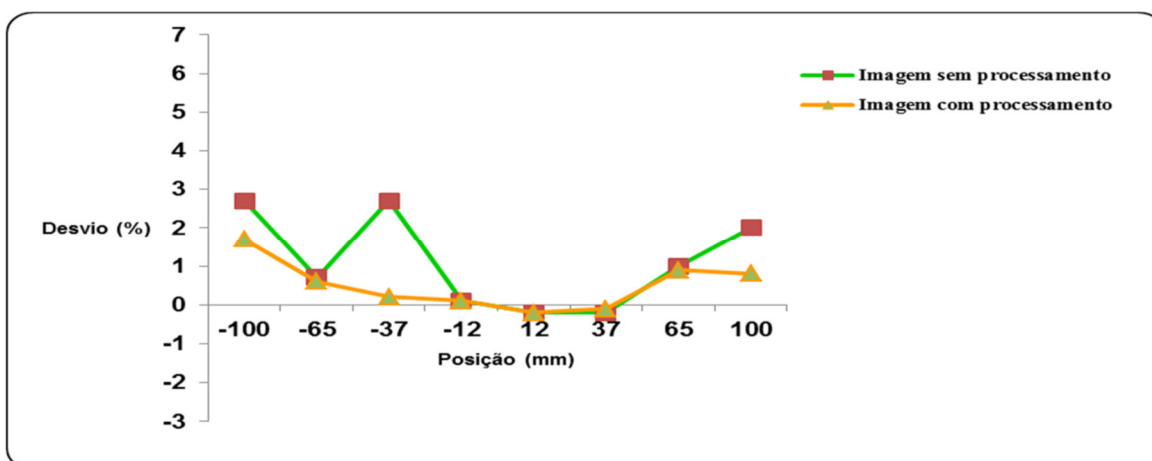


Figura 25: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Os desvios (artefatos) da imagem no canal verde foram significativamente menores do que no canal vermelho. Ainda assim, a imagem corrigida minimizou os efeitos dos artefatos laterais, sobretudo nas duas extremidades analisadas. A média dos desvios das posições -100 mm e 100 mm do qual se encontra regiões de maior artefato lateral, para imagem não corrigida foi de 2,4 %, e para a imagem corrigida foi de 1,3 %.

O canal azul, conforme descrito por Lewis e Chan (2015), possui pouca influência na dosimetria com filmes, por sua baixa sensibilidade em relação à dose. A apresentação dos desvios no canal azul mostrados na Figura 26 também reporta a correção dos valores do nível B da imagem processada nas posições mais laterais. A média dos desvios das imagens não processadas das posições -100 e 100 mm demonstram resultados de 2,4%, enquanto o desvio médio da imagem processada foi de 0,4%. Vale destacar que para o canal azul, o processamento das imagens aumentou o desvio na região entre -65 e 65 mm. Segundo Lewis e Chan (2015), isso pode ter ocorrido por considerar uma pequena variabilidade da combinação da incerteza da medição nas posições laterais e do uso da interpolação linear das posições corrigidas.

A Figura 26 apresenta o resultado gráfico dos desvios da imagem do nível azul sem e com processamento.

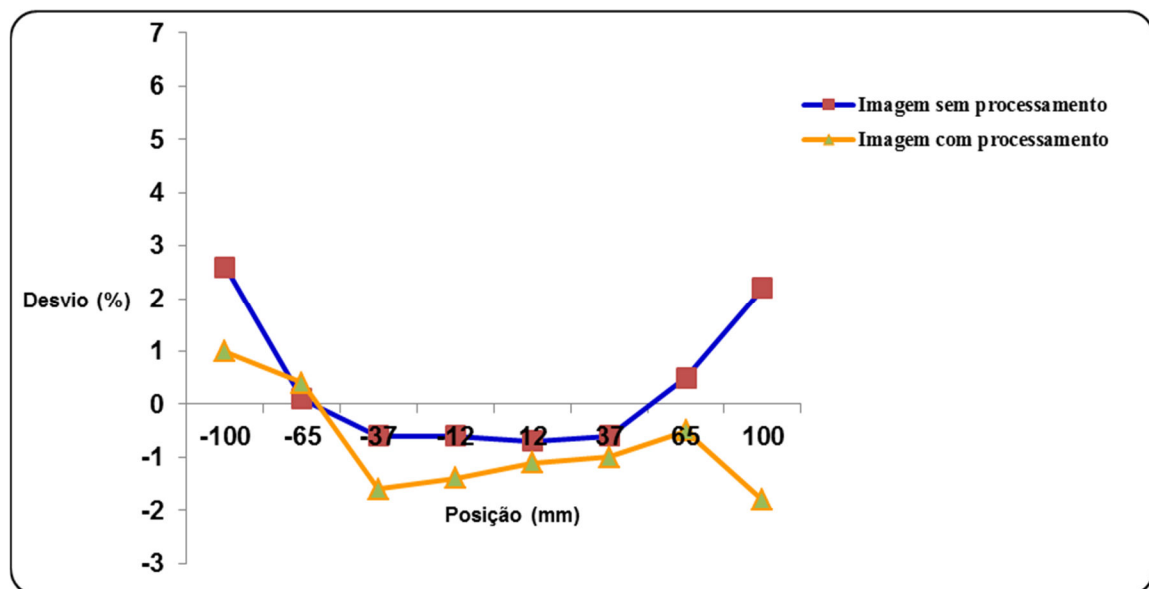


Figura 26: Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraída à 2 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Considerando avaliar a influência dos desvios entre a irradiação e o escaneamento do filme radiocrômico, a Tabela 16 mostra o resultado dos desvios dos níveis R, G e B a 12 horas entre irradiação e escaneamento da imagem.

Tabela 16: Desvios do nível R, nível G, nível B da imagem não processada para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	3,3	1,4	0,3	0,9	0,0	0,9	0,7	1,6	3,3
	Verde	1,8	0,6	-0,6	0,3	0,0	0,4	0,7	1,1	2,1
	Azul	1,8	-0,1	-0,8	0,0	0,0	0,0	0,0	1,3	2,8
90	Vermelho	4,5	1,5	0,9	0,4	0,0	0,7	1,0	2,2	3,0
	Verde	2,2	0,7	-0,1	-0,2	0,0	0,1	0,4	0,9	2,1
	Azul	3,1	1,2	0,4	-0,3	0,0	0,1	0,8	1,8	1,3
180	Vermelho	5,0	2,4	0,8	-0,1	0,0	0,1	0,9	2,6	4,1
	Verde	1,3	0,8	0,1	0,1	0,0	0,7	0,3	1,4	1,5
	Azul	2,1	0,5	-0,2	0,4	0,0	0,5	0,7	1,3	1,7
200	Vermelho	6,5	3,1	1,4	0,7	0,0	-0,2	0,9	1,4	4,4
	Verde	2,8	1,4	0,1	-0,3	0,0	-0,1	-0,8	-0,2	0,9
	Azul	3,8	1,5	0,9	0,6	0,0	0,6	0,2	0,3	2,1
240	Vermelho	5,4	2,0	0,3	-0,6	0,0	-0,5	0,0	2,2	5,0
	Verde	0,2	-0,1	-0,5	-0,3	0,0	-0,9	-0,7	1,0	1,2
	Azul	2,6	0,2	-0,7	-0,7	0,0	0,1	-0,4	1,0	2,1
360	Vermelho	7,4	3,8	0,8	-0,1	0,0	0,1	0,6	2,8	5,9
	Verde	3,0	1,4	0,4	0,1	0,0	-0,3	0,6	0,7	2,1
	Azul	2,8	1,4	0,1	0,3	0,0	0,4	0,7	1,5	1,7
600	Vermelho	10,1	5,0	1,1	1,0	0,0	0,5	1,0	3,2	8,9
	Verde	3,0	1,0	-0,2	0,4	0,0	0,1	-0,5	0,1	3,0
	Azul	2,5	0,8	-0,3	0,1	0,0	1,0	-1,1	0,1	3,3

Observando a Tabela 16, o resultado dos desvios dos valores do nível R, nível G, nível B para o intervalo de 12 horas também sofreram influência do processo de lateralização do filme no escâner de mesa. Conforme previsto, os maiores desvios são encontrados nas extremidades do escâner, de modo que a influência dessas lateralizações resulta em artefatos de filmes radiocrômicos.

Dos canais analisados, novamente os desvios do canal vermelho mostrou uma maior significância para regiões de maiores artefatos laterais. Para a posição do filme -100 mm à dose de 600 cGy, o desvio chega 10 % em relação ao mesmo filme escaneado no eixo central.

Reproduzindo a análise, agora para a imagem gerada pelo algoritmo desenvolvido, obtém-se na Tabela 17 o desvio dos valores do nível R, nível G, nível B da imagem processada a partir dos filmes escaneados 12 horas após a irradiação.

Tabela 17: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	0,4	-0,4	-0,8	0,0	0,0	-0,6	-0,7	-0,5	-1,1
	Verde	1,2	0,8	0,1	0,5	0,0	0,0	0,7	1,3	0,7
	Azul	1,2	1,0	-0,9	0,4	0,0	-0,2	0,3	0,4	-0,7
90	Vermelho	1,2	-0,5	-1,3	-0,6	0,0	-0,2	-0,5	-0,6	-0,8
	Verde	1,3	0,5	0,1	-0,1	0,0	0,1	0,7	1,3	0,9
	Azul	1,4	1,1	-0,8	-0,8	0,0	-0,1	0,1	1,0	-0,8
180	Vermelho	-0,7	-1,6	-0,9	-0,8	0,0	-1,4	-2,1	1,6	-2,8
	Verde	0,5	-0,3	-0,2	-0,4	0,0	-0,4	0,0	0,9	-0,5
	Azul	-0,2	0,0	-2,0	-1,7	0,0	-1,7	-1,3	-0,9	-2,8
200	Vermelho	1,8	0,0	-1,3	-0,3	0,0	-1,0	-1,5	-2,1	-2,5
	Verde	3,2	1,6	0,3	0,1	0,0	0,4	0,1	0,5	1,0
	Azul	3,0	1,5	0,6	-0,1	0,0	-0,3	-0,4	-0,3	-1,4
240	Vermelho	0,7	-1,2	-1,2	-0,4	0,0	-0,9	-0,8	-1,1	-2,5
	Verde	0,3	0,0	-0,4	0,0	0,0	-0,9	-0,3	1,3	-0,7
	Azul	1,3	0,5	-1,2	-1,0	0,0	-0,5	-0,9	1,1	-1,9
360	Vermelho	1,7	0,5	-0,5	-1,0	0,0	-0,8	-1,3	-0,9	-0,3
	Verde	2,7	1,3	-0,3	0,3	0,0	-0,2	0,7	1,5	1,3
	Azul	1,0	0,2	-1,4	-1,2	0,0	-1,4	-1,5	-0,9	-2,3
600	Vermelho	1,8	0,2	-0,6	-0,8	0,0	-1,3	-2,2	-2,0	-1,6
	Verde	3,0	0,3	0,0	0,5	0,0	0,0	-1,1	1,4	1,4
	Azul	1,9	1,6	-0,5	-0,2	0,0	-0,7	-1,4	0,1	-1,8

Comparando as Tabelas 16 e 17, os desvios diminuíram significativamente em relação à imagem não processada. Isso pode ser visto na Tabela 18, em que foram calculadas as médias dos desvios dos valores do nível R, nível G, nível B de todas as doses analisadas em função da posição e canal.

