

**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

**NATÁLIA NOGUEIRA PORCIDES**

**ESTUDO DA VIABILIDADE DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA  
LEITURA DO DOSÍMETRO DE GEL POLIMÉRICO MAGIC-f**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**CURITIBA**

**2017**

**NATÁLIA NOGUEIRA PORCIDES**

**ESTUDO DA VIABILIDADE DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NA  
LEITURA DO DOSÍMETRO DE GEL POLIMÉRICO MAGIC-f**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Diplomação, do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Departamento de Física – DAFIS – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – como requisito parcial para obtenção do título de Tecnólogo.

Orientador: Dr. Danyel Scheidegger Soboll

**CURITIBA**

**2017**



**FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO**

**“Estudo da viabilidade da tomografia computadorizada na leitura do dosímetro de gel polimérico MAGIC-f”**

por

**Natália Nogueira Porcides**

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 10h00min do dia 29 de junho de 2017. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 213**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**UTFPR. Presidente.**

---

**Profa. Danielle Filipov, Dra**  
**UTFPR**

---

**TNR Nayara Saty Murakami, TNR**  
**Oncoville**

---

**Paulo Cesar Dias Petchevist, Dr**  
**Oncoville**

**Visto:**

---

**Prof.Danyel Scheidegger Soboll,Dr**  
**Coordenador de TCC do CSTR**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à minha família (mãe, pai, padrasto, irmãos), que me incentivaram, me apoiaram e me cuidaram em todos esses anos.

À minha namorada por me ajudar a superar minhas dificuldades e pela compreensão durante esse período.

Ao meu orientador e professor Dr. Danyel Scheidegger Soboll pela oportunidade e pela indicação deste trabalho.

À Nayara Murakami pelo auxílio durante a parte prática do trabalho.

À Olga Regina Gauza e estagiárias do laboratório de química da UTFPR.

Aos físicos médicos da clínica de radioterapia Oncoville.

E a todos que ajudaram de alguma forma a conclusão deste trabalho.

## RESUMO

PORCIDES, Natália Nogueira. **Estudo da viabilidade da Tomografia Computadorizada na Leitura do Dosímetro de Gel Polimérico MAGIC-f.** 2017. 45 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnologia em Radiologia) - Departamento Acadêmico de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2017.

O objetivo deste trabalho é analisar a aplicabilidade das imagens de tomografia computadorizada (TC) como método de leitura da dosimetria tridimensional na radioterapia, utilizando o dosímetro gel polimérico normóxido, MAGIC-f. O gel em questão tem a vantagem de ser um material fácil e barato de ser produzido e apresentar resposta positiva a radiação, comprovada por estudos previamente realizados. Como já foi provado que ao ser irradiado o gel tem sua densidade alterada, a ideia da utilização da tomografia computadorizada vem da provável alteração no contraste das imagens de acordo com a alteração na densidade das amostras. As vantagens no uso da TC são o fácil acesso que se tem a esses equipamentos nos centros de radioterapia, baixo custo, menor tempo de aquisição de imagens e melhor resolução espacial e de contraste. As tomografias foram realizadas no tomógrafo SIEMENS/SOMATON EMOTION DUO/ 46154, que é usado como ferramenta para o planejamento dos tratamentos. Foram realizadas tomografias com diferentes parâmetros de aquisição para avaliar a sensibilidade do gel. Para analisar as imagens, foram avaliados o  $N_{TC}$  das imagens, histograma e outras ferramentas que permitem o estudo do contraste na imagem digital. A leitura do gel pelo contraste das imagens adquiridas por tomografia computadorizada não obteve o resultado ideal, ou seja, o contraste não apresentou uma dependência com a diferença na densidade das amostras.

**Palavras-chave:** Tomografia computadorizada. Gel MAGIC-f. Dosimetria tridimensional

## ABSTRACT

PORCIDES, Natália Nogueira. **Feasibility Study of the Computerized Tomography in the Reading of the Polymer Gel Dosimeter MAGIC-f.** 2017.

This work's purpose is to analyze the applicability of the computerized tomography (CT) images as a method of reading the polymeric gel dosimeter MAGIC-f. The gel in question has the advantage of being an easy and inexpensive material to be produced and present a positive response to radiation, proven by previous studies. As it has been proven that the irradiated gel has its density changed, the idea of the use of computerized tomography comes from the probable change in the contrast of the images according to the change in the density of the samples. The advantages in the use of CT are the easy access to such equipment in radiotherapy centers, its low cost, a shorter image acquisition time and better spatial and contrast resolution. CT scans were performed on the SIEMENS / SOMATON EMOTION DUO / 46154 scanner, which is used as a tool for the treatment planning. CT scans were obtained with different acquisition parameters to evaluate the sensitivity of the gel. To analyze the images, were used the  $N_{TC}$ , the histograms and other tools that allow the study of the contrast in the digital images. The gel reading by the contrast of the images acquired by computerized tomography did not obtain the ideal result, in other words, the contrast did not show a dependency on the difference in the density of the samples.

**Key-words:** Computerized tomography, Gel MAGIC-f, Tridimensional Dosimeter

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Fórmula estrutural da ligação no MAGIC. ....	21
Figura 2 - Processo de polimerização. Em A) os monômeros estão dispersos na matriz gelatinosa até que em B) os radicais livres se ligam a eles formando os polímeros em C). Em D) é possível ver as cadeias poliméricas formadas no gel.....	22
Figura 3 - Etapas do trabalho. A primeira etapa é o preparo das amostras, a segunda etapa é o processo da amostra virar gelatina, a terceira etapa é a irradiação do gel e por fim a aquisição e análise das imagens adquiridas por tomografia computadorizada. ....	25
Figura 4 - Preparo da gelatina no agitador magnético. ....	27
Figura 5 – Amostras nos tubos cilíndricos à vácuo. Em A) amostra separada do lote que não será irradiada, B) amostras que serão irradiadas.....	28
Figura 6 - Esquema do processo de irradiação das amostras. As amostras ficaram sobre placas de água e sob uma toalha molhada para criar profundidade e ter a dose máxima na superfície dos tubos.....	29
Figura 7 – Amostras separadas em três lotes com 10 tubos de amostras cada, posicionadas sobre as placas de água. ....	30
Figura 8 - Aquisição das imagens por tomografia computadorizada.....	31
Figura 9 - Suporte de isopor para posicionamento das amostras. ....	32
Figura 10 -Exemplo da verificação do NTC das amostras, realizado no sistema de planejamento Eclipse Varian.....	33
Figura 11 - Comparação entre MATLAB e Image J. O MATLAB necessita de programação avançada para análise das imagens, enquanto o Image J permite uma análise rápida. ....	34
Figura 12 - Software Image J utilizado para exibir, editar, processar e analisar as imagens tomográficas das amostras.....	34
Figura 13 - Diferença na opacidade de acordo com a dose absorvida. ....	35
Figura 14 - Amostras do gel MAGIC-f com as respectivas doses que foram irradiadas. ....	36
Figura 15 - Imagens das três tomografias com os cortes axiais, transversais e coronais das amostras com seus respectivos parâmetros de aquisição. ....	36
Figura 16 - Tomografia da região central das amostras.....	37

Figura 17 - Histogramas das imagens, nos quais os eixos X representam os possíveis valores de cinza e os eixos Y mostram o número de pixels encontrados para cada valor de cinza. A concentração do gráfico permite concluir que as imagens tem baixo contraste.....	38
Figura 18 – Gráfico da variação no Número de TC e dose absorvida para comparação das três tomografias realizadas.....	40
Figura 19 - Plot Profile das amostras, que permite analisar a distribuição dos níveis de cinza de cada pixel das amostras da a) Tomografia 1, b) Tomografia 2, c) Tomografia 3. ....	41
Figura 20 - Exemplo da análise utilizando o Plot profile na imagem de cada amostra. A distribuição do gráfico mostra a distribuição dos níveis de cinza na amostra, evidenciando seu contraste.....	42
Figura 21 - Análise da distribuição da intensidade dos pixels em cada dose absorvida na Tomografia 1. ....	42
Figura 22 - Análise da distribuição da intensidade dos pixels em cada dose absorvida na Tomografia 2. ....	43
Figura 23 - Análise da distribuição da intensidade dos pixels em cada dose absorvida na Tomografia 3. ....	43



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Gel produzido com a gelatina 240 Bloom.....	27
Tabela 2 - Cálculo da dose depositada em cada amostra. ....	31
Tabela 3 - Parâmetros técnicos utilizados para aquisição das imagens de tomografia computadorizada com as respectivas doses (mGy) recebidas. ....	32
Tabela 4 - $N_{TC}$ de cada amostra nas diferentes doses absorvidas.....	39

## LISTA DE ABREVIATURAS

AL – Acelerador Linear

BANANA - *Bis Acrylamide Nitrous Oxide And Agarose*

BANG - *Bis Acrylamide Nitrogen and Gelatin*

BIS - N,N'-metileno-bis-acrilamida

DICOM – *Digital Imaging Communication in Medicine*

Gy – *Gray*

HU - Unidade Hounsfield

ICRU - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação

IMRT - Radioterapia de Intensidade Modulada

kV – Quilovolt

LET – *Linear Energy Transfer*

MAGIC - *Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper*

MAGIC-f - *Methacrylic and Ascorbic acid Initiated by Copper with formaldehyde*

mA / mAs – miliampère / miliampère-segundo

MV / MeV - megavolt / mega elétrons-volt

N<sub>TC</sub> - Número de TC

PAG – *Polyacrylamide gel*

SSD – *Source - Surface Distance* (Distância fonte – superfície)

TC - Tomografia Computadorizada

TLD - *Thermoluminescent Dosimeter*

UM – Unidade Monitora

$\mu$  - Coeficiente de atenuação linear

3D – Tridimensional

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>2 MOTIVAÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>15</b>
3.1 OBJETIVOS GERAIS.....	15
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
<b>4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>16</b>
4.1 RADIAÇÃO IONIZANTE .....	16
4.2 RADIOTERAPIA .....	16
4.2.1 Planejamento do Tratamento .....	17
4.3 DOSIMETRIA .....	18
4.3.1 Dosímetro Gel .....	19
4.3.1.1 Gel MAGIC-f.....	20
4.3.1.2 Reação Química do Gel .....	20
4.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA .....	22
4.4.1 Tomografia na Dosimetria Gel.....	24
<b>5 METODOLOGIA</b> .....	<b>25</b>
5.1 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS DO GEL MAGIC-F .....	25
5.1.1 Equipamentos .....	26
5.1.2 Reagentes .....	26
5.1.3 Preparo do Gel .....	27
5.2 IRRADIAÇÃO DO GEL MAGIC-F .....	28
5.3 LEITURA COM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	31
<b>6 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>35</b>
6.1 IRRADIAÇÃO DAS AMOSTRAS.....	35
6.2 ANÁLISE DAS IMAGENS .....	36
6.2.1 Parâmetros Técnicos de Aquisição das Imagens.....	37
6.2.2 Análise do Número do TC (HU).....	38
6.2.3 Análise da Imagem por Outros Parâmetros .....	40
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>44</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>45</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os métodos de dosimetria com dosímetros termoluminescentes (TLDs), filmes radiocrômicos ou câmaras de ionização não são capazes de realizar uma dosimetria tridimensional como é necessário na radioterapia, que tem evoluído para formas de tratamento mais complexos, como Radioterapia Conformal, Radioterapia de Intensidade Modulada e Radiocirurgia Estereotáxica (SALVAJOLI; FARIA, 2013). Para atender a essa necessidade de realizar dosimetria nos três planos, tem-se usado géis dosimétricos porque eles são capazes de guardar informações da distribuição da dose tridimensionalmente (PAVONI, 2009).