Tabela 18: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada, para cada canal, dose e posição à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Canal	- 100 mm		- 65 mm		- 37 mm		-12 mm		12 mm		37 mm		65 mm		100 mm	
	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.
Vermelho	6,0	1,0	2,7	-0,4	0,8	-0,9	0,3	-0,6	0,2	-0,9	0,7	-1,3	2,3	-0,8	4,9	-1,7
Verde	2,1	1,7	0,8	0,6	-0,1	-0,1	0,0	0,1	0,0	-0,1	0,0	0,1	0,7	1,2	1,8	0,6
Azul	2,7	1,4	0,8	0,9	-0,1	-0,9	0,0	-0,7	0,4	-0,7	0,1	-0,7	1,0	0,1	2,1	-1,7

Conforme demonstrado na Tabela 18, os valores dos níveis R, G e B os quais os relaciona aos artefatos laterais da imagem original (não corrigida) sofreram os maiores efeitos da influência pela lateralização do filme escaneado. De maneira muito prática, observa-se que o algoritmo implementado também é capaz de corrigir os artefatos do escâner de mesa em todas as posições geométricas, minimizando os desvios de maior relevância das posições mais extremas. O comportamento dos filmes analisados foi semelhante ao comportamento dos filmes escaneados com intervalo de 2h.

Feita a partir dos resultados da Tabela 18, as Figuras 27, 28, e 29 reportam uma análise gráfica complementar que destaca a diferença dos valores do nível R, nível G, nível B, entre a imagem original e a imagem processada.

A Figura 27 apresenta o gráfico dos desvios da imagem do nível vermelho sem e com processamento.

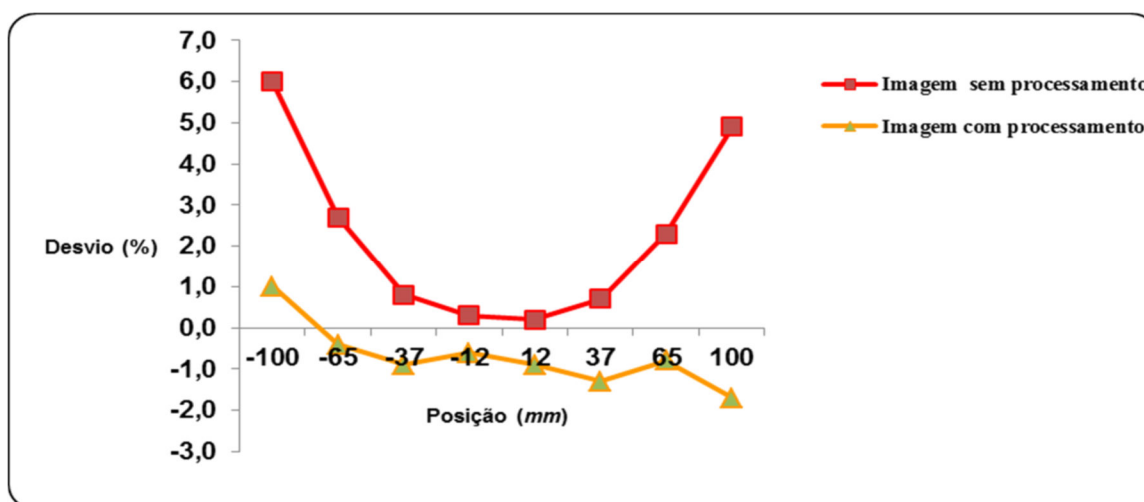


Figura 27: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.



Na Figura 27, observa-se a excelente correção feita pelo algoritmo desenvolvido para as posições geométricas  $-100\text{ mm}$  e  $100\text{ mm}$ . O algoritmo reduziu na imagem processada os desvios médios dos *pixels* no canal vermelho de 0,4%, enquanto a imagem original apresentava a média de desvio de 5,5%.

A Figura 28 ressalta a representação gráfica do nível verde, em que os desvios do valor do nível G, também, foram minimizados após o processamento de imagem.

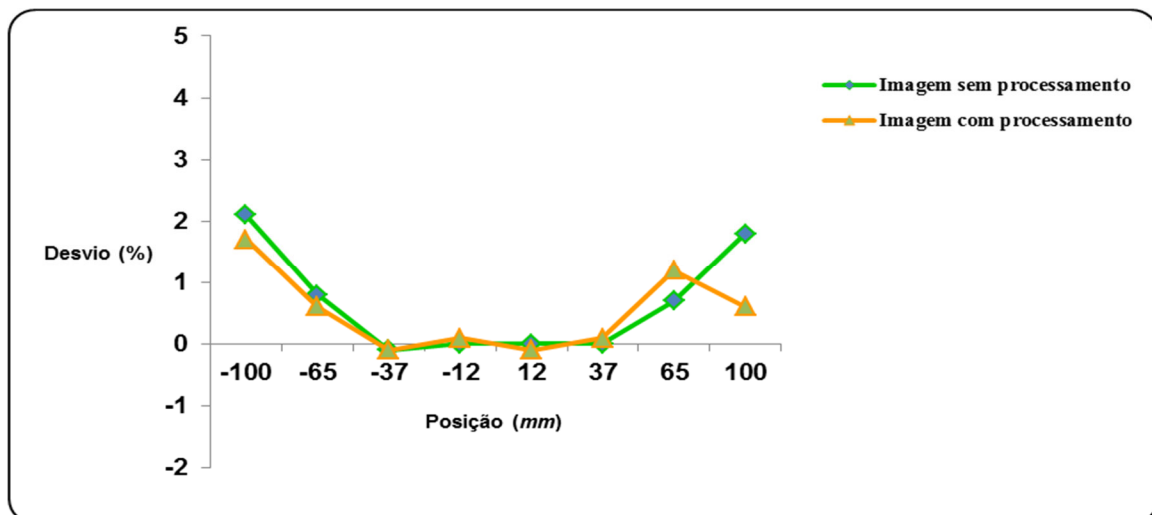


Figura 28: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Comparando o canal verde ao canal vermelho observa se que os desvios obtidos no canal verde foram menores, mas, ainda assim, o algoritmo obteve sucesso na correção dos artefatos nas posições extremas.

A Figura 29 apresenta o resultado gráfico dos desvios da imagem do nível azul sem e com processamento.

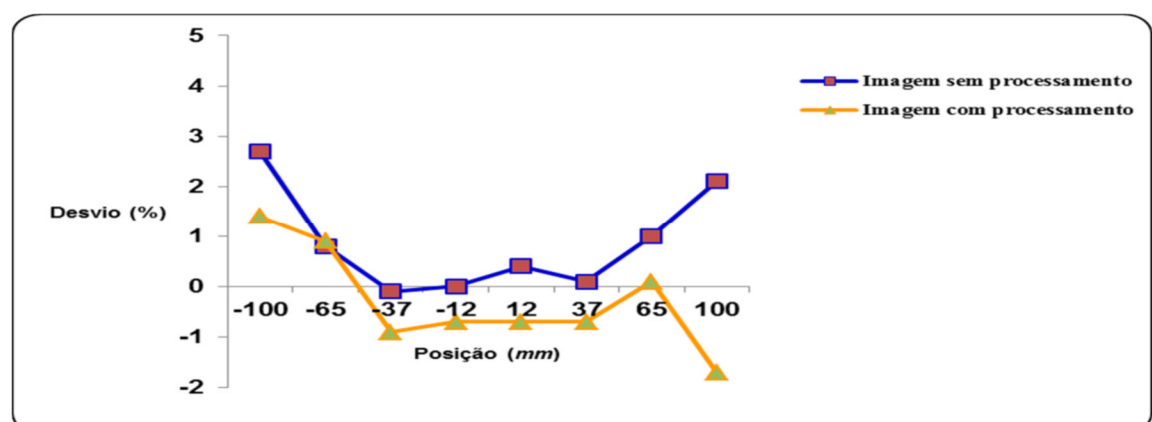


Figura 29: Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraída à 12 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

A apresentação dos desvios no canal azul, mostrados na Figura 29, também reporta a correção dos artefatos da imagem processada representada pela correção dos níveis R, G e B originados, em particular, nas posições laterais do escâner.

Conforme AAPM (1998), a estabilidade de densidade ótica do filme é provocada pela influência de tempo entre a irradiação e o escaneamento do filme. A fim de permitir essa análise, a Tabela 19 mostra os desvios dos níveis R, G e B da imagem não processada à 72 horas após a irradiação do filme e o escaneamento da imagem.

Tabela 19: Desvios dos níveis R, G e B da imagem não processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	4,1	1,4	0,8	0,8	0,0	0,6	0,9	1,4	4,0
	Verde	2,3	0,3	-0,1	0,0	0,0	0,9	0,4	1,3	1,9
	Azul	2,2	0,3	-0,7	1,1	0,0	0,1	0,0	1,6	2,0
90	Vermelho	4,7	0,7	0,0	-0,5	0,0	0,4	0,2	1,0	2,7
	Verde	2,3	-0,1	-0,1	-0,2	0,0	0,4	0,0	0,5	1,4
	Azul	3,5	0,8	-0,2	-0,7	0,0	1,0	0,2	1,2	1,8
180	Vermelho	6,2	2,8	1,3	0,2	0,0	0,7	1,4	2,9	5,0
	Verde	2,0	1,6	0,8	1,3	0,0	0,6	0,0	2,1	1,7
	Azul	3,8	1,5	0,7	0,4	0,0	0,7	-0,1	1,2	3,3
200	Vermelho	7,6	2,8	1,7	0,9	0,0	0,3	1,1	1,6	5,2
	Verde	4,0	1,8	0,5	0,6	0,0	0,1	0,2	0,7	2,1
	Azul	4,0	0,5	0,3	-0,3	0,0	0,1	-0,3	0,3	2,1
240	Vermelho	7,3	3,8	1,0	-1,1	0,0	1,4	1,5	4,2	6,9
	Verde	1,4	0,0	0,0	-0,4	0,0	-0,3	-0,3	1,6	1,4
	Azul	2,8	-0,4	-0,5	0,0	0,0	-0,3	-0,2	1,3	2,8
360	Vermelho	8,3	3,5	1,9	0,8	0,0	1,1	2,0	3,5	8,5
	Verde	3,3	1,2	0,1	0,3	0,0	0,2	0,3	1,2	3,9
	Azul	2,5	0,9	0,2	-0,4	0,0	0,3	0,0	2,0	2,4
600	Vermelho	11,9	5,3	2,6	1,3	0,0	1,5	1,4	4,2	9,9
	Verde	3,4	0,1	-0,9	-0,1	0,0	-0,7	-1,4	-0,4	1,5
	Azul	3,9	1,1	0,6	1,0	0,0	0,1	-0,5	1,4	3,8

Observando a dose de 600 cGy, na posição -100 e 100 mm, novamente, os maiores artefatos são encontrados no canal vermelho com desvio entre os extremos de 11,9% e 9,9% em relação a análise da região central do filme. Quanto mais próximos foram os

deslocamentos do filme escaneado às posições ao centro do escâner, menores são os artefatos gerados pelos desvios de intensidade de *pixels*.