Os géis dosimétricos começaram a ser estudados em 1950 com Day e Stein, que utilizaram gel com fenol de Folin (DAY *et al.*, 1950). O uso de sistemas poliméricos para dosimetria começou em 1954 com o efeito da radiação ionizante no polimetilmetacrilato estudado por Alexander (ALEXANDER *et al.*, 1954).

Em 1993, um novo tipo de dosímetro gel polimérico, que tinha seu grau de polimerização proporcional à dose absorvida, foi introduzido por Maryanski e era chamado de BANANA (*Bis Acrylamide Nitrous Oxide And Agarose*) (MARYANSKI *et al.*, 1993). No ano seguinte, a agarose do gel foi substituída por gelatina, dando origem ao gel BANG (MARYANSKI *et al.*, 1994). Devido ao sucesso desse novo dosímetro, outros géis poliméricos foram formulados, mas todos com a limitação de precisar ser preparado em condições hipóxicas para que o oxigênio não interfira na polimerização causada pela radiação ionizante (PAVONI, 2009).

Para atender à necessidade de ter um gel que possa ser produzido em um ambiente com presença de oxigênio, Fong criou um novo gel, chamado MAGIC (*Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper*). Por meio de uma reação do sulfato de cobre com o ácido ascórbico, é possível eliminar o oxigênio da mistura permitindo uma polimerização completa do gel (FONG *et al.*, 2001).

Porém, ainda havia um problema de derretimento das amostras à temperatura ambiente. Essa limitação foi resolvida por Fernandes e colaboradores em 2009 ao acrescentarem formaldeído à formulação original do MAGIC, o que resultou em um ponto de fusão de 69°C. O gel recebeu um novo nome, MAGIC-f (*Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper with formaldehyde*) e pode ser produzido

e utilizado em temperaturas ambientes normais (FERNANDES *et al.*, 2009; PIANOSCHI, 2010).

Esse gel já foi tema de trabalho na Universidade Tecnológica Federal do Paraná, no qual foi realizada uma experiência preliminar com o MAGIC-f para dosimetria que resultou em uma boa resposta: houve polimerização do gel com todas as doses de radiação utilizadas no trabalho (COLLA, 2013).

Ao terminar a irradiação é necessário fazer a leitura do dosímetro para que se tenha a resposta da distribuição de dose recebida no gel. Em trabalhos já realizados, o gel dosimétrico MAGIC-f foi lido utilizando ressonância magnética, tomografia ótica computadorizada e/ou ultrassom que não utilizam radiação ionizante e que não influenciam na polimerização do gel (PAVONI, 2009).

A dosimetria gel por meio de imagens de TC já foi utilizada para radiocirurgia estereotáxica e para feixes de prótons (HILTS *et al.*, 2000b). A tomografia computadorizada apresenta uma grande vantagem sobre os outros métodos: o fácil acesso nas clínicas e hospitais, uma vez que esse aparelho é utilizado para simulação dos tratamentos. A maior preocupação ao usar essa técnica é a dose depositada no gel ao serem adquiridas as imagens. No entanto, já foi mostrado que a dose depositada na aquisição das imagens é muito baixa (JIRASSEK *et al.*, 2006b).

## 2 MOTIVAÇÃO

Esse trabalho justifica-se pela resposta positiva do gel MAGIC-f às diferentes doses depositadas no seu meio e pela possibilidade de leitura desse gel dosimétrico utilizando as imagens de tomografia computadorizada.

A TC seria uma vantagem como método de leitura deste dosímetro, pois a maioria dos centros de radioterapia contém um aparelho de tomografia computadorizada. Além de facilitar o processo, o custo da dosimetria com gel polimérico utilizando a leitura com tomografia seria muito menor que os outros métodos de dosimetria.

Os resultados obtidos com esse trabalho podem ajudar na evolução do controle de qualidade na radioterapia com géis poliméricos.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL**

Com este trabalho, tem-se o objetivo de analisar o contraste das imagens de tomografia computadorizada para avaliar a dose absorvida pelo dosímetro tridimensional gel polimérico MAGIC-f.

#### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Produzir amostras do gel polimérico MAGIC-f;
- Irradiar as amostras utilizando radiação ionizante de alta energia;
- Adquirir imagens das amostras utilizando tomografia computadorizada;
- Analisar a dose absorvida pelo gel por meio do contraste das imagens das amostras;
- Verificar a viabilidade do uso da TC.

## 4 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 4.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

As radiações são produzidas quando reações ocorrem no núcleo ou nas camadas eletrônicas e podem ser por conta de ajustes do próprio átomo ou de interações de outras radiações e partículas. Um dos tipos de radiação que ocorre na radioterapia é do tipo eletromagnética, ou seja, tem alterações no campo magnético e elétrico, que são originadas na movimentação da carga e momento magnético da partícula (TAUHATA, 2013).

O raio X é a radiação ionizante que pode ter origem no ajuste na estrutura eletrônica (raios X característicos) ou por interação de partículas carregadas com o núcleo (radiação de freamento). (TAUHATA, 2013)

Nos raios x característicos, um fóton é emitido após um elétron ser capturado da eletrosfera do átomo e um outro elétron de um orbital superior ocupar a vacância formada. A energia do fóton liberado depende da diferença entre a energia do elétron capturado e do elétron que ocupou seu lugar. (BUSHONG, 2010; TAUHATA, 2013). Já na radiação de freamento ("*Bremsstrahlung*"), sua formação ocorre quando elétrons em movimento passam perto do núcleo do átomo e por interações entre eles, sua trajetória é alterada. O fóton liberado nessa radiação tem sua energia dependente da quantidade de energia perdida pelo elétron na interação com o núcleo. (BUSHONG, 2010)

### 4.2 RADIOTERAPIA

O tratamento por radioterapia ocorre devido às radiações ionizantes carregarem energia. Ao interagirem com os tecidos, ionizam o meio e criam efeitos químicos, causando morte celular por inativação de sistemas vitais para a célula ou a tornando incapaz de se reproduzir (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A resposta do tecido doente à radiação depende de diversos fatores como sua localização, sua oxigenação, seu tipo histológico e sua extensão no organismo



(metástases) e também de sua dose e tempo de radiação aplicado ao tumor (SALVAJOLI; FARIA, 2013).

Os aceleradores lineares (ALs) são os dispositivos utilizados na radioterapia, para acelerar partículas carregadas por meio de uma diferença de potencial e campos magnéticos para produzir feixes de radiação ionizante que são direcionados ao paciente. Os aceleradores lineares modernos fornecem até duas energias de fótons, utilizando tensões elétricas de 6 MV a 18 MV, e diversas energias de elétrons de 6 MeV a 22 MeV (TAUHATA, 2013).

As modalidades técnicas da radioterapia são divididas em: Radioterapia Convencional, Radioterapia Conformada, Radioterapia com Modulação da Intensidade do feixe (IMRT), Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT), Radioterapia Intra-operatória, Radiocirurgia Estereotáxica (SALVAJOLI; FARIA, 2013).

O tratamento de radioterapia normalmente é dividido em quatro etapas:

1ª Consulta Médica: após o diagnóstico da doença, o paciente passa pela consulta com um oncologista para definir a forma de tratamento.

2ª Planejamento do Tratamento: o paciente é submetido à uma tomografia computadorizada por meio de softwares a área a ser tratada é delimitada, evitando que os tecidos saudáveis sejam irradiados.

3ª Cálculo de dose – O físico médico utiliza o planejamento realizado a partir das imagens feitas na tomografia para calcular a dose a que o paciente será submetido durante o tratamento.

4ª Irradiação do paciente – O paciente é submetido ao tratamento por meio da aplicação das doses calculadas e prescritas de radiação. O tratamento pode ser realizado em um dia com uma dose única ou com doses fracionadas em vários dias.

#### 4.2.1 Planejamento do tratamento

Antigamente o planejamento era feito por imagens de raio x convencional. Com o estabelecimento da tomografia computadorizada no campo de imagem diagnóstica, os planejamentos são praticamente todos baseados nas imagens tomográficas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

O planejamento do tratamento na radioterapia é a etapa na qual os dosímetros géis podem ser utilizados. Por meio de softwares é possível determinar as distribuições de dose no volume alvo e no tecido sadio. Esses softwares consideram fatores como o tamanho do feixe, o tempo de irradiação, a distância fonte-superfície e a quantidade de campos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Após o planejamento é possível irradiar um dosímetro gel para avaliar se a dose planejada foi realmente a dose irradiada, garantindo que o tratamento do paciente será correto.

Por meio de algoritmos, esses sistemas de planejamento utilizam as imagens tomográficas dos pacientes, as informações sobre o acelerador linear e os parâmetros que serão necessários para calcular a distribuição de dose que foi prescrita pelo médico (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

#### 4.3 DOSIMETRIA

O controle de qualidade da radioterapia é feito utilizando detectores de radiação, os quais, quando colocados em um meio com campo de radiação, indicam sua presença. Esses detectores são constituídos por algum material sensível à radiação e por um sistema responsável por transformar o efeito da radiação em uma grandeza de medição da dose recebida (TAUHATA, 2013).

Para que um dispositivo possa ser usado como detector, ele deve apresentar algumas características como repetitividade, reprodutibilidade, estabilidade, exatidão, precisão, sensibilidade e eficiência (TAUHATA, 2013).

O dosímetro é definido como um dispositivo, instrumento ou sistema capaz de determinar a dose de radiação absorvida pelo corpo humano. Sua diferença para os outros detectores é a habilidade de mostrar resultados em dose absorvida, ter alta resolução espacial, ter alta sensibilidade e pouca dependência energética (TAUHATA, 2013; PODGORSK, 2005).

Os dosímetros mais utilizados atualmente são: as câmaras de ionização, matrizes com diodos semicondutores, filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes (TAUHATA, 2013; PODGORSK, 2005). Algumas limitações dos dosímetros atuais é a dificuldade de fazer uma dosimetria tridimensional. Esses dosímetros fazem medidas pontuais ou bidimensionais, sendo necessárias várias

medidas até que se consiga um resultado tridimensional da dose absorvida. Outro fator necessário para a medida de altas doses dos tratamentos radioterápicos e que faltam nos dosímetros atuais, é a boa resolução espacial, independente da taxa de dose (PAVONI, 2009).