Em outra análise, considerando avaliar a imagem corrigida pela implementação do algoritmo, obtém-se na Tabela 20 o desvio dos valores do nível R, nível G, nível B da imagem processada a partir dos filmes escaneados à 72 horas após a irradiação.

Tabela 20: Desvios dos níveis R, G e B da imagem processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	0,4	-1,0	-1,3	-0,1	0,0	-0,1	-0,7	0,0	-0,6
	Verde	0,2	-0,7	-0,5	0,0	0,0	-0,2	-0,1	0,3	0,1
	Azul	0,8	0,0	-0,5	0,7	0,0	0,4	1,0	0,3	-1,6
90	Vermelho	1,5	0,2	-0,1	0,5	0,0	0,8	0,3	0,3	-0,4
	Verde	0,4	-0,7	-0,5	-0,3	0,0	0,5	-0,1	0,0	-0,3
	Azul	1,2	0,4	0,5	0,1	0,0	0,3	0,8	-0,2	-2,2
180	Vermelho	1,4	0,3	0,4	0,1	0,0	0,4	0,8	0,3	-0,6
	Verde	0,5	0,5	1,0	0,4	0,0	0,3	0,6	1,9	0,1
	Azul	1,2	1,6	0,6	1,7	0,0	-0,1	0,6	0,7	-1,2
200	Vermelho	3,0	0,5	0,1	0,2	0,0	-0,1	-0,2	-0,7	-0,3
	Verde	1,9	0,6	0,6	0,4	0,0	0,5	-0,3	0,2	0,4
	Azul	2,2	1,1	0,6	1,0	0,0	0,7	0,4	-0,8	-1,4
240	Vermelho	1,2	0,5	-0,1	0,5	0,0	0,9	0,2	1,5	0,1
	Verde	0,1	-0,3	0,7	0,9	0,0	0,1	0,5	1,5	-0,1
	Azul	1,4	0,5	0,2	0,3	0,0	0,4	0,3	0,2	-1,0
360	Vermelho	2,4	1,1	0,2	1,3	0,0	0,5	1,1	0,8	1,4
	Verde	1,8	0,3	0,4	0,0	0,0	0,7	-0,2	0,7	0,7
	Azul	1,5	1,0	0,6	0,7	0,0	0,2	-0,1	-0,4	-2,6
600	Vermelho	3,4	1,4	0,0	0,1	0,0	0,2	-0,4	0,4	0,4
	Verde	2,1	0,2	0,0	0,7	0,0	-0,3	-0,4	0,8	1,5
	Azul	0,9	-0,3	-1,2	-0,5	0,0	-0,9	-1,3	-1,4	-2,3

Comparando os desvios da Tabela 19 com os desvios da imagem originada na Tabela 20, correspondente a análise do período de 72 horas, observa-se que os artefatos foram significativamente corrigidos, especialmente os resultados dos níveis R, G e B contidos nas extremidades da imagem da imagem gerada.

Para melhor interpretação de análise, a Tabela 21 apresenta os desvios médios dos valores do nível R, nível G, nível B, extraídos das duas imagens: a imagem não processada e a imagem processada (corrigida).

Tabela 21: Desvios dos níveis R, G e B das imagens processada e não processada para cada canal, dose e posição à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Canal	- 100 mm		- 65 mm		- 37 mm		-12 mm		12 mm		37 mm		65 mm		100 mm	
	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem proc.	Proc.	Sem pro	Proc.
Vermelho	7,2	1,9	2,9	0,4	1,3	-0,1	0,3	0,4	0,8	0,4	1,2	0,2	2,7	0,4	6,0	0,0
Verde	2,7	1,0	0,7	0,0	0,0	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	-0,1	0,0	1,0	0,8	2,0	0,4
Azul	3,2	1,3	0,7	0,6	0,1	0,1	0,2	0,6	0,3	0,1	-0,1	0,2	1,3	-0,2	2,6	-1,8

A Tabela 21 mostra, nas posições geométricas contidas nos extremos do filme radiocrômico, os maiores desvios dos níveis R, G e B. À medida que as posições geométricas se aproximam do centro do escâner, os artefatos laterais os quais são relacionados aos níveis R, G e B diminuem consideravelmente ao ponto de se tornarem pouco significativos quando aplicados dosimetria com filmes.

A incidência de forte ocorrência de desvios foi encontrada nas posições laterais, em particular nas posições -100 e 100 mm do canal vermelho, com 7,2 %. Foi observado que o algoritmo corrigiu os desvios das posições de maior relevância. As Figuras 30, 31, e 32 permitem uma melhor observação feita a partir dos resultados da Tabela 21 que evidencia a diferença entre da intensidade dos valores do nível R, nível G, nível B entre a imagem original e a imagem processada.

A Figura 30 apresenta o gráfico dos desvios da imagem do nível vermelho sem e com processamento.

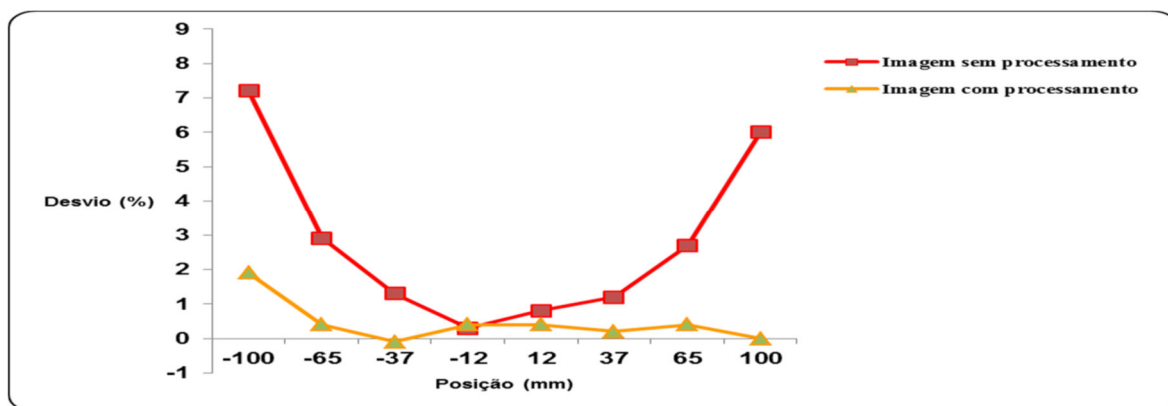


Figura 30: Representação gráfica do canal vermelho da imagem sem e com processamento extraída à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

A Figura 30 mostra a diferença da média entre os extremos encontrados na região entre a imagem original e a imagem processada das posições geométricas  $-100\text{ mm}$  e  $100\text{ mm}$ , do canal vermelho. A imagem não corrigida apresentou uma média entre os extremos de 6,6%, enquanto a imagem processada reduziu a média dos desvios para 1,0%. Observa-se que o resultado final da imagem processada torna-se insignificante ao ponto de comprometer a resposta da dosimetria com filmes.

A Figura 31 ressalta a representação gráfica do canal verde em que os desvios do nível verde também foram minimizados após o processamento de imagem.

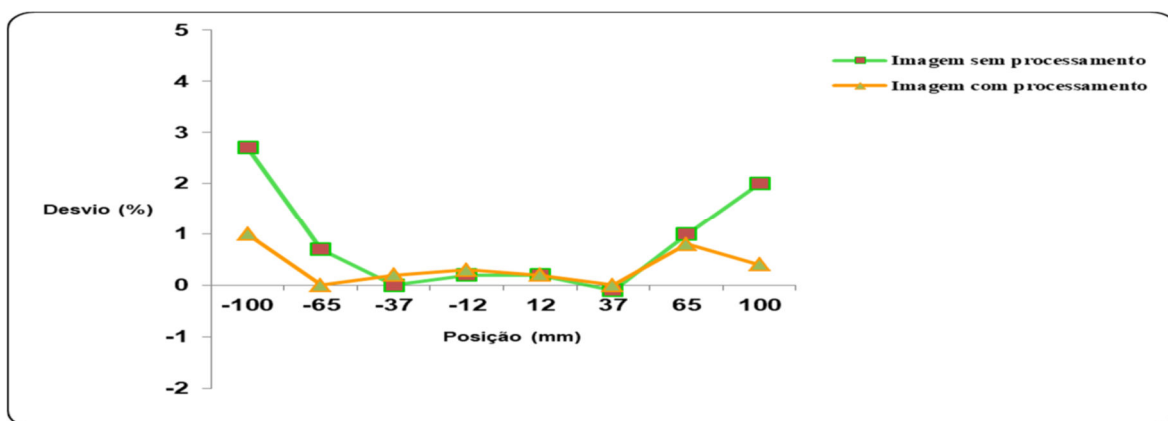


Figura 31: Representação gráfica do canal verde da imagem sem e com processamento extraída à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Os desvios do canal verde da imagem não processada, observado na Figura 31, são significativamente menores quando comparados ao canal vermelho. Os efeitos de artefatos em regiões de extremos ainda estão presentes, destacados nas posições  $-100$  e  $100\text{ mm}$  aonde a resposta da média dos desvios chega a ter 2,4% para a imagem não processada, enquanto a imagem corrigida apresentou uma média de desvio de 0,7%.

Embora o canal verde, quando comparado aos canais vermelho e azul, tenha apresentado os menores desvios, não se pode desprezar a sua significância no processo de correção da resposta do artefato lateral do filme. Vale lembrar que o processamento para a correção da imagem original é realizado pela interpolação que leva em conta as posições geométricas definidas em  $mm$  do qual o filme foi escaneado, e os valores do nível R, nível G, nível B em função da dose.

Embora existam desvios que se pronunciaram maiores na imagem processada pelo algoritmo, seus resultados não provocam nenhum efeito quando aplicados à dosimetria com filmes. A baixa sensibilidade do filme radiocrômico e as incertezas da medição nas

posições laterais e do uso da interpolação linear nas posições corrigidas podem ter contribuído por apresentar esta diferenciação.

Repetindo a análise para o canal azul, a Figura 32 também apresenta a diferenciação dos resultados entre a imagem corrigida e a imagem não corrigida, de modo que os efeitos laterais tornaram expressivos ao ponto em que se afastam da região central do escâner.