Como solução para esses dois problemas tem-se os dosímetros em gel que, além de serem tecido equivalente, permitem uma dosimetria tridimensional (com apenas uma medida), não dependem do ângulo com a qual a radiação incide nem da qualidade e taxa de dose (PAVONI, 2009).

Para calcular a dose absorvida ( $D$ ) é feito um cálculo da quantidade de energia em Joule ( $dE$ ) pela massa onde a energia está depositada ( $dM$ ), vista na Equação (1):

$$D = dE/dM \quad (1)$$

A dose absorvida é determinada em uma unidade chamada de gray (Gy), em homenagem ao radiologista Louis Harold Gray (PODGORSAK, 2005).

#### 4.3.1 Dosímetro Gel

A história dos géis dosimétricos iniciou em 1950 com Day e Stein, que estudaram os géis com fenol de Folin. Esses géis apresentavam a capacidade de mudar de cor ao serem irradiados (DAY e STEIN, 1950). Em 1957, Andrews e seus colaboradores utilizaram espectrofotometria em géis de ágar para calcular a distribuição de dose (ANDREWS *et al.*, 1957).

O uso dos géis poliméricos na dosimetria começou com Alexander e colaboradores, que em 1954 indicaram que havia o efeito da radiação ionizante no polimetil metacrilato (ALEXANDER *et al.*, 1954). Em 1958, Hoecker e Watkins estudaram a dosimetria pela polimerização nos líquidos e Boni utilizou a poliacrilamida como dosímetro para radiação gama (HOECKER e WATKINS, 1958)

Em 1986, Appleby e colaboradores utilizaram a solução Fricke em uma matriz gelatinosa, mostrando um método para obter a distribuição espacial da dose em 3D usando imagens de ressonância magnética (APPLEBY *et al.*, 1986).

Com a baixa resolução espacial do dosímetro com solução Fricke, Maryanski criou um novo dosímetro gel polimérico que pôde ser utilizado na dosimetria 3D, chamado de BANANA (*Bis Acrylamide Nitrous Oxide ANd Agarose*) (MARYANSKI, 1993). Em 1992, a Agarose (polissacarídeo presente no ágar) foi substituída por gelatina porque aumentava a faixa de resposta do dosímetro, mudando seu nome para BANG<sup>®</sup> (*Bis Acrylamide Nitrous Oxide Gel*) (MARYANSKI, 1994).

Esses géis apresentam alta toxicidade e necessidade de condições hipóxicas para sua preparação, armazenamento e uso, uma vez que a presença do oxigênio altera a resposta, linearidade e reprodutibilidade do dosímetro (PAVONI, 2009).

#### 4.3.1.1 Gel MAGIC f

O gel polimérico MAGIC (*Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper*) foi criado em 2001 por Fong e colaboradores como solução para as limitações dos géis anteriores (FONG *et al.*, 2001).

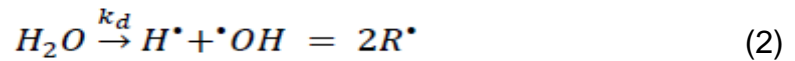
O oxigênio, que antes era um impedimento para os géis, é capturado por uma reação entre o sulfato de cobre e o ácido ascórbico, que forma o complexo ascorbato-cobre, permitindo que o gel seja preparado em condições atmosféricas normais (PAVONI, 2009; PIANOSCHI, 2010). Outra vantagem do gel MAGIC é a baixa toxicidade, em comparação com os outros géis, devido ao uso do ácido metacrílico.

Um problema desse gel era sua sensibilidade à temperatura, pois as amostras derretiam quando em temperatura ambiente, perdendo toda a distribuição da dose calculada. Essa inconveniência foi resolvida em 2009 por Fernandes e colaboradores, que adicionaram o formaldeído, aumentando o ponto de fusão até 69°C, o que evitou o derretimento da gelatina e criou o gel MAGIC-f (FERNANDES *et al.*, 2009).

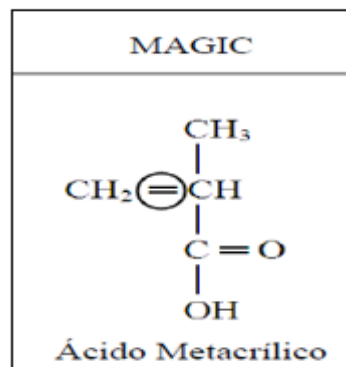
#### 4.3.1.2 Reação química do gel

A dosimetria química determina a dose de radiação a partir de uma mudança química quantitativa. Como a composição dos dosímetros é geralmente formada por

uma matriz gelatinosa com 90% de água, podemos determinar que a radiação causa a radiólise da água, ou seja, suas moléculas são separadas, criando dois radicais livres reativos ( $H^*$  e  $OH^*$ ), como pode ser visto na Equação (2) (BALDOCK *et al.*, 2010):



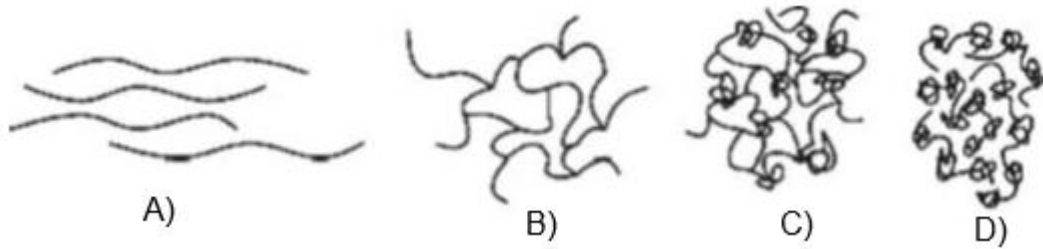
Enquanto a taxa de reação ( $K_d$ ) depende da dose absorvida, o tamanho da cadeia polimérica é dependente do tipo e da energia da radiação. Os radicais liberados iniciam a polimerização ligando-se a um elétron da ligação dupla dos monômeros. No MAGIC-f, a ligação é feita na ligação dupla do ácido metacrílico, como mostra a Figura 1 (PAVONI, 2009). A matriz gelatinosa do gel é responsável por manter a estrutura da cadeia polimérica formada com a irradiação, o que conserva a estrutura espacial da dose absorvida (BALDOCK *et al.*, 2010).



**Figura 1- Fórmula estrutural da ligação no MAGIC.**

Fonte: PAVONI, 2009.

A Figura 2 permite ver o passo a passo do processo de polimerização que acontece no gel quando os monômeros.



**Figura 2 - Processo de polimerização. Em A) os monômeros estão dispersos na matriz gelatinosa até que em B) os radicais livres se ligam a eles formando os polímeros em C). Em D) é possível ver as cadeias poliméricas formadas no gel.**

Fonte: BALDOCK *et al.*, 2010.

#### 4.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Tomografia computadorizada (TC) é um método radiodiagnóstico que associa informática à radiação, permitindo visualizar as estruturas anatômicas nos planos sagital, coronal e axial (BUSHONG, 2010).

O desenvolvimento das técnicas tomográficas analógicas veio do desejo de separar estruturas superpostas nas radiografias. Foi apenas nos anos 60 que a tomografia computadorizada médica começou a ser desenvolvida, com a ajuda de Allan Cormack, que contribuiu com a matemática fundamental para avanço da reconstrução tridimensional (BUSHONG, 2010).

Em 1970, Hounsfield e a equipe da EMI Ltda - Electrical and Music Industries - desenvolveram o primeiro tomógrafo computadorizado comercialmente viável. Em 1979, Hounsfield e Cormack receberam o prêmio Nobel de Medicina e, em homenagem ao engenheiro, as unidades de densidade foram batizadas de unidades Hounsfield (CARVALHO, 2007).

O princípio da tomografia consiste em um feixe de raios X colimado e um detector, que se movem de modo sincronizado realizando uma varredura do objeto a ser analisado. A resposta da radiação recebida pelo detector é transmitida para um computador para ser analisada por meio de equações matemáticas (BUSHONG, 2010).

Atualmente, os tomógrafos apresentam matrizes de 512 x 512, resultando em mais de 260 mil células que armazenam informações diferentes entre si. Cada célula

é chamada de pixel (*Picture element*) e a informação numérica armazenada no pixel é um número de TC ( $N_{TC}$ ) – ou Unidade Hounsfield (HU) (BUSHONG, 2010).

Cada pixel mostrado no monitor contém um nível de brilho específico e cada nível corresponde a uma faixa no número de TC (entre -1000 e +3000). O  $N_{TC}$  está relacionado ao coeficiente de atenuação do tecido no pixel em análise ( $\mu_{\tau}$ ), ao coeficiente de atenuação dos raios X na água ( $\mu_w$ ) e à constante que determina o fator

$$\text{Número de TC} = k((\mu_{\tau} - \mu_w) / \mu_w) \quad (3)$$

Como para a água o  $N_{TC}$  é zero, o detector do tomógrafo deve estar sempre calibrado para a água de forma que seu  $N_{TC}$  seja 0 (BUSHONG, 2010).

A qualidade da imagem de TC pode ser avaliada por:

I. Resolução espacial: é o grau de definição do sistema e depende do tamanho do pixel (quanto menor o pixel, melhor a resolução), espessura do corte (quanto menor a espessura, melhor a resolução) (BUSHONG, 2010);

II. Resolução de contraste: capacidade de distinguir diferentes tecidos sem levar em conta forma e tamanho. Leva-se em consideração o número atômico e a densidade de massa da estrutura analisada. Outro fator que aumenta a resolução de contraste é a colimação, que rejeita a radiação espalhada (BUSHONG, 2010);

III. Ruído: são variações nos valores de TC, acima ou abaixo do valor médio de uma estrutura. Depende do kV, do filtro, do tamanho do pixel, da espessura do corte, da eficiência do detector e da dose (BUSHONG, 2010);

IV. Linearidade: os tomógrafos devem ser calibrados frequentemente para garantir que o  $N_{TC}$  esteja adequado para cada tecido. O gráfico de  $N_{TC}$  x coeficiente linear de atenuação deve ser uma linha reta, passando pelo zero (BUSHONG, 2010);

V. Uniformidade: um objeto composto por um tipo de material deve ter uma imagem com cada pixel possuindo o mesmo valor, pois cada pixel representa o mesmo objeto (BUSHONG, 2010).

#### 4.4.1 Tomografia na Dosimetria Gel

O uso da TC na dosimetria teve início com Hilts e seus colaboradores (2000b), que utilizou o gel do tipo PAG (*Polyacrylamide Gel*). A aplicação inicial da TC foi para medidas de campos de radiocirurgia estereotáxica e para feixe de prótons (HILTS *et al.*, 2000b).

Ao medir a densidade do gel irradiado e do gel não irradiado, Trapp e colaboradores (2001) provaram em seu trabalho que a densidade do dosímetro é alterada, mas a composição atômica permanece a mesma. Dessa forma, pode-se concluir que a diferença na densidade é causada pelo efeito da radiação. Conseqüentemente, a mudança na densidade leva a uma mudança no  $N_{TC}$  das imagens (TRAPP *et al.*, 2001; BRINDHA *et al.*, 2004).

Nos estudos sobre as aplicações da TC na dosimetria gel, as principais ideias são: uso de algoritmos de reconstrução de baixo ruído, maximização do kV antes de aumentar o mA ou tempo e uso de filtros no pós processamento da imagem (HILTS *et al.*, 2005; JIRASEK *et al.*, 2006a).

Outra resposta obtida em trabalhos anteriores foi que os dosímetros poliméricos com agarose apresentam uma maior sensibilidade à TC e  $N_{TC}$  com valores mais baixos do que os dosímetros com gelatina (TRAPP *et al.*, 2001). Porém, não houve um estudo mais aprofundado sobre o motivo dessa diferença de sensibilidade entre os géis.

A dúvida principal quanto ao uso de TC sempre foi sobre a dose depositada pela aquisição das imagens de TC no gel. A pergunta foi respondida por Jirasek e colaboradores (2006c) ao quantificar a dose depositada pela radiação da TC. Eles verificaram que as doses são muito baixas (mGy) se comparadas com as doses da radioterapia (Gy). A alteração causada no  $N_{TC}$  é menor que 0,3 H, um valor muito baixo para ser detectado (JIRASEK *et al.*, 2006b).

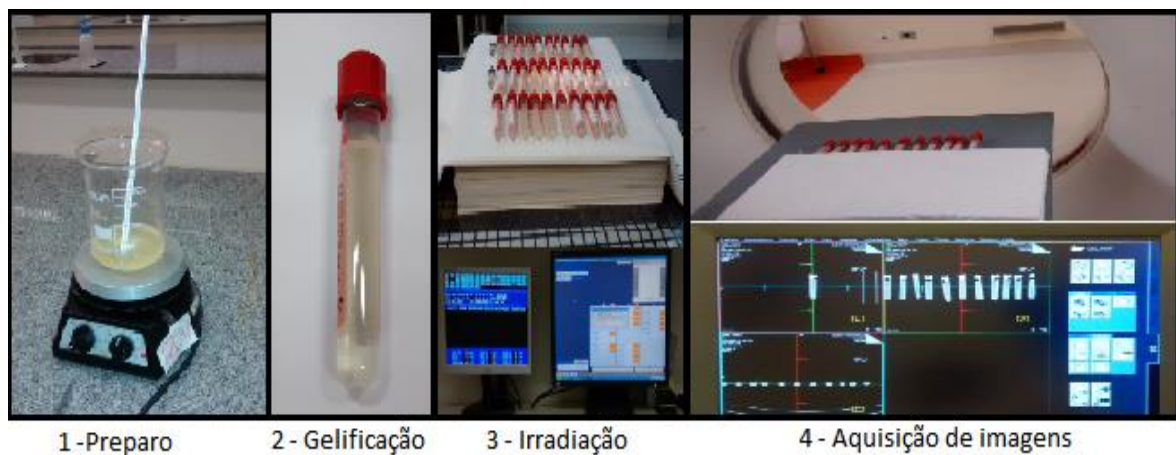
Porém, os estudos convergem para uma mesma conclusão: a principal desvantagem desta técnica é a baixa sensibilidade da sua curva dose resposta (PAVONI, 2009).



## 5 METODOLOGIA

A metodologia proposta é dividida em quatro etapas, como mostra a Figura 3 e inicia-se com a preparação das amostras do gel MAGIC-f, realizada no laboratório de química da UTFPR. Após chegar na forma de gel, as amostras são transportadas para o centro de tratamento radioterápico para que sejam irradiadas com os fótons dos Aceleradores Lineares.

As imagens por tomografia computadorizada são adquiridas após um tempo para garantir que a polimerização esteja finalizada. A etapa final é a análise das imagens adquiridas para avaliar o contraste das imagens e determinar se é possível fazer a leitura do dosímetro com imagens tomográficas.



**Figura 3 - Etapas do trabalho. A primeira etapa é o preparo das amostras, a segunda etapa é o processo da amostra virar gelatina, a terceira etapa é a irradiação do gel e por fim a aquisição e análise das imagens adquiridas por tomografia computadorizada.**

Fonte: Autoria própria.

### 5.1 PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS DO GEL MAGIC-f

A etapa inicial do trabalho é a preparação do gel. A formulação e preparação utilizada foi baseada no trabalho sobre a dosimetria com o gel MAGIC-f previamente

realizado por Colla (2013), que se baseou no gel Magic com formaldeído desenvolvido por Fernandes e seus colaboradores (2009).

O gel foi confeccionado no laboratório de química da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), na Sede Ecoville.

#### 5.1.1 Equipamentos

Para o preparo do gel foram necessários os seguintes equipamentos:

- Agitador magnético com aquecimento;
- Balança eletrônica;
- Termômetro analógico;
- Béqueres;
- Pipetas;
- Pêra;
- Colheres.

#### 5.1.2 Reagentes

Para o prepara das amostras foram utilizados os seguintes reagentes:

- Água ultrapura (Mili-Q);
- Gelatina - 240 Bloom;
- Ácido Ascórbico;
- Sulfato de Cobre;
- Ácido Metacrílico;
- Formaldeído.

De acordo com o trabalho de Colla, existem duas possíveis formulações para o gel, com diferença apenas no número de Bloom da gelatina (que é a força elástica da gelatina). No entanto a que apresentou uma melhor resposta foi a de 240 Bloom e por este motivo foi a utilizada neste trabalho. Sua fórmula é descrita na Tabela 1.

**Tabela 1 - Gel produzido com a gelatina 240 Bloom**

Reagentes utilizados	Quantidade/100mL
Água deionizada	81 mL
Gelatina Bloom 240	8,2 g
Ácido Ascórbico	35,2 mg
Sulfato de Cobre	2 mg
Formaldeído	3,0 mL
Ácido Metacrílico	5,9 g

Fonte: Colla, 2013

### 5.1.3 Preparo do Gel

Inicialmente foram separados todos os reagentes com suas devidas quantidades. A quantidade de água foi medida utilizando os béqueres e pipetas, o ácido metacrílico foi medido com uma pipeta e os outros reagentes sólidos foram pesados na balança eletrônica e separados em recipientes individuais.

Após medir e separar os reagentes, o primeiro passo é dissolver a gelatina na água ultrapura em temperatura ambiente, agitar manualmente até atingir uma consistência homogênea, vista na Figura 4 e só então ligar o agitador magnético, por aproximadamente oito minutos até atingir uma temperatura de 50°C.



**Figura 4 - Preparo da gelatina no agitador magnético.**

Fonte: Autoria própria.

Após aquecida, a amostra é retirada do agitador magnético e resfriada até uma temperatura de 35°C, só então foram adicionados o Ácido Ascórbico e o Sulfato de Cobre, agitados manualmente e então acrescentado o Formaldeído. A mistura permaneceu no agitador por 5 minutos antes do Ácido Metacrílico ser adicionado e agitado por outros 5 minutos.

Com a mistura pronta, o gel foi acondicionado nos tubos cilíndricos a vácuo com medidas 13x100 mm<sup>2</sup>, mostrados na Figura 5, evitando o contato da amostra com o ar. As amostras foram então colocadas na geladeira à temperatura de 15°C por um total de 20 horas, tempo necessário para a amostra ganhar consistência de gelatina.



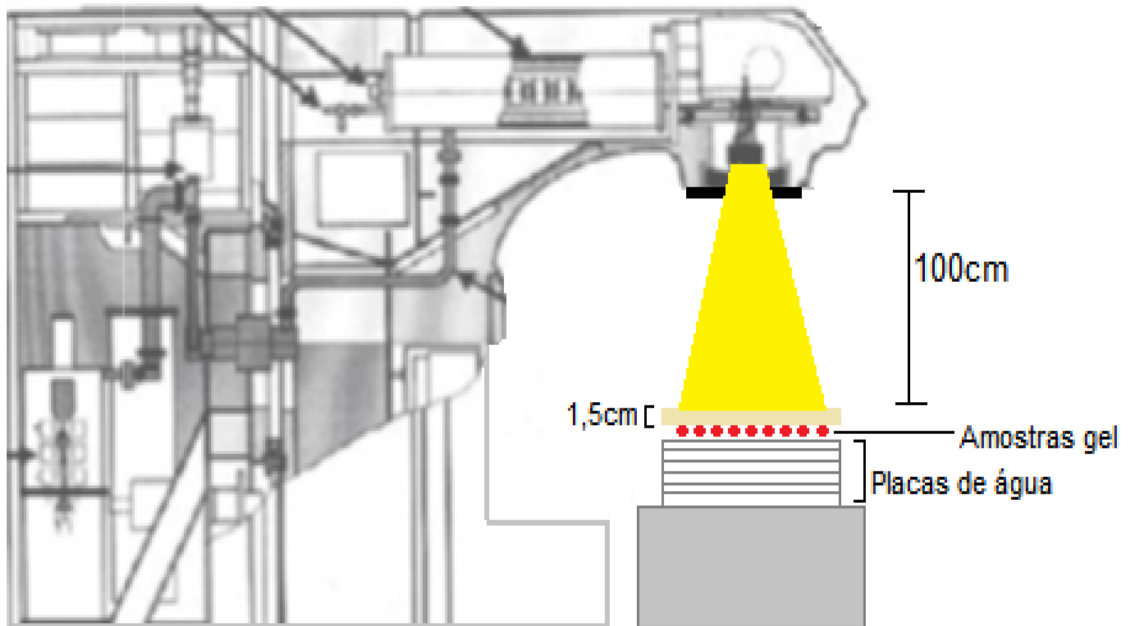
**Figura 5 – Amostras nos tubos cilíndricos à vácuo. Em A) amostra separada do lote que não será irradiada, B) amostras que serão irradiadas.**

Fonte: Autoria própria.

## 5.2 IRRADIAÇÃO DO GEL MAGIC-F

A irradiação das amostras deu-se em uma clínica de radioterapia de Curitiba, que conta com dois aceleradores lineares. O aparelho utilizado foi um acelerador linear 2100SC Varian com *Multileaf* de 120 lâminas independentes, que opera com fótons (feixes de 6 e 15 MV) e elétrons (feixes de 6, 9, 12, 15 e 18 MeV). Para a irradiação do gel neste trabalho, foi usado raios X com uma energia de 6 MV.

As amostras foram posicionadas com uma distância fonte-superfície (SSD) de 100 centímetros e com tamanho de campo 15x15 cm<sup>2</sup>, sobre 6 placas de água sólida e sob uma toalha molhada com espessura de 1,5 cm, para que a dose máxima de radiação fosse depositada na superfície da amostra, conforme a Figura 6.



**Figura 6 - Esquema do processo de irradiação das amostras. As amostras ficaram sobre placas de água e sob uma toalha molhada para criar profundidade e ter a dose máxima na superfície dos tubos.**

Fonte: Adaptado de PUC-RIO (2011).