A média dos desvios das posições  $-100\text{ mm}$  e  $100\text{ mm}$  do nível azul foi de  $2,9\%$  para a imagem original. Quando processada a imagem original, a média dos desvios caiu para  $0,3\%$ , justificando que o algoritmo implementado minimizou os efeitos significativamente na imagem adquirida.

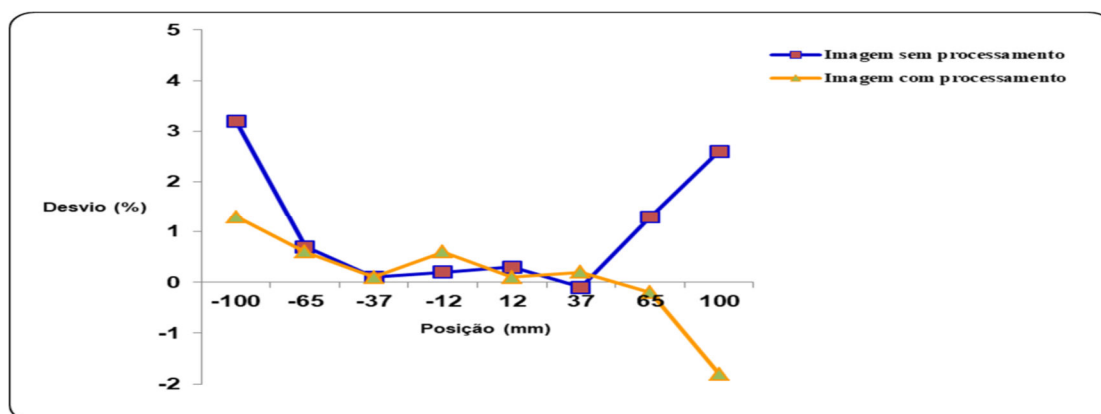


Figura 32: Representação gráfica do canal azul da imagem sem e com processamento extraído à 72 horas após a irradiação do filme e ao escaneamento da imagem.

Outro ponto importante a destacar foi a análise da estabilidade ótica do filme aos intervalos de 2, 12 e 72 horas do processo ocorrido entre a irradiação do filme e o escaneamento da imagem. A análise foi extraída do ponto de referência de maior incidência de artefatos laterais no filme, com posição definida de  $-100\text{ mm}$  e  $100\text{ mm}$ .

### 5.3 ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO INTERVALO DE TEMPO ENTRE A IRRADIAÇÃO E ESCANEAMENTO DOS FILMES NO ARTEFATO LATERAL

Conforme AAPM (1998), o fenômeno da estabilidade de densidade ótica do filme possui influência no tempo entre a irradiação e o escaneamento do filme. Este processo é descrito pela reação à polimerização após a interação da irradiação com o filme.

Para analisar o comportamento do filme radiocrômico entre a irradiação e o processo de escaneamento da imagem para o intervalo de 2, 12 e 72 horas, foram selecionados os maiores desvios de intensidade de *pixels* extraídos das tabelas 15, 18 e 21, do nível vermelho, da

imagem não processada e da imagem processada. A Tabela 22 mostra os desvios dos *pixels* para as posições -100 *mm* e 100 *mm*, para o nível vermelho, em função do intervalo de tempo entre a irradiação e o escaneamento dos filmes.

Tabela 22: Diferença dos desvios do nível vermelho das imagens originais e processadas das posições -100 e 100 *mm*.

Hora	-100 <i>mm</i>		100 <i>mm</i>	
	Original	Processada	Original	Processada
2h	6,1	1,4	4,5	-1,8
12h	6,0	1,0	4,9	-1,7
72h	7,2	1,9	6,0	0,0

Analisando o comportamento dos desvios em função do intervalo de tempo para a imagem original sem processamento, foi observado que, tanto para a posição -100 *mm*, quanto para a posição 100 *mm*, os desvios foram semelhantes para os intervalos de 2 e 12 horas. No entanto, observa-se um desvio maior na imagem sem processamento ao analisar com 72 horas de intervalo (aproximadamente 1% a mais nos valores dos desvios devido ao artefato lateral).

Não era esperado esse aumento no desvio em função do intervalo de tempo. O processo de polimerização que ocorre no filme provoca um aumento de coloração. Fenômeno análogo à irradiação do filme com mais dose. Como já observado e discutido anteriormente, não era esperado que variações de cor ou dose dos filmes alterassem os efeitos dos artefatos laterais. Portanto, esse aumento no desvio do nível vermelho para o intervalo de 72 horas pode estar relacionado com outros artefatos ou estatisticamente não se comprovar como maior em relação aos outros intervalos de tempo.

Esta análise pode ser comprovada observando que o algoritmo desenvolvido corrigiu de modo equivalente as imagens obtidas em cada um dos intervalos de tempo. Na posição 100 *mm*, por exemplo, o algoritmo corrigiu totalmente o desvio para o intervalo de tempo de 72 horas, enquanto ainda deixou um desvio residual após o processamento nos outros intervalos de tempo.

A partir da Tabela 22, pode-se ainda observar que o desvio da imagem original (considerando a média de todos os intervalos de tempo e das duas posições extremas) foi de 5,8%, enquanto o desvio da imagem processada foi de 1,6% para a mesma condição. Dessa forma, mostrou-se que o algoritmo desenvolvido reduziu os desvios devido aos artefatos laterais de modo estaticamente significativo.

## 5.4 ANÁLISE DOS VALORES DE DENSIDADE ÓTICA DAS IMAGENS DE REFERÊNCIA PROCESSADAS

O algoritmo permite corrigir os artefatos laterais com a mesma eficiência independente do intervalo de tempo entre a irradiação do filme e seu escaneamento. Dessa forma, foi feita uma análise dos efeitos proporcionados pelo algoritmo nas Densidades Óticas (DO) dos filmes escaneados 2h após a irradiação. Nas dosimetrias com filmes radiocrômicos as doses são obtidas por curvas de calibração que consideram a densidade ótica ao invés dos níveis R, G e B. A relação entre densidade ótica e valor do nível R, nível G, nível B não é linear. A densidade ótica pode ser calculada usando a equação logarítmica:  $-\log_{10} \frac{I_0}{I}$ .

Tabela 23: Resultados de densidade ótica da imagem não processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas.

Dose (cGy)	DENSIDADE ÓTICA									
	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	0,337	0,326	0,321	0,320	0,321	0,319	0,322	0,325	0,331
	Verde	0,272	0,270	0,264	0,266	0,264	0,264	0,266	0,270	0,275
	Azul	0,470	0,461	0,452	0,457	0,465	0,455	0,459	0,460	0,467
90	Vermelho	0,384	0,371	0,365	0,360	0,363	0,365	0,366	0,371	0,378
	Verde	0,302	0,297	0,293	0,292	0,294	0,292	0,295	0,298	0,304
	Azul	0,485	0,475	0,472	0,472	0,476	0,474	0,475	0,480	0,487
180	Vermelho	0,446	0,432	0,426	0,424	0,429	0,425	0,425	0,436	0,442
	Verde	0,341	0,336	0,334	0,334	0,334	0,334	0,333	0,341	0,339
	Azul	0,503	0,491	0,493	0,489	0,492	0,489	0,490	0,496	0,500
200	Vermelho	0,471	0,454	0,441	0,439	0,440	0,441	0,443	0,447	0,460
	Verde	0,363	0,350	0,349	0,346	0,344	0,343	0,344	0,348	0,351
	Azul	0,516	0,501	0,498	0,497	0,495	0,494	0,493	0,497	0,509
240	Vermelho	0,514	0,498	0,491	0,487	0,489	0,487	0,489	0,497	0,508
	Verde	0,387	0,379	0,378	0,377	0,378	0,378	0,379	0,385	0,384
	Azul	0,522	0,512	0,508	0,510	0,514	0,513	0,514	0,521	0,522
360	Vermelho	0,559	0,538	0,529	0,523	0,528	0,527	0,528	0,539	0,553
	Verde	0,421	0,411	0,408	0,409	0,406	0,407	0,406	0,411	0,420
	Azul	0,539	0,531	0,527	0,524	0,524	0,523	0,524	0,528	0,536
600	Vermelho	0,682	0,652	0,639	0,634	0,634	0,632	0,635	0,648	0,673
	Verde	0,516	0,497	0,497	0,498	0,498	0,496	0,490	0,497	0,508
	Azul	0,591	0,573	0,572	0,574	0,574	0,573	0,570	0,575	0,589



Na Tabela 23 pode-se observar que quanto maior a dose, maior é o resultado da DO dos filmes radiocrômicos irradiados.

Na Tabela 24 têm-se os desvios da densidade ótica da imagem original não processada em função da dose, posição e canal, 2 horas entre a irradiação e ao escaneamento do filme radiocrômico.

Tabela 24: Desvios da densidade ótica da imagem não processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas.

		DESVIOS DA DENSIDADE ÓTICA								
Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	-5,2	-1,7	-0,1	0,2	0,0	0,5	-0,3	-1,3	-3,1
	Verde	-3,0	-2,1	0,0	-0,6	0,0	0,2	-0,8	-2,4	-4,3
	Azul	-1,0	1,0	2,8	1,7	0,0	2,2	1,4	1,0	-0,4
90	Vermelho	-5,8	-2,0	-0,4	0,9	0,0	-0,4	-0,7	-2,0	-4,1
	Verde	-2,7	-0,9	0,2	0,8	0,0	0,5	-0,3	-1,3	-3,5
	Azul	-1,8	0,2	0,9	0,9	0,0	0,6	0,3	-0,7	-2,1
180	Vermelho	-4,1	-0,8	0,5	1,2	0,0	0,9	0,8	-1,7	-3,0
	Verde	-2,1	-0,5	0,2	0,0	0,0	0,2	0,4	-1,9	-1,5
	Azul	-2,2	0,1	-0,2	0,6	0,0	0,5	0,4	-0,9	-1,7
200	Vermelho	-7,0	-3,3	-0,3	0,1	0,0	-0,3	-0,8	-1,6	-4,5
	Verde	-5,4	-1,7	-1,4	-0,5	0,0	0,4	0,0	-1,2	-2,0
	Azul	-4,1	-1,2	-0,6	-0,4	0,0	0,3	0,5	-0,4	-2,8
240	Vermelho	-5,1	-1,8	-0,5	0,3	0,0	0,3	-0,1	-1,7	-3,9
	Verde	-2,3	-0,1	0,2	0,5	0,0	0,3	-0,2	-1,6	-1,4
	Azul	-1,5	0,5	1,3	0,9	0,0	0,2	0,1	-1,2	-1,4
360	Vermelho	-6,0	-2,0	-0,4	0,8	0,0	0,0	-0,1	-2,3	-4,8
	Verde	-3,6	-1,2	-0,6	-0,7	0,0	-0,2	0,1	-1,2	-3,5
	Azul	-2,7	-1,2	-0,5	0,1	0,0	0,3	0,1	-0,6	-2,1
600	Vermelho	-7,5	-2,7	-0,7	0,1	0,0	0,4	-0,1	-2,2	-6,1
	Verde	-3,6	0,1	0,1	-0,1	0,0	0,4	1,5	0,1	-2,1
	Azul	-2,9	0,2	0,3	0,1	0,0	0,2	0,8	-0,1	-2,5

Pode-se observar que ocorre uma variação do desvio da DO em função da posição, sendo maior nas extremidades e no canal vermelho, conforme discutido anteriormente. O maior desvio das densidades óticas ocorreu para a dose de 600 cGy, no canal vermelho, na

posição -100 mm, com desvio de -7,5%, o caracteriza com um grau de enegrecimento maior do filme escaneado lateralmente em relação ao centro do escâner.