O preparo das amostras permitiu a confecção de 33 tubos de amostras com o gel MAGIC-f. Os 33 tubos foram divididos em 3 lotes com 11 tubos cada. Como mostra a Figura 7 foram irradiadas 30 amostras ao mesmo tempo, deixando três tubos sem irradiar para efeito de comparação. A irradiação foi planejada para que cada lote tivesse seus dez tubos irradiados, cada um com uma dose.



**Figura 7 – Amostras separadas em três lotes com 10 tubos de amostras cada, posicionadas sobre as placas de água.**

Fonte: Autoria própria.

O primeiro tubo de cada lote foi irradiado com 0,5 Gy, então foram retirados esses tubos e os restantes foram irradiados novamente, somando 1 Gy. Esse processo de irradiar as amostras e retirar de 3 em 3 foi repetido até que os feixes liberados fossem somando as doses nas amostras gradativamente, atingindo a dose máxima de 35 Gy.

Para o planejamento da irradiação, foi realizado um cálculo, como mostra a Equação 3, para que as amostras fossem irradiadas com as doses planejadas, de acordo com a Tabela 2.

$$t(UM) = D / (D' - Fc \cdot Fd \cdot Fb) \quad (3)$$

- $t(UM)$  – Unidade monitora;
- $D$  - Dose terapêutica em cGy;
- $D'$  - Taxa de dose (1cGy/min);
- $Fc$  - Fator espalhamento no colimador que corrige a dose devido ao espalhamento do sistema interno de colimação;
- $Fb$  - Fator bandeja que é a correção da atenuação do feixe devido à presença da bandeja interposta no feixe;
- $Fd$  - Fator "off-axis" que é a correção devido ao deslocamento em relação ao raio central.

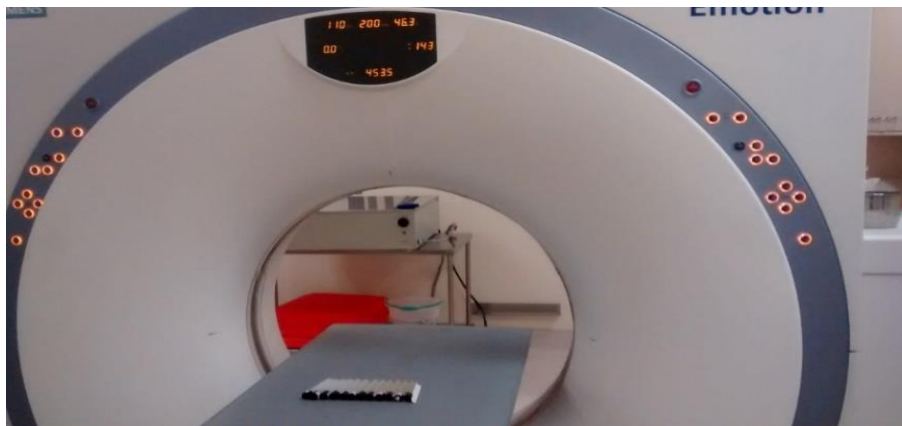
**Tabela 2 - Cálculo da dose depositada em cada amostra.**

<b>t (um) – Unidade monitora</b>	<b>Dose (Gy)</b>
47	0,5 Gy
94	1 Gy
188	2 Gy
471	5 Gy
942	10 Gy
1414	15 Gy
1885	20 Gy
2356	25 Gy
2827	30 Gy
3299	35 Gy

Fonte: Autoria própria.

### 5.3 LEITURA COM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Após a irradiação das amostras, foi realizada a leitura dos géis dosimétricos no aparelho de tomografia computadorizada presente na clínica, um tomógrafo SIEMENS/SOMATON EMOTION DUO/ 46154 de 1 canal, que é usado como ferramenta para o planejamento dos tratamentos, apresentado na Figura 8.



**Figura 8 - Aquisição das imagens por tomografia computadorizada.**

Fonte: Autoria própria.

Cada lote de amostras teve a tomografia realizada com parâmetros técnicos diferentes entre si. A técnica inicial escolhida (130 kV e 400 mA) foi baseada em outros trabalhos que utilizaram tomografia computadorizada. A ideia proposta nos trabalhos citados é a utilização de um alto kV e alto mA para que o máximo número de fótons atinja o detector, reduzindo assim o ruído na imagem.

Após a primeira aquisição de imagem, foram feitas mais duas aquisições com técnicas diferentes, uma com alteração do kV e outra com alteração do mAs, conforme dados da Tabela 3.

**Tabela 3 - Parâmetros técnicos utilizados para aquisição das imagens de tomografia computadorizada com as respectivas doses (mGy) recebidas.**

PARÂMETROS	kV	mAs	Espessura	mGy
<b>TOMOGRAFIA 1</b>	130	4	5mm	3,46
<b>TOMOGRAFIA 2</b>	130	200	5mm	14,4
<b>TOMOGRAFIA 3</b>	80	200	5mm	3,73

Fonte: Autoria própria.

Com o objetivo de as amostras ficarem corretamente posicionadas, foi confeccionado um suporte de isopor com 11 furos para acomodar os frascos de gel, mostradas na Figura 9. Com isso as amostras ficaram separadas umas das outras e o posicionamento em todos os lotes foi o mesmo.

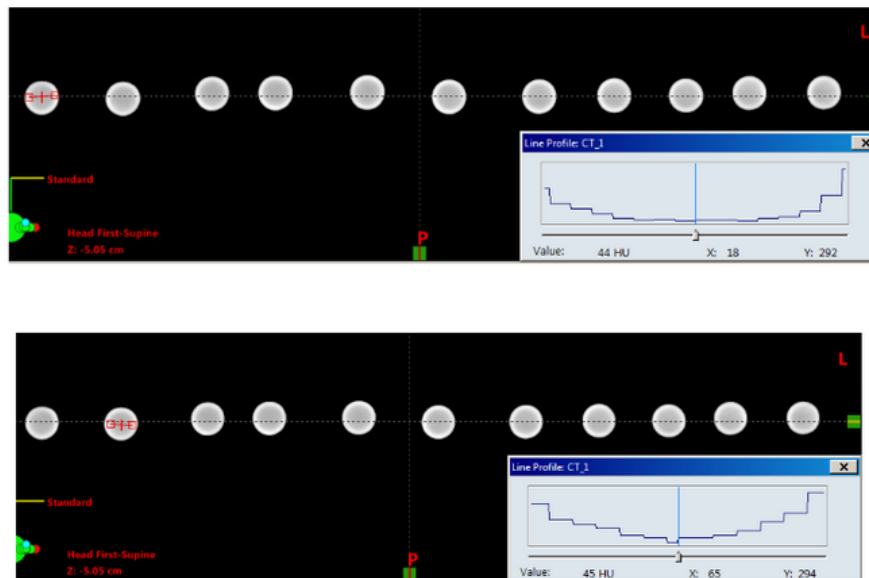


**Figura 9 - Suporte de isopor para posicionamento das amostras.**

Fonte: Autoria própria.



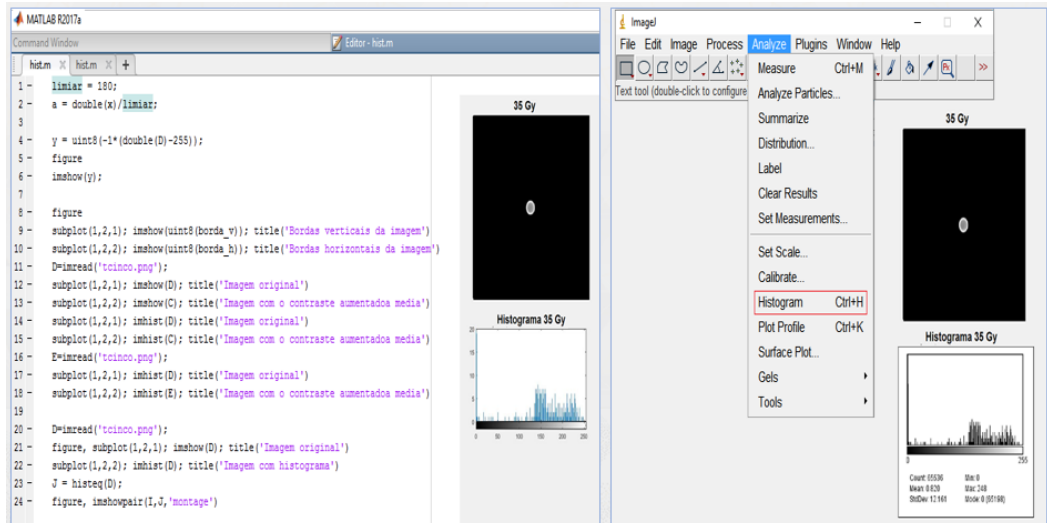
As imagens tomográficas foram importadas no sistema de planejamento Eclipse Varian para a verificação do NTC de cada amostra, como é possível visualizar na Figura 10.



**Figura 10 -Exemplo da verificação do NTC das amostras, realizado no sistema de planejamento Eclipse Varian.**

Fonte: Autoria própria.

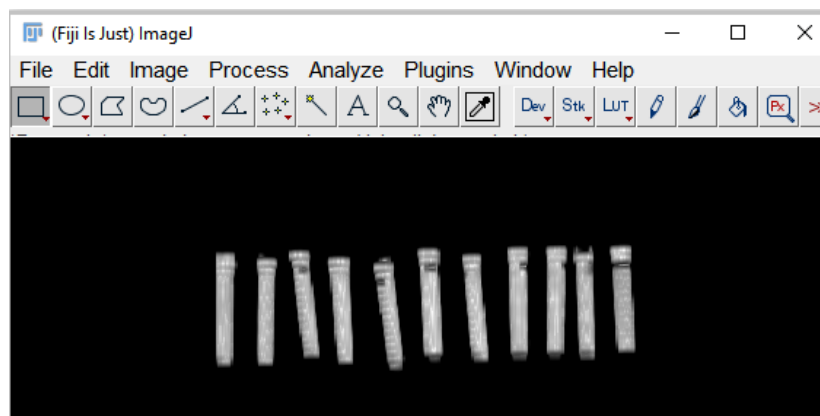
Em trabalhos anteriores o *software* utilizado foi o Matlab, que permite o processamento da imagem para melhor analisá-la. Nesse trabalho foi utilizado o Matlab® R2017a para verificar a resposta do programa na análise das imagens e compará-la ao *software* Image J. Após um teste de comparação entre os *softwares*, mostrado na Figura 11, foi decidido pela utilização do Image J para realização deste trabalho por ter se mostrado tão eficaz quanto o Matlab, mas com uma interface muito mais simplificada.



**Figura 11 - Comparação entre MATLAB e Image J. O MATLAB necessita de programação avançada para análise das imagens, enquanto o Image J permite uma análise rápida.**

Fonte: Autoria própria.

O programa Image J é um *software* de código aberto para processamento de imagens que permite exibir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir imagens em diversos formatos (como TIFF, DICOM e JPEG), mostrado na Figura 12. Permite também calcular valores dos pixels, criar histogramas de densidade e realizar manipulação de contraste com filtros. Portanto, esse *software* permitiu avaliar o comportamento das amostras de acordo com as diferentes energias irradiadas.