A Tabela 25 traz os resultados das densidades óticas da imagem processada dos filmes escaneados à 2 horas em função da dose, posição e do canal.

Tabela 25: Resultados de densidade ótica da imagem processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas.

		DENSIDADE ÓTICA								
Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	0,323	0,317	0,317	0,319	0,319	0,318	0,317	0,316	0,312
	Verde	0,271	0,267	0,267	0,268	0,264	0,263	0,268	0,270	0,271
	Azul	0,464	0,463	0,454	0,457	0,466	0,459	0,458	0,462	0,456
90	Vermelho	0,367	0,360	0,360	0,362	0,364	0,363	0,362	0,360	0,360
	Verde	0,298	0,295	0,296	0,292	0,293	0,295	0,295	0,298	0,299
	Azul	0,481	0,480	0,472	0,470	0,484	0,473	0,476	0,478	0,472
180	Vermelho	0,430	0,425	0,422	0,423	0,425	0,420	0,422	0,422	0,416
	Verde	0,337	0,339	0,335	0,333	0,334	0,334	0,335	0,341	0,334
	Azul	0,495	0,496	0,488	0,489	0,494	0,490	0,490	0,494	0,487
200	Vermelho	0,451	0,442	0,441	0,439	0,440	0,438	0,432	0,434	0,430
	Verde	0,356	0,352	0,346	0,346	0,343	0,344	0,344	0,347	0,350
	Azul	0,510	0,504	0,494	0,494	0,497	0,496	0,496	0,495	0,494
240	Vermelho	0,490	0,484	0,489	0,486	0,490	0,488	0,485	0,483	0,478
	Verde	0,383	0,378	0,378	0,377	0,380	0,376	0,379	0,385	0,377
	Azul	0,521	0,514	0,508	0,509	0,515	0,513	0,513	0,515	0,506
360	Vermelho	0,534	0,527	0,521	0,522	0,526	0,522	0,520	0,523	0,520
	Verde	0,416	0,410	0,407	0,407	0,407	0,405	0,406	0,410	0,415
	Azul	0,533	0,532	0,523	0,522	0,526	0,522	0,523	0,526	0,520
600	Vermelho	0,647	0,636	0,633	0,632	0,634	0,628	0,625	0,627	0,629
	Verde	0,509	0,496	0,496	0,497	0,497	0,494	0,490	0,494	0,497
	Azul	0,583	0,580	0,571	0,573	0,574	0,570	0,568	0,570	0,567

De acordo com a Tabela 25, é possível verificar que as diferenças nos valores de densidades óticas das imagens processadas são menores entre as diferentes posições. Essa observação torna-se mais evidente, considerando os dados da Tabela 26, que mostra os desvios de densidade ótica da imagem processada em função da posição e canal.

Tabela 26: Desvios da densidade ótica da imagem processada gerada a partir da irradiação e ao escaneamento de filmes à 2 horas.

		DESVIOS DA DENSIDADE ÓTICA								
Dose (cGy)	Canal	POSIÇÕES								
		- 100 mm	- 65 mm	- 37 mm	- 12 mm	0 mm	12 mm	37 mm	65 mm	100 mm
45	Vermelho	-1,3	0,6	0,6	0,0	0,0	0,4	0,8	1,0	2,3
	Verde	-2,7	-1,3	-1,1	-1,4	0,0	0,4	-1,6	-2,3	-2,5
	Azul	0,6	0,8	2,7	2,1	0,0	1,6	1,7	1,0	2,2
90	Vermelho	-0,8	1,1	1,1	0,6	0,0	0,4	0,6	1,1	1,3
	Verde	-1,9	-0,7	-1,0	0,2	0,0	-0,5	-0,7	-1,8	-2,0
	Azul	0,6	0,9	2,6	2,9	0,0	2,3	1,7	1,2	2,6
180	Vermelho	-1,1	0,0	0,5	0,3	0,0	1,2	0,5	0,7	2,0
	Verde	-1,0	-1,4	-0,2	0,3	0,0	0,1	-0,3	-2,2	0,0
	Azul	-0,3	-0,6	1,2	1,0	0,0	0,7	0,7	-0,1	1,3
200	Vermelho	-2,4	-0,3	-0,2	0,4	0,0	0,5	1,9	1,5	2,4
	Verde	-3,8	-2,6	-0,7	-0,9	0,0	-0,3	-0,2	-1,2	-2,0
	Azul	-2,5	-1,3	0,6	0,7	0,0	0,3	0,1	0,4	0,7
240	Vermelho	0,2	1,2	0,2	0,9	0,0	0,4	1,2	1,5	2,5
	Verde	-0,8	0,4	0,5	0,9	0,0	1,0	0,3	-1,2	0,7
	Azul	-1,1	0,1	1,4	1,1	0,0	0,4	0,4	0,0	1,7
360	Vermelho	-1,5	-0,2	1,0	0,8	0,0	0,7	1,1	0,5	1,2
	Verde	-2,3	-0,7	0,0	-0,1	0,0	0,4	0,3	-0,8	-1,9
	Azul	-1,4	-1,2	0,4	0,7	0,0	0,7	0,5	0,0	1,2
600	Vermelho	-2,1	-0,3	0,2	0,3	0,0	0,9	1,4	1,1	0,7
	Verde	-2,4	0,3	0,1	0,1	0,0	0,6	1,5	0,6	0,1
	Azul	-1,5	-1,0	0,5	0,2	0,0	0,8	1,0	0,7	1,2

A Tabela 26 mostra uma redução significativa dos efeitos provocados pelos artefatos laterais, após o processamento das imagens. A Tabela 27 compara os desvios das densidades óticas em função da posição e canal, para as imagens originais e corrigidas.

A Tabela 27 resume e compara os resultados obtidos para os desvios das intensidades dos *pixels* (usando os dados da Tabela 22) e das densidades óticas em função da posição e canal, para as imagens originais e corrigidas.

Tabela 27: Diferença dos níveis R, G e B e da densidade ótica do canal vermelho das imagens originais e processadas para o intervalo de 2 horas.

		Nível R, nível G, nível B versus Densidade Ótica da imagem original e processada																	
		Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.	Orig.	Proc.
		<b>- 100 mm</b>		<b>- 65 mm</b>		<b>- 37 mm</b>		<b>- 12 mm</b>		<b>0 mm</b>		<b>12 mm</b>		<b>37 mm</b>		<b>65 mm</b>		<b>100 mm</b>	
<i>Pixel</i>		6,1	1,4	2,2	-0,2	0,3	-0,5	-0,5	-0,5	0,0	0,0	-0,2	-0,7	0,2	-1,2	2,0	-1,1	4,5	-1,8
DO		-5,8	-1,3	-2,0	0,3	-0,3	0,5	0,5	0,5	0,0	0,0	0,2	0,6	-0,2	1,1	-1,8	1,1	-4,2	1,8

A partir dos dados da Tabela 27, pode-se avaliar o comportamento dos níveis R, níveis G, níveis B e dos desvios das densidades óticas das imagens originais e processadas, para o canal vermelho, dos filmes escaneados 2h após irradiação. Apesar da relação entre níveis e densidade ótica ser logarítmica, os desvios foram aproximadamente os mesmos. Isso se deu porque o cálculo do desvio de uma determinada posição foi feito em relação à imagem central. Portanto, pode-se afirmar que o algoritmo consegue processar as imagens, minimizando os efeitos dos artefatos laterais, deixando-as aptas para serem utilizadas de dosimetria com filmes radiocrômicos.

## 6 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou, por intermédio da metodologia proposta por Lewis e Chan (2015), a implantação de um código de fonte utilizando a linguagem *Python* que corrige os efeitos provocados pela dependência de artefatos laterais em escâner de mesa nas dosimetrias com filmes dosimétricos.

O algoritmo de desenvolvimento em questão fez uso de uma função linear que considera as constantes “A” e “B” para interpolar os resultados dos níveis R, G e B em função da dose, do canal e da posição do filme radiocrômico em relação ao centro do escâner de mesa. O *software* foi validado com a irradiação de doses referências em filmes radiocrômicos e escaneados no intervalo de 2, 12 e 72 horas.

Os resultados obtidos pelo processamento das imagens geradas pelo algoritmo corrigiram os artefatos laterais das intensidades de *pixels* e das densidades óticas para todos os intervalos de tempos e em todas as posições geométricas em que os filmes foram escaneados. Um exemplo está nos desvios apresentados pelo nível vermelho para a média de todos os intervalos de tempo nas duas posições extremas (-100 *mm* e 100 *mm*) em que os artefatos apresentados por desvios de 5,8% foram corrigidos na imagem processada para 1,6%.

A influência dos efeitos de tempo sobre os desvios do nível R, nível G, nível B das imagens não processada entre a irradiação e a digitalização dos filmes radiocrômicos foram crescentes com desvio de 1% para o intervalo de 12 para 72 horas. Por outro lado, o algoritmo permite corrigir os artefatos laterais das imagens processadas sem apresentar qualquer relação com o intervalo de tempo entre a irradiação do filme e seu escaneamento.

As diferenças entre os desvios do nível R, nível G, nível B e as densidades óticas das imagens referências originais e processadas foram semelhantes. O impacto gerado pela implantação do algoritmo permite sua inclusão com a *interface* gráfica usada no HUB disponibilizada pelo Dr. Vitor, do INCA, a fim de que se desenvolva de maneira ágil e eficiente o processo de dosimetria com filme.

Este estudo permite ampliar a aplicação do uso do algoritmo para todos os sítios de tratamento de radioterapia do HUB. Entretanto, o algoritmo poderá ainda ser personalizado e aperfeiçoado, quando aplicado a casos particulares na irradiação de filmes.

## 7 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, sugere-se:

a) aplicar o algoritmo desenvolvido neste estudo na avaliação de campos de tratamentos de irradiação de cabeça e pescoço, a fim de apresentar a exatidão da resposta entre a dose planejada e a dose entregue ao paciente; e

b) integrar o *software* desenvolvido neste trabalho, o qual permitiu a avaliação de densidades óticas, com a *interface* gráfica usada no HUB que estima a dose do processo de dosimetria com filmes. Esta integração traz como benefício a dose que será entregue a pacientes em tratamentos radioterápicos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, V. G. L.; CARDOSO, S. C.; SILVA, A. X. *Gafchromic EBT2* dosimetry via robust optimization. *Computer Physics Communications*, v.184, p.1708–16, 2013.