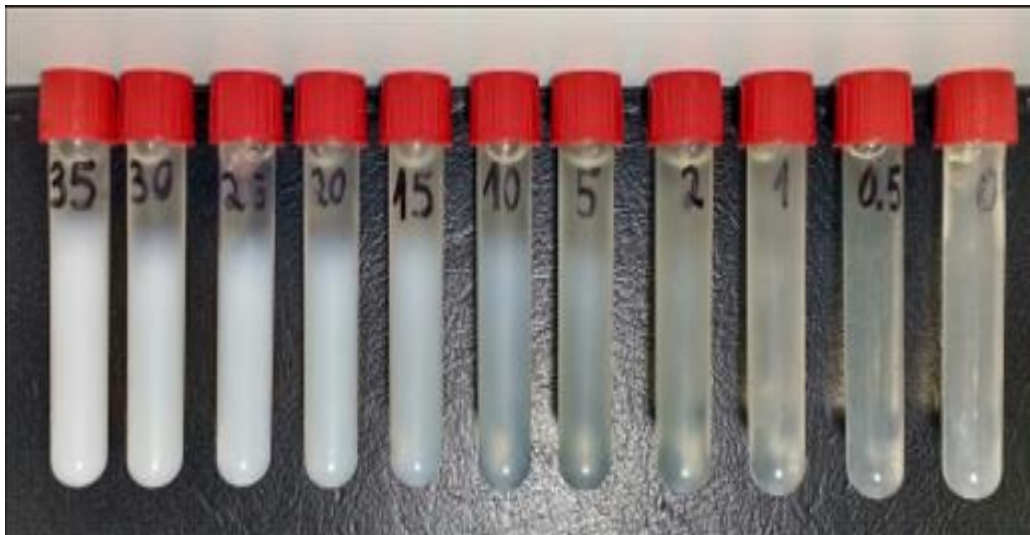
**Figura 12 - Software Image J utilizado para exibir, editar, processar e analisar as imagens tomográficas das amostras.**

Fonte: Autoria própria.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 6.1 IRRADIAÇÃO DAS AMOSTRAS

Após a finalização da irradiação das amostras, é possível visualizar o efeito da radiação no gel polimérico. O efeito da polimerização foi mais visível a partir da amostra que recebeu 10 Gy, na qual era possível ver o processo de polimerização a olho nu. Na Figura 13 é possível perceber que com aumento da dose absorvidas amostras se mostravam mais opacas, mostrando que o gel reage à irradiação.



**Figura 13 - Diferença na opacidade de acordo com a dose absorvida.**

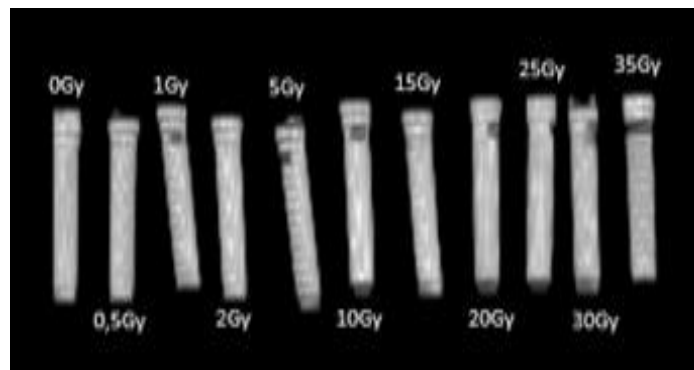
*Fonte: Autoria própria.*

As amostras permaneceram armazenadas em temperatura ambiente por aproximadamente 24 horas até o momento de realizar a leitura pela tomografia computadorizada e não foi observada nenhuma degradação nas amostras.

## 6.2 ANÁLISE DAS IMAGENS

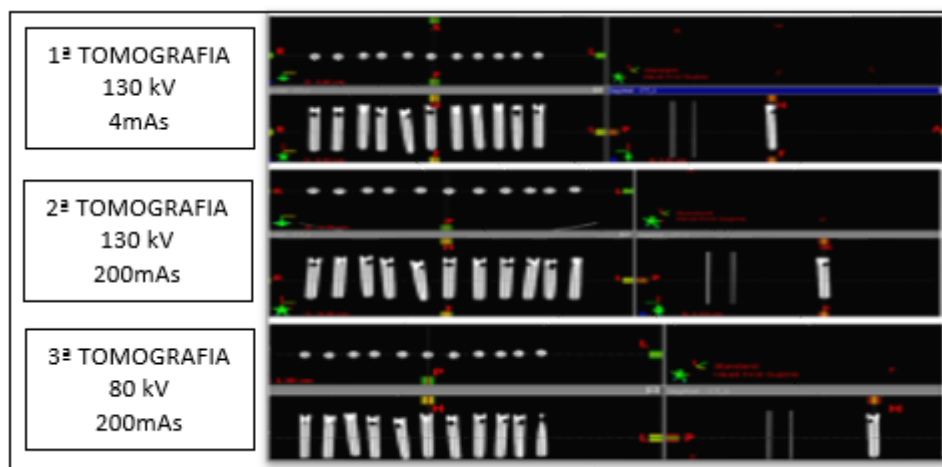
Para analisar as imagens e testar a resolução em contraste do tomógrafo, foram utilizadas as imagens no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) das três técnicas de tomografias adquiridas.

Na Figura 14 são mostradas as imagens das tomografias com as doses que foram depositadas nas amostras e na Figura 15 as imagens (axial, transversal, coronal) de cada lote com seus respectivos parâmetros de aquisição.



**Figura 14 - Amostras do gel MAGIC-f com as respectivas doses que foram irradiadas.**

Fonte: Autoria própria.

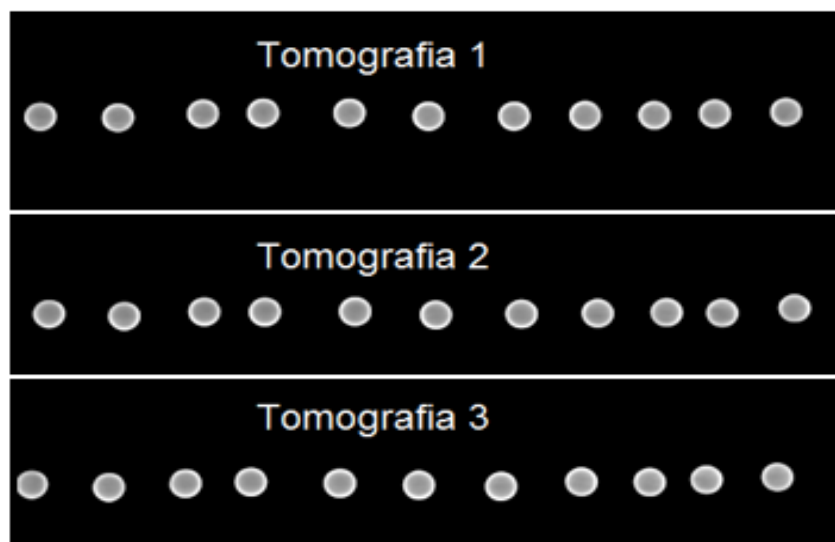


**Figura 15 - Imagens das três tomografias com os cortes axiais, transversais e coronais das amostras com seus respectivos parâmetros de aquisição.**

Fonte: Autoria própria.

### 6.2.1 Parâmetros Técnicos de Aquisição das Imagens

Para analisar as três técnicas de aquisição, foram utilizadas três imagens, uma de cada técnica de tomografia realizada. A imagem escolhida de cada lote foi a imagem central do corte axial das amostras, como exposto na Figura 16, pois é a região da amostra que contém o máximo da dose absorvida e é a região com maior polimerização.

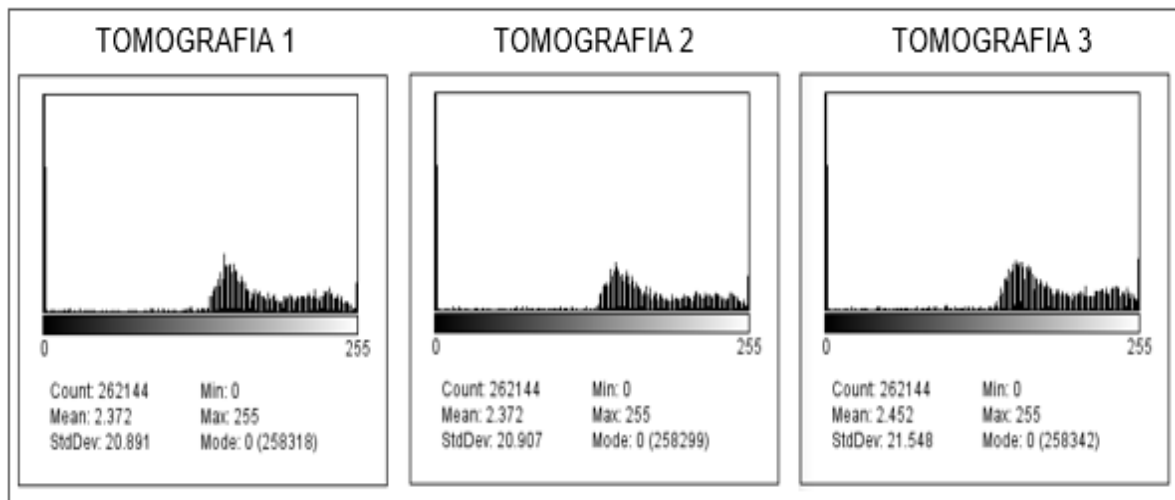


**Figura 16 - Tomografia da região central das amostras.**

Fonte: Autoria própria.

As imagens foram manipuladas utilizando filtros de média e mediana do *software* Image J com a finalidade de melhorar o contraste, conforme mostrado no trabalho de Hilts e colaboradores em 2005.

A primeira análise das imagens foi feita utilizando um histograma, que é uma representação gráfica com o eixo X representando os possíveis valores de cinza e o eixo Y mostrando o número de pixels encontrados para cada valor de cinza. A contagem total de pixels também é calculada e exibida, bem como a média, o esvio padrão médio (StdDev), o valor mínimo, o valor máximo e valor modal (mode) dos níveis de cinza, mostrado na Figura 17.



**Figura 17 - Histogramas das imagens, nos quais os eixos X representam os possíveis valores de cinza e os eixos Y mostram o número de pixels encontrados para cada valor de cinza. A concentração do gráfico permite concluir que as imagens tem baixo contraste.**

Fonte: Autoria própria.

Com o histograma foi possível analisar a diferença de contraste entre as diferentes tomografias realizadas e conclui-se que a diferença causada por mudanças nos parâmetros técnicos da tomografia (kV, mAs) foi pouco significativa. Em todos os histogramas a maioria dos pixels se concentra na região mais clara (próxima de 255), o que significa que as imagens apresentam pouco contraste e uma distribuição semelhante entre os três parâmetros utilizados.

### 6.2.2 Análise do Número de TC (HU)

Em trabalhos anteriores que utilizaram a tomografia como leitura de outros tipos de gel polimérico, a análise principal foi pelo número de TC das amostras, que apresentaram um aumento linear dos números de acordo com o aumento das doses absorvidas pelas amostras.

Como as amostras com mais dose absorvida se tornam mais densas, os números de TC deveriam aumentar linearmente com a dose absorvida. Porém, ao analisar os  $N_{TC}$  na região central de cada imagem tomográfica das amostras, não ocorreu uma resposta linear em nenhuma das imagens adquiridas.

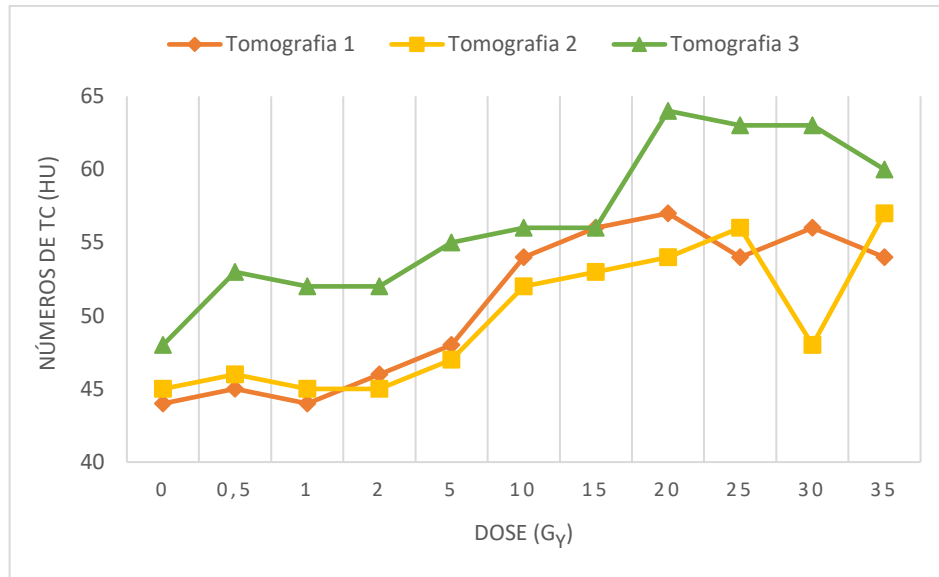
Na Tabela 4, é possível ver o  $N_{TC}$  em cada amostra, relacionando as doses absorvidas com as técnicas de tomografia utilizadas. Uma resposta ideal seria um aumento linear da menor dose para a maior dose absorvida e uma diferença em cada parâmetro utilizado para a aquisição das imagens, mostrando os diferentes contrastes.

**Tabela 4 -  $N_{TC}$  de cada amostra nas diferentes doses absorvidas.**

<b>Dose (Gy)</b>	<b>Tomografia 1</b>	<b>Tomografia 2</b>	<b>Tomografia 3</b>
<b>0</b>	44	45	48
<b>0,5</b>	45	46	53
<b>1</b>	44	45	52
<b>2</b>	46	45	52
<b>5</b>	48	47	55
<b>10</b>	54	52	56
<b>15</b>	56	53	56
<b>20</b>	57	54	64
<b>25</b>	54	56	63
<b>30</b>	56	48	63
<b>35</b>	54	57	60

Fonte: Autoria própria.

No entanto, como é possível perceber na Figura 18, somente na Tomografia 3 houve um aumento no  $N_{TC}$ , o que pode indicar uma sensibilidade maior nas imagens. Com a Tomografia 2 verificou-se um intervalo linear de  $N_{TC}$  maior do que com as outras tomografias, esse intervalo vai de 2 a 25 Gy. Porém, a diferença entre o  $N_{TC}$  é pequena quando comparada com a diferença entre as doses e não foi possível determinar uma justificativa para essa linearidade.



**Figura 18 – Gráfico da variação no Número de TC e dose absorvida para comparação das três tomografias realizadas.**

Fonte: Autoria própria.

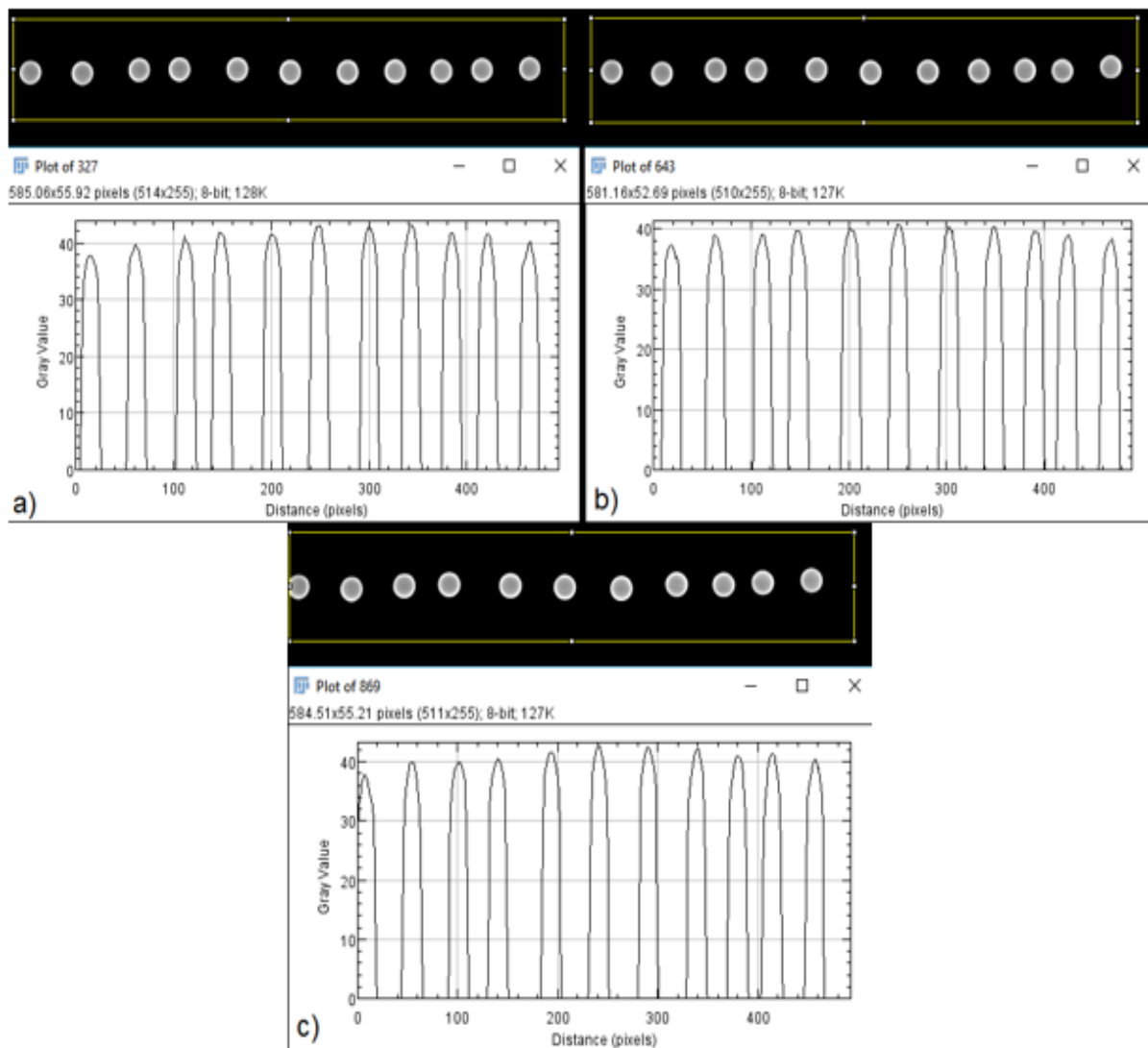
### 6.2.3 Análise das Imagens por Outros Parâmetros

Além dos histogramas, outros gráficos que mostram a distribuição dos pixels em níveis de cinza são disponibilizados pelo Image J. De modo que, ao analisar esses gráficos, é possível notar uma diferença no contraste da imagem que não é perceptível ao olho humano.

De início foi realizado um histograma das amostras que receberam 35 Gy e das amostras não irradiadas de cada lote com o objetivo de estudar se havia alguma diferença no contraste das amostras. O resultado não foi significativo para ser apresentado neste estudo. O outro gráfico do Image J é o *Plot Profile*, que exibe um gráfico bidimensional das intensidades de pixels ao longo da área selecionada para análise. O eixo x representa a distância ao longo da linha e o eixo y é a intensidade do pixel.

Ao utilizar este método nas imagens centrais de cada lote, foi possível perceber que entre as amostras também não havia uma linearidade na intensidade do pixel em nenhum dos lotes. Esse resultado é exposto na Figura 19.



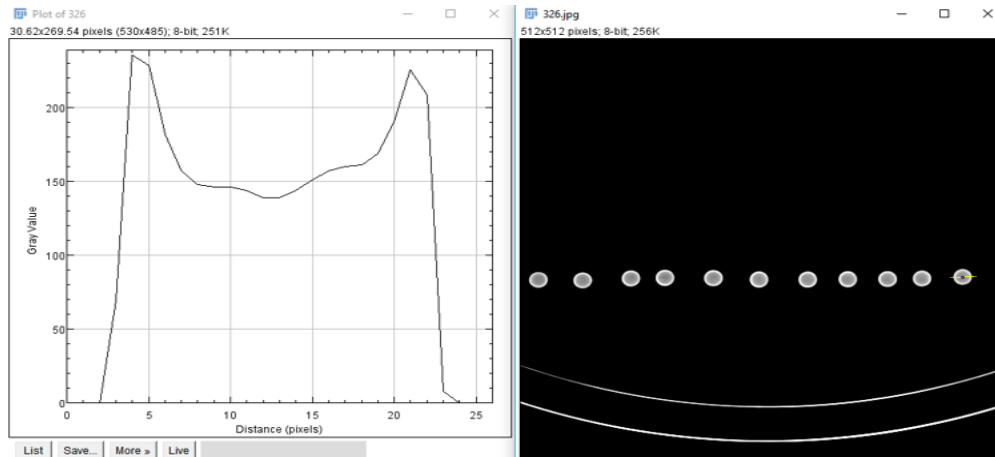


**Figura 19 - Plot Profile das amostras, que permite analisar a distribuição dos níveis de cinza de cada pixel das amostras da a) Tomografia 1, b) Tomografia 2, c) Tomografia 3.**

Fonte: Autoria própria.

Cada curva no *Plot Profile* mostra a distribuição ponto a ponto da imagem, de modo que o primeiro pico representa a distribuição na amostra não irradiada e o último a amostra com dose de 35 Gy. O resultado esperado seria um aumento gradual de pico a pico nos gráficos, mostrando a diferença de densidades entre as amostras, mas o resultado apresentado foi um contraste aleatório entre as amostras, sendo impossível determinar por meio do gráfico qual a dose das amostras.