ALVES, D. P. S. Prazer e sofrimento no trabalho de médicos oncologistas que atuam em unidades hospitalares mineiras. Faculdade Novos Horizontes, 2016. Disponível em: <http://www.unihorizontes.br/mestrado2/wp-content/uploads/2016/07/DIANA-ALVES-PRATES-SIM%C3%95ES.pdf>. Acesso em: 18 de novembro de 2016.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Reprinted from *MEDICAL PHYSICS*, Vol. 25, Issue 11, November 1998.

ANDRES C, del Castillo A, Tortosa R, Alonso D, Barquero R. A comprehensive study of the *Gafchromic EBT2* radiochromic film: a comparison with EBT. *Med Phys*. 2010; 37(12):6271–78.

ARJOMANDY, B.; TAILOR, R.; ANAND, A.; SAHOO, N.; GILLIN, M.; PRADO, K.; VICIC, M.; Energy dependence and dose response of *Gafchromic EBT2*. Film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies. *Med Phys*, 37(5):1942-7, 2010.

AUGUSTO, F. P. S.; BATISTA, H. M. L. Radiodiagnóstico, Fundamentos Físicos. Editora Insular. Florianópolis, SC, 2003.

BATTUM, V. L.; KWA, S.; WISPELAERE, M.; BEERS, V. P.; HEUKELOM, S. Lateral sensitivity correction of two Epson flatbed scanners in combination with *Gafchromic EBT* film. *Radiotherapy and Oncology*, Science Direct. Vol.92, pp. 146. August 2009.

BATTUM, V.; HUIZENGA, H.; VERDAASDONK, R.; HEUKELOM, S. How flatbed scanners upset accurate film dosimetry. *Phys Med Biol*. 2016 Jan 21;61(2):625-49. doi: 10.1088/0031-9155/61/2/625. Epub 2015 Dec 22.

BIRAL, A. R. Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e Leigos. Florianópolis: Insular, 2002.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Coordenação e Prevenção e Vigilância. Estimativa 2016: Incidência de Câncer no Brasil, Rio de Janeiro, 2016.

BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. Secretaria da Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998.

BUSHONG, S. C. Ciências radiológicas para tecnólogos: física, biologia e proteção. Editora Eliezer, Rio de Janeiro, RJ, 2010.

CARDOSO, E. M. Aplicações da Energia Nuclear. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/ensino/apostilas/aplica.pdf>. Acesso em: 12 novembro 2016.

CELSO, V. L.; TARCISIO, P. L. C. Cinética das expressões de proteínas plasmáticas radioinduzidas do território cardíaco em eletroforese. J. Bras. Patol. Med. Lab. vol.52, nº.3. Rio de Janeiro, 2016.

CHANG, L.; HO, S.Y.; LEE, T.F.; YEH, S.A.; DING, H.J.; CHEN, P.Y. Calibration of *EBT2* film using a red-channel PDD method in combination with a modified three-channel technique. Departments of Medical Imaging and Radiological Sciences, I-Shou University, Kaohsiung 82445, Taiwan. Medical Phys, 42(10):5838-47, 2015.

DEVIC, S., TOMIC, N, PANG, Z, SEUNTJENS, J, PODGORSK, E. B., SOARES C.G. Absorption Spectra Time Evolution of EBT-2 Model *GAFCHROMIC* film. Med. Phys., 37 (5), 2208-2214, 2010.

DEVIC, S; ALDELAJAN, S; MOHAMMED, H; TOMIC, N; LIANG, L. H; DEBLOIS F; SEUTJENS, J. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model Gafchromic film. Med. Phys. Vol 37, No 5, p. 2207, 2010.

FERREIRA, T. A.; RASBAND, w. The ImageJ User Guide version 1.43. Image Processing and analysis in java, 2010. Disponível em: <<http://rsbweb.nih.gov/pdf>>. Acesso em: 11 novembro 2016.

FERREIRA, B. C., LOPES, M. C., CAPELA, M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read *Gafchromic EBT* films for radiation dosimetry, Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2009.

FURNARI, A. Controle de Qualidade em Radioterapia. 1ª Edição, p. 41. Miró Editorial Ltda. São Paulo, SP, 2012.

GABRIEL, V. L. A. Avaliação dos planejamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos. Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Nuclear, COPPE. Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014.

HALL, E. J. Radiobiology for the Radiologist, 6th edition J.B. Lippincott Company, Philadelphia, USA, 2006.

INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTOS (ISP). *Gafchromic EBT2*. Self-developing film for radiotherapy dosimetry, February 2009.

JOHNSTON M; CLIFFORD, S.; BROMLEY, R.; BACK, M.; OLIVER, L.; EADE, T. Volumetric-modulated arc therapy in head and neck radiotherapy: a planning comparison using simultaneous integrated boost for nasopharynx and oropharynx carcinoma. Clin Oncol (R Coll Radiol) 2011; 23(8):503–511.

KARZMARK, C. J.; MORTON, R.t J. A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy. EUA: Bureau of Radiological Health, 1989.

KASE, K. R.; BJARNGARD, B. E.; ATTIX, F. H. The dosimetry of ionizing radiation. New York: Academic, v.3, 1990.

KHAN, F. M.; GERBI, B. J. Treatment Planning in Radiation Oncology. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.

LEWIS, D.; CHAN M. F. Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry. Medical Physics 42, 416 (2015); doi: 10.1118/1.4903758.



LEWIS, D; MICKE, A; YU, X; CHAN, M. F. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Medical Physics* 39, 6339 (2012); doi: 10.1118/1.4754797.

LIMA, J. J. P. Física dos Métodos de Imagem com Raios-X. Coimbra: Edições: ASA, 1995.

LOCH, C. L. M. Estudo da degradação dos imobilizadores utilizados em pacientes submetidos à radioterapia de cabeça e pescoço. *Revista Matéria*, v. 15, n. 3, pp. 461 – 471. 2010.

LUIZ, F. R. D. B. Astrofotografia Digital com Detectores CCD. Departamento e matemática aplicada. Faculdade de Ciências da Universidade do Porto. Dezembro, 1999.

MARRAZZO, L.; ZANI, M.; PALLOTTA, S.; ARILLI, C.; CASATI, M.; COMPAGNUCCI, A.; TALAMONTI, C.; BUCCIOLINI, M. *Gafchromic* EBT3 films for patient specific IMRT QA using a multichannel approach. *Phys Med*; 31(8):1035-42, Dec, 2015.

MÉNDEZ, I; HARTMAN, V.; HUDEJ, R.; STROJNIK, A.; CASAR, B. *Gafchromic EBT2* film dosimetry in reflection mode with a novel plan-based calibration method. *Med. Phys.* 40(1):011720. doi: 10.1118/1.4772075, 2013.

MENEGOTTI, L.; DELANA, A.; MARTIGNANO, A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure, *Med. Phys.* 35, 3078–3085, 2008.

MICKE, A; LEWIS, D. F; YU, X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys.* Vol. 38. N.º 5, p. 2523, 2011.

MIGUEL, P.C.C. *Commissioning e optimização de um sistema de dosimetria fotográfica*. Faculdade de Ciências e Tecnologia Universidade Nova de Lisboa. Lisboa, 2010.

MIJNHEER, B.; BEDDAR, S.; IZEWSKA, J; REFT, C. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Med. Phys.* 40(7):070903, 2013.

MIYAMOTO, K.; BRUHN, R.; ROSA, D.; CAPELLI, F.; KANDA, J. Tatum do carcinoma epidermoide de orofaringe com quimioterapia e radioterapia. *Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço*, v.43, nº 1, p. 1-5, janeiro / fevereiro / março 2014.

MORGAN, A. M.; KNOOST T.; MACNEE, S. G.; EVANS, C. J.; THWAITES, D. I. Clinical implications of the implementation of advanced treatment planning algorithms for thoracic treatments. *Radiother Oncol.* v. 86, p. 48–54, 2008.

NOUAILHETAS, Y. Apostila Educativa – Radiação Ionizante e a vida. Comissão Nacional de Energia Nuclear, Rio de Janeiro, [s. d.]. Disponível em: [www.cnen.gov.br](http://www.cnen.gov.br). Acesso em: 15 novembro 2016.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. Física das Radiações. 1ª Ed. São Paulo, S.P.: Oficina de Textos, 2010.

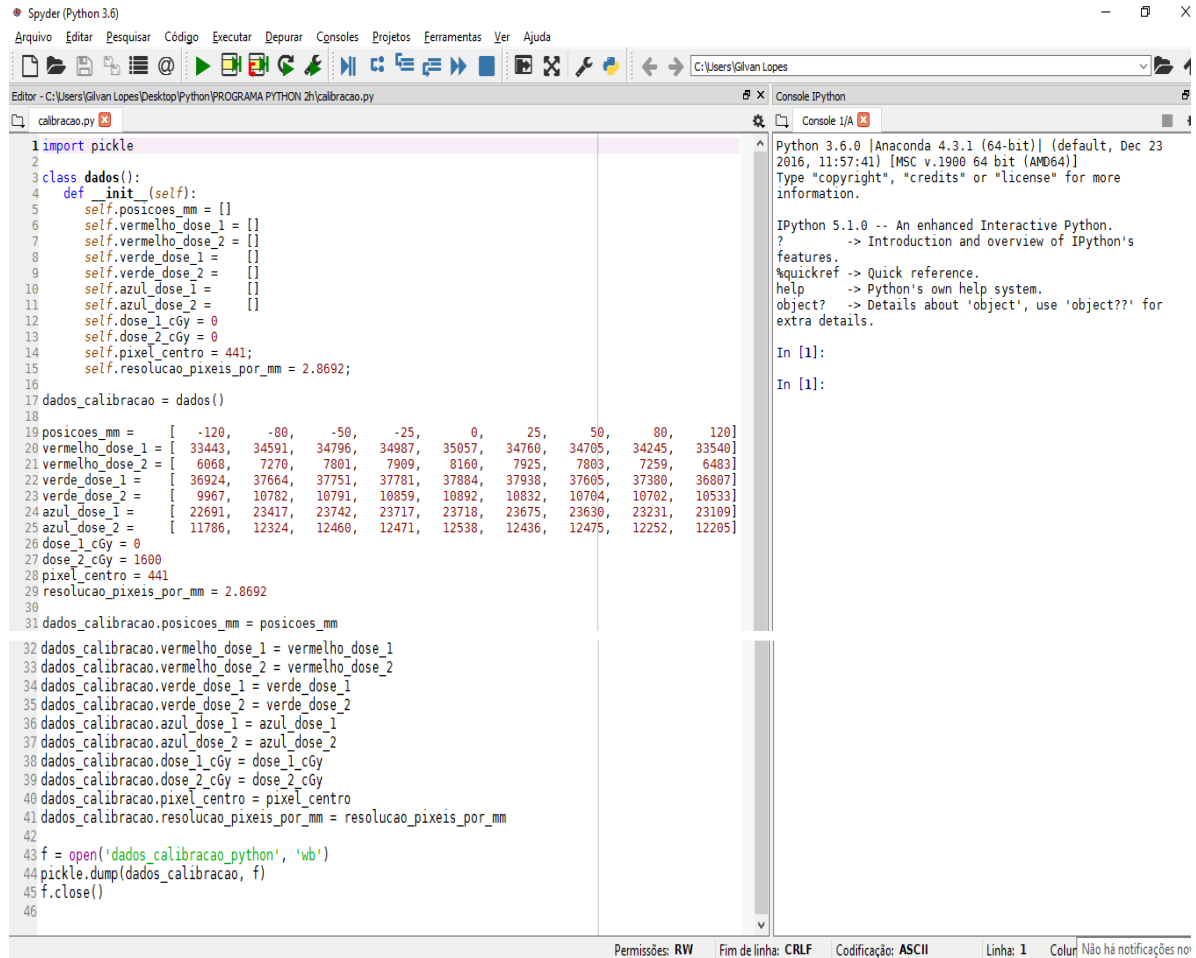
ONCOGUIA Sistemas de Imobilização para o Tratamento de Radioterapia. Equipe Oncoguia. Disponível em: <http://www.oncoguia.org.br/conteudo/sistemas-de-imobilizacao>. Acesso em 20 de maio de 2016.

PÉREZ, A.J.F.; GARCIA, L.I.; OZCOIDI, D.M.; ALMANSA, J.F. Polarized dosimetry method for *Gafchromic* EBT3. *Phys Med.* 32(8):972-80. doi: 10.1016/j.ejmp.2016.06.013, 2016.

- PODGORSK, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: IAEA, 2005.
- REIS, G. S. Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplica aos tumores de pulmão. Tese de Doutor em Ciências. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2015.
- SCAFF, L.A. M. Física da Radioterapia. São Paulo: Editora: Sarvier, 1997.
- SCAFF, L. A. M. Física na Radioterapia: a base analógica de uma era digital. Ed. Projeto Saber. Vol. 2. São Paulo. 2010.
- SHIMOHIGASHI, Y.; ARAKI, F.; MARUYAMA, M.; NAKAGUCHI, Y.; KUWAHARA, S.; NAGASUE, N.; KAI, Y. Evolution of a single-scan protocol for radiochromic film dosimetry. J. Appl Clin Med Phys. 16(2):5226, United States, 2015.
- SIGRUN, S.; JOMAR, F. Gafchromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. Med. Phys. 35, 3094, 2008.
- STEENBELKE, F.; GEVAERT, T.; TOURNEL, K.; ENGELS, B.; VERELLEN, D.; STORME, G.; DE RIDDER, M. Quality Assurance of a 50-kV Radiotherapy Unit Using EBT3 *Gafchromic* Film: A Feasibility Study. Technol Cancer Res Treat; 15 (1):163-70, United States, Feb. 2016.
- SUTHERLAND, J. G. H; ROGERS, D. W. O. Monte Carlo Calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and *EBT2* film. Med Phys. Vol. 37, nº 3, pp. 1110-6, 2010.

# APÊNDICE

A Figura 33 mostra o código que contempla a função “calibração.py” para valores *pixels* obtidos com intervalo de 72 horas.



```
1 import pickle
2
3 class dados():
4     def __init__(self):
5         self.posicoes_mm = []
6         self.vermelho_dose_1 = []
7         self.vermelho_dose_2 = []
8         self.verde_dose_1 = []
9         self.verde_dose_2 = []
10        self.azul_dose_1 = []
11        self.azul_dose_2 = []
12        self.dose_1_cGy = 0
13        self.dose_2_cGy = 0
14        self.pixel_centro = 441;
15        self.resolucao_pixeis_por_mm = 2.8692;
16
17 dados_calibracao = dados()
18
19 posicoes_mm = [ -120, -80, -50, -25, 0, 25, 50, 80, 120]
20 vermelho_dose_1 = [ 33443, 34591, 34796, 34987, 35057, 34760, 34705, 34245, 33540]
21 vermelho_dose_2 = [ 6068, 7270, 7801, 7909, 8160, 7925, 7803, 7259, 6483]
22 verde_dose_1 = [ 36924, 37664, 37751, 37781, 37884, 37938, 37605, 37380, 36807]
23 verde_dose_2 = [ 9967, 10782, 10791, 10859, 10892, 10832, 10704, 10702, 10533]
24 azul_dose_1 = [ 22691, 23417, 23742, 23717, 23718, 23675, 23630, 23231, 23109]
25 azul_dose_2 = [ 11786, 12324, 12460, 12471, 12538, 12436, 12475, 12252, 12205]
26 dose_1_cGy = 0
27 dose_2_cGy = 1600
28 pixel_centro = 441
29 resolucao_pixeis_por_mm = 2.8692
30
31 dados_calibracao.posicoes_mm = posicoes_mm
32 dados_calibracao.vermelho_dose_1 = vermelho_dose_1
33 dados_calibracao.vermelho_dose_2 = vermelho_dose_2
34 dados_calibracao.verde_dose_1 = verde_dose_1
35 dados_calibracao.verde_dose_2 = verde_dose_2
36 dados_calibracao.azul_dose_1 = azul_dose_1
37 dados_calibracao.azul_dose_2 = azul_dose_2
38 dados_calibracao.dose_1_cGy = dose_1_cGy
39 dados_calibracao.dose_2_cGy = dose_2_cGy
40 dados_calibracao.pixel_centro = pixel_centro
41 dados_calibracao.resolucao_pixeis_por_mm = resolucao_pixeis_por_mm
42
43 f = open('dados_calibracao.python', 'wb')
44 pickle.dump(dados_calibracao, f)
45 f.close()
46
```

Figura 33: Arquivo de algoritmo em *Python* “calibração.py”.

A Figura 34 mostra o código do arquivo “função\_correção\_lat.py” que calcula os valores dos coeficientes lineares.

```

1 import numpy as np
2 import pickle
3 from calibracao import dados
4
5 def f(posicao, r, g, b, dados_calibracao = dados()):
6     if len(dados_calibracao.posicoes_mm) == 0:
7         fid = open('dados_calibracao_python', 'rb')
8         dados_calibracao = pickle.load(fid)
9         fid.close()
10    posicoes_mm = dados_calibracao.posicoes_mm
11    vermelho_dose_1 = dados_calibracao.vermelho_dose_1
12    vermelho_dose_2 = dados_calibracao.vermelho_dose_2
13    verde_dose_1 = dados_calibracao.verde_dose_1
14    verde_dose_2 = dados_calibracao.verde_dose_2
15    azul_dose_1 = dados_calibracao.azul_dose_1
16    azul_dose_2 = dados_calibracao.azul_dose_2
17    dose_1_cGy = dados_calibracao.dose_1_cGy
18    dose_2_cGy = dados_calibracao.dose_2_cGy
19    k = 0
20    while not posicoes_mm[k] == 0:
21        k += 1
22    vermelho_posicao_zero_dose_1 = vermelho_dose_1[k]
23    vermelho_posicao_zero_dose_2 = vermelho_dose_2[k]
24    verde_posicao_zero_dose_1 = verde_dose_1[k]
25    verde_posicao_zero_dose_2 = verde_dose_2[k]
26    azul_posicao_zero_dose_1 = azul_dose_1[k]
27    azul_posicao_zero_dose_2 = azul_dose_2[k]
28    a_vermelho = []
29    b_vermelho = []
30    a_verde = []
31    b_verde = []
32    a_azul = []
33    b_azul = []
34
35    k = 1
36    while k < len(posicoes_mm) and posicao >= posicoes_mm[k]:
37        k += 1
38    M = [[1, vermelho_dose_1[k - 1]], [1, vermelho_dose_2[k - 1]]]
39    y = [[vermelho_posicao_zero_dose_1], [vermelho_posicao_zero_dose_2]]
40    x = np.linalg.solve(M, y)
41    a_vermelho_1 = x[0]
42    b_vermelho_1 = x[1]
43    if k < len(vermelho_dose_1):
44        M = [[1, vermelho_dose_1[k]], [1, vermelho_dose_2[k]]]
45        y = [[vermelho_posicao_zero_dose_1], [vermelho_posicao_zero_dose_2]]
46        x = np.linalg.solve(M, y)
47        a_vermelho_2 = x[0]
48        b_vermelho_2 = x[1]
49    else:
50        a_vermelho_2 = a_vermelho_1
51        b_vermelho_2 = b_vermelho_1
52        a_vermelho = a_vermelho_1
53        b_vermelho = b_vermelho_1
54    M = [[1, verde_dose_1[k - 1]], [1, verde_dose_2[k - 1]]]
55    y = [[verde_posicao_zero_dose_1], [verde_posicao_zero_dose_2]]
56    x = np.linalg.solve(M, y)
57    a_verde_1 = x[0]
58    b_verde_1 = x[1]
59    if k < len(verde_dose_1):
60        M = [[1, verde_dose_1[k]], [1, verde_dose_2[k]]]
61        y = [[verde_posicao_zero_dose_1], [verde_posicao_zero_dose_2]]
62        x = np.linalg.solve(M, y)
63        a_verde_2 = x[0]
64        b_verde_2 = x[1]

```

```

Python 3.6.0 [Anaconda 4.3.1 (64-bit)] (default, Dec 23
2016, 11:57:41) [MSC v.1900 64 bit (AMD64)]
Type "copyright", "credits" or "license" for more
information.

IPython 5.1.0 -- An enhanced Interactive Python.
? -> Introduction and overview of IPython's
features.
%quickref -> Quick reference.
help -> Python's own help system.
object? -> Details about 'object', use 'object??' for
extra details.

In [1]:

In [1]:

```

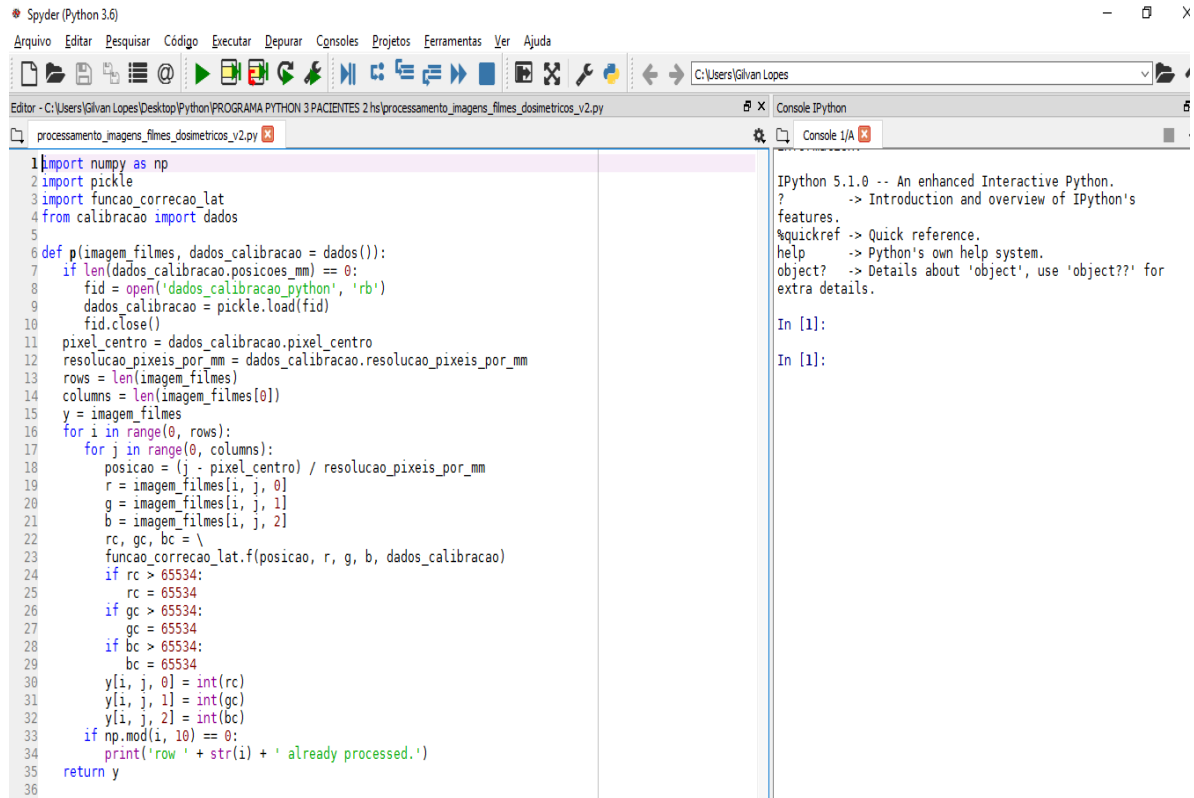
```

64 else:
65     a_verde_2 = a_verde_1
66     b_verde_2 = b_verde_1
67     a_verde = a_verde_1
68     b_verde = b_verde_1
69     M = [[1, azul_dose_1[k - 1]], [1, azul_dose_2[k - 1]]]
70     y = [[azul_posicao_zero_dose_1], [azul_posicao_zero_dose_2]]
71     x = np.linalg.solve(M, y)
72     a_azul_1 = x[0]
73     b_azul_1 = x[1]
74     if k < len(azul_dose_1):
75         M = [[1, azul_dose_1[k - 1]], [1, azul_dose_2[k - 1]]]
76         y = [[azul_posicao_zero_dose_1], [azul_posicao_zero_dose_2]]
77         x = np.linalg.solve(M, y)
78         a_azul_2 = x[0]
79         b_azul_2 = x[1]
80     else:
81         a_azul_2 = a_azul_1
82         b_azul_2 = b_azul_1
83         a_azul = a_azul_1
84         b_azul = b_azul_1
85     if len(a_vermelho) == 0:
86         M = [[1, posicoes_mm[k - 1]], [1, posicoes_mm[k]]]
87         y = [[a_vermelho_1[0]], [a_vermelho_2[0]]]
88         y = np.linalg.solve(M, y)
89         a_vermelho = y[0][0] + y[1][0] * posicao
90         y = [[b_vermelho_1[0]], [b_vermelho_2[0]]]
91         y = np.linalg.solve(M, y)
92         b_vermelho = y[0][0] + y[1][0] * posicao
93         y = [[a_verde_1[0]], [a_verde_2[0]]]
94         y = np.linalg.solve(M, y)
95         a_verde = y[0][0] + y[1][0] * posicao
96
97         y = [[b_verde_1[0]], [b_verde_2[0]]]
98         y = np.linalg.solve(M, y)
99         b_verde = y[0][0] + y[1][0] * posicao
100        y = [[a_azul_1[0]], [a_azul_2[0]]]
101        y = np.linalg.solve(M, y)
102        a_azul = y[0][0] + y[1][0] * posicao
103        y = [[b_azul_1[0]], [b_azul_2[0]]]
104        y = np.linalg.solve(M, y)
105        b_azul = y[0][0] + y[1][0] * posicao
106        rc = a_vermelho + b_vermelho * r
107        gc = a_verde + b_verde * g
108        bc = a_azul + b_azul * b
109        return rc, gc, bc

```

Figura 34: Arquivo de algoritmo em *Python* “função\_correção\_lat.py”.

A Figura 35 mostra o código da função “processamento\_imagens\_filmes\_dosimétricos.py”, que corrige todos os *pixels* de cada canal de qualquer imagem em formato *TIFF*, usando as constantes lineares A e B obtidas para cada posição da imagem.



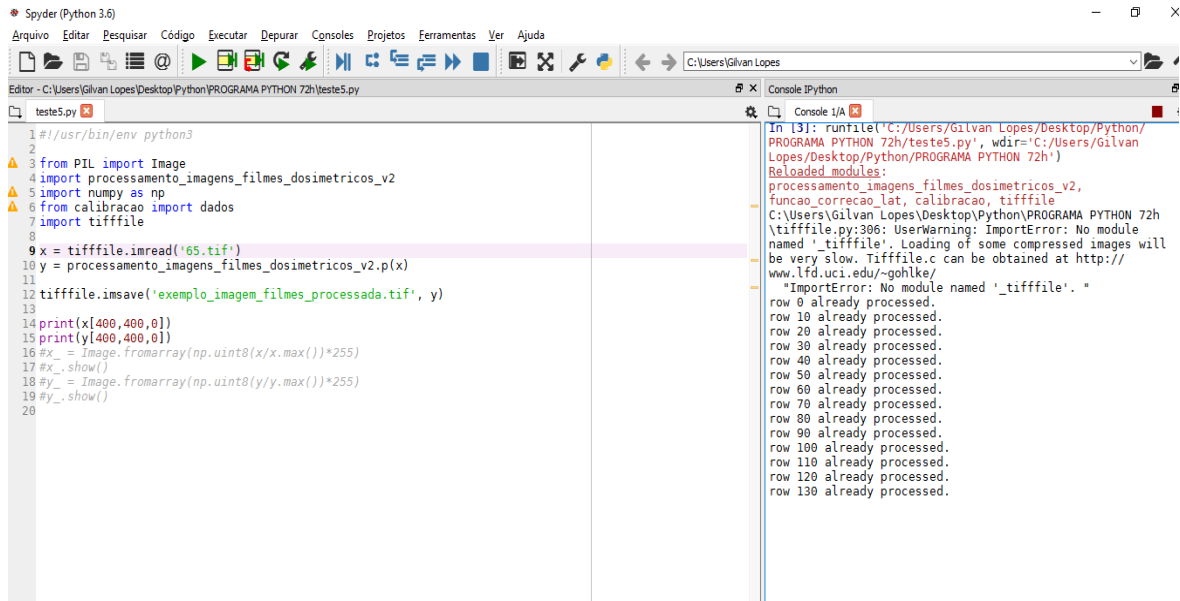
```
1 import numpy as np
2 import pickle
3 import funcao_correcao_lat
4 from calibracao import dados
5
6 def p(imagem_filmes, dados_calibracao = dados()):
7     if len(dados_calibracao.posicoes_mm) == 0:
8         fid = open('dados_calibracao_python', 'rb')
9         dados_calibracao = pickle.load(fid)
10        fid.close()
11        pixel_centro = dados_calibracao.pixel_centro
12        resolucao_pixeis_por_mm = dados_calibracao.resolucao_pixeis_por_mm
13        rows = len(imagem_filmes)
14        columns = len(imagem_filmes[0])
15        y = imagem_filmes
16        for i in range(0, rows):
17            for j in range(0, columns):
18                posicao = (j - pixel_centro) / resolucao_pixeis_por_mm
19                r = imagem_filmes[i, j, 0]
20                g = imagem_filmes[i, j, 1]
21                b = imagem_filmes[i, j, 2]
22                rc, gc, bc = \
23                funcao_correcao_lat.f(posicao, r, g, b, dados_calibracao)
24                if rc > 65534:
25                    rc = 65534
26                if gc > 65534:
27                    gc = 65534
28                if bc > 65534:
29                    bc = 65534
30                y[i, j, 0] = int(rc)
31                y[i, j, 1] = int(gc)
32                y[i, j, 2] = int(bc)
33            if np.mod(i, 10) == 0:
34                print('row ' + str(i) + ' already processed.')
35        return y
36
```

```
IPython 5.1.0 -- An enhanced Interactive Python.
?          -> Introduction and overview of IPython's
features.
%quickref -> Quick reference.
help       -> Python's own help system.
object?   -> Details about 'object', use 'object??' for
extra details.

In [1]:
In [1]:
```

Figura 35: Arquivo de algoritmo em *Python* “processamento\_imagens\_filmes\_dosimétricos.py”.

A Figura 36 apresenta o código para realizar o processamento da imagem.



The image shows the Spyder Python IDE interface. The left pane displays a Python script named 'teste5.py' with the following code:

```
1 #!/usr/bin/env python3
2
3 from PIL import Image
4 import processamento_imagens_filmes_dosimetricos_v2
5 import numpy as np
6 from calibracao import dados
7 import tifffile
8
9 x = tifffile.imread('65.tif')
10 y = processamento_imagens_filmes_dosimetricos_v2.p(x)
11
12 tifffile.imwrite('exemplo_imagem_filmes_processada.tif', y)
13
14 print(x[400,400,0])
15 print(y[400,400,0])
16 #x_ = Image.fromarray(np.uint8(x/x.max())*255)
17 #x_.show()
18 #y_ = Image.fromarray(np.uint8(y/y.max())*255)
19 #y_.show()
20
```

The right pane shows the IPython console output:

```
In [13]: runfile('C:/Users/Gilvan Lopes/Desktop/Python/PROGRAMA PYTHON 72h/teste5.py', wdir='C:/Users/Gilvan Lopes/Desktop/Python/PROGRAMA PYTHON 72h')
Reloaded modules:
processamento_imagens_filmes_dosimetricos_v2,
funcao_correcao_lat, calibracao, tifffile
C:\Users\Gilvan Lopes\Desktop\Python\PROGRAMA PYTHON 72h\tifffile.py:306: UserWarning: ImportError: No module named '_tifffile'. Loading of some compressed images will be very slow. Tifffile.c can be obtained at http://www.lfd.uci.edu/~gohlke/
"ImportError: No module named '_tifffile'."
row 0 already processed.
row 10 already processed.
row 20 already processed.
row 30 already processed.
row 40 already processed.
row 50 already processed.
row 60 already processed.
row 70 already processed.
row 80 already processed.
row 90 already processed.
row 100 already processed.
row 110 already processed.
row 120 already processed.
row 130 already processed.
```

Figura 36: Arquivo de algoritmo em *Python* “nova\_imagem\_processada.py”.