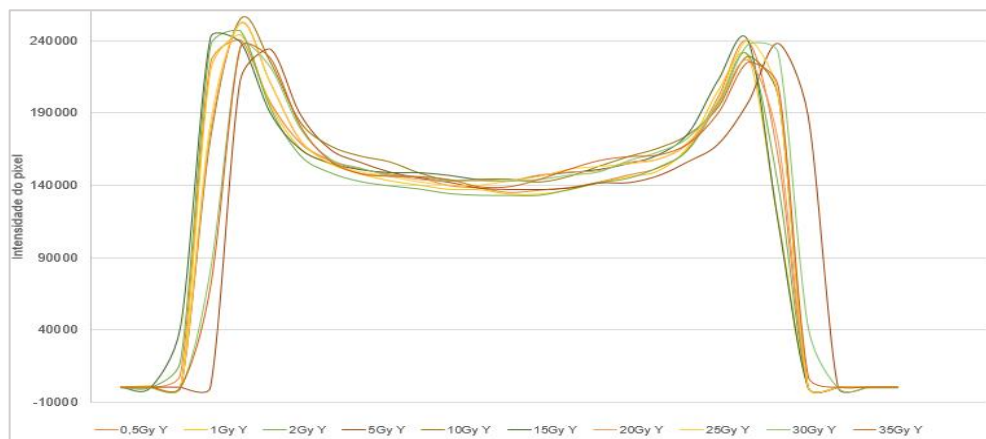
Uma última análise utilizando o *Plot Profile* foi realizada em cada amostra de cada lote. O gráfico de cada amostra foi analisado separadamente (de 0 Gy a 35 Gy), exemplificado na Figura 20, e depois em conjunto com as outras amostras para verificar o comportamento do contraste de cada amostra.



**Figura 20 - Exemplo da análise utilizando o *Plot profile* na imagem de cada amostra. A distribuição do gráfico mostra a distribuição dos níveis de cinza na amostra, evidenciando seu contraste.**

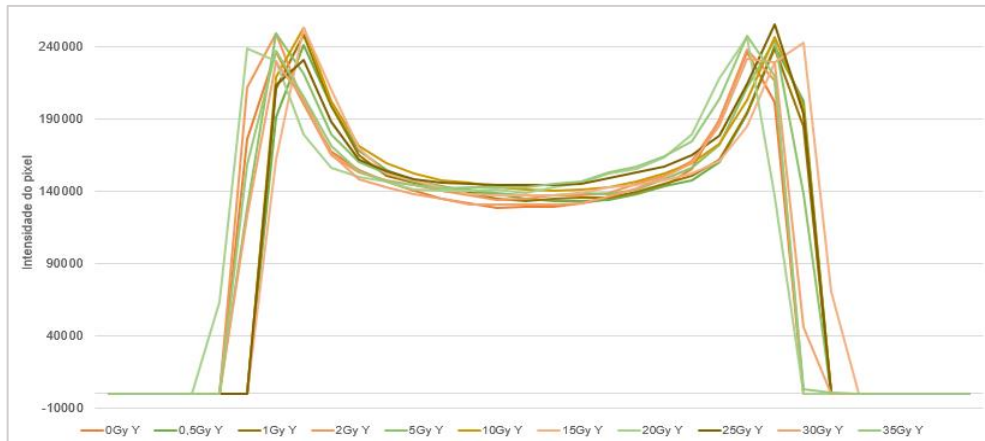
Fonte: Autoria própria.

O resultado obtido em cada amostra foi convertido em gráfico no Excel e posteriormente todos os gráficos das amostras de 0 a 35 Gy foram reunidos em um único gráfico, evidenciados nas Figuras 21, 22 e 23, demonstrando a diferença na distribuição dos níveis de cinza em cada imagem analisada.



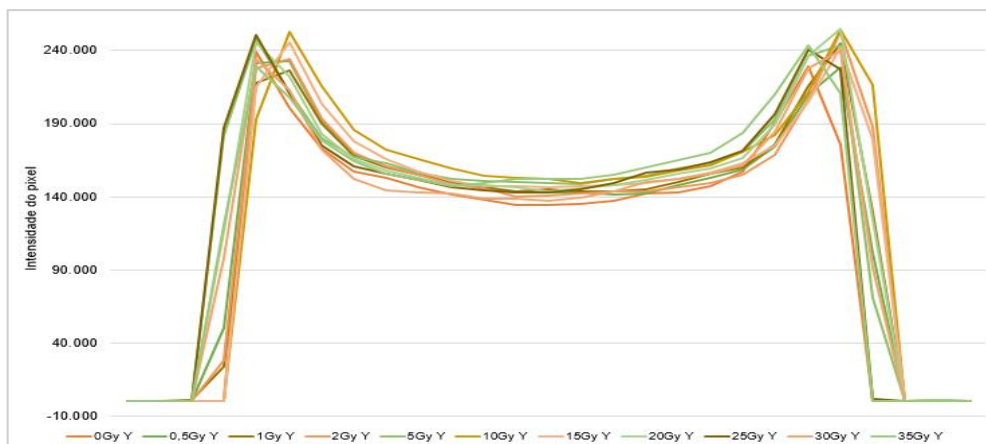
**Figura 21 - Análise da distribuição da intensidade dos *pixels* em cada dose absorvida na Tomografia 1.**

Fonte: Autoria própria.



**Figura 22 - Análise da distribuição da intensidade dos *pixels* em cada dose absorvida na Tomografia 2.**

Fonte: Autoria própria.



**Figura 23 - Análise da distribuição da intensidade dos *pixels* em cada dose absorvida na Tomografia 3.**

Fonte: Autoria própria.

Mais uma vez a resposta do contraste das amostras não foi dependente da dose absorvida, apresentando gráfico com distribuições aleatórias entre as doses.

## 7 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi avaliada a possibilidade de leitura do dosímetro gel polimérico MAGIC-f por tomografia computadorizada, com a finalidade de facilitar e melhorar o controle de qualidade na radioterapia.

A produção do gel cumpriu com os objetivos de ser simples e ter baixo custo. Com os reagentes e equipamentos corretos, é possível produzir o gel MAGIC-f em uma cozinha simples.

O processo de irradiação também foi realizado conforme o esperado. Logo após a irradiação das amostras, era visível a polimerização do gel em doses mais altas que 10 Gy, permitindo que o gel seja utilizado como dosímetro.

A dificuldade do trabalho surgiu no momento da leitura desse dosímetro. Em trabalhos já realizados com o MAGIC-f, a leitura foi realizada por Ressonância Magnética, que é um método de diagnóstico por imagem mais indicado para tecidos moles, diferente da tomografia computadorizada.

Apesar da TC apresentar maiores vantagens, em comparação com outros métodos utilizados, como a resolução espacial e de contraste, o tempo de aquisição das imagens, a maior acessibilidade ao equipamento e o menor custo na leitura, as respostas das imagens no momento da leitura não foram satisfatórias.

A diferença no contraste das imagens não foi o suficiente para avaliar a dose absorvida pelas amostras do gel dosimétrico mesmo após o processamento das imagens por meio de filtros e outras ferramentas utilizadas.

Em outros trabalhos que utilizaram a tomografia computadorizada com outros tipos de géis dosimétricos, a resposta foi positiva e foi possível realizar a leitura dos dosímetros. Esse fato permite a conclusão de que o gel MAGIC-f contém propriedades físico-químicas que dificultam sua leitura por tomografia computadorizada.

## REFERÊNCIAS

ALEXANDER P, CHARLESBY A, ROSS M. **The degradation of solid polymethylmethacrylate by ionizing radiations.** Proc R Soc A 1954:223-392.

ANDREWS HL, MURPHY RE, LEBRUM EJ. **Gel dosimeter for depth dose measurements.** Rev Sci Instrum 1957(28): 329 – 332.

APPLEBY A, CHRISTMAN E A, LEGHROUZ A. **Imaging of spatial radiation dose distribution in agarose gels using magnetic resonance.** Med Phys 1986(14): 382:384.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Ciência Radiológica Para Tecnólogos.** 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier/Medicina Nacionais, 2010. 728 p.

BALDOCK, *et. al.* **Polymer Gel Dosimetry.** Phys. Med. Bio, v. 55, n. 1-63, 2010.

BRINDHA S, VENNING AJ, HILL B, BALDOCK C. **Experimental study of attenuation properties of normoxic polymer gel dosimeters.** Phys Med Biol 20004(49): N353-N361.

CARVALHO, Antonio Carlos Pires. História da tomografia computadorizada. In: DEYLLLOT, Mônica Elizabete Caldeira. **Física das Radiações. Fundamentos e Construção de Imagem.** Rio de Janeiro: érica, 2007. p. 61-66.

COLLA, L. F. **Experiência preliminar com o Gel Polímero Magic-f para Dosimetria.** Trabalho de Conclusão de Curso, UTFPR, Curitiba, 2013.

DAY M. J, STEIN G. **Chemical effects of ionizing radiation in some gels.** Nature 1950(166): 141-147.

FERNANDES, J. P.; PASTORELLO, B. F.; ARAÚJO, D. B.; BAFFA, O. **Formaldehyde Increases MAGIC Gel Dosimeter Melting Point and Sensitivity.** Journal of Physics: Conference Series, v.164, n. 012004, 2009.

FONG P. M, KEIL D. C, DOES M. D, GORE J. C. **Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere.** Phys Med Biol 2001(46): 3105–3113.

HILTS M, JIRASEK A, AUDET C, DUZENLI C. **X-ray CT Polymer gel dosimetry: applicatons to stereotactic radiosurgery and próton therapy.** *Radiother Oncol* 2000b (56): S80.

HILTS M, JIRASEK A, DUZENLI C. **Technical considerations for implementation of x-ray Ct polymer gel dosimetry.** *Phys Med Biol* 2005(5): 1727-1745.

HOECKER F E, WATKINS I W. **Radiation polymerization dosimetry.** *Int J Appl RAd* lssso 1958(3): 31-35.

JIRASEK A, HILTS M, SHAW C, BAXTER P. **Investigation of tetrakis hydroxymethyl phosponium chloride as an antioxidant for use in x-ray computed tomography polyacrylamide gel dosimetry.** *Phys Med Biol* 2006a(51): 1891.

JIRASEK A, MATHEWS Q, HILTS M, SCHULZE G, BLADES M, TURNER R. **Investigation of a 2D two-point maximun entropy regularization method for a signal-to-noise ratio enhancement: application to ct Polymer gel dosimetry.** *Phys Med Biol* 2006b(51): 2599-2617.

MARYANSKI M. J, GORE J. C, KENNAN R. P, SCHULZ R. J. **NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimeters by MRI.** *Magn Reson Imaging* 1993(11): 253-258.

MARYANSKI M. J, SCHULZ R. J, IBBOTT G. S, GATENBY J. C, XIE J, HORTON D, GORE J. C. **Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymergel dosimeter.** *Phys Med Biol* 1994(39): 1437–1455.

PAVONI, J. F. **Dosimetria Tridimensional por Imagens de Ressonância Magnética com Gel MAGIC Modificado.** 2009. 185 f. Tese (Doutor) - USP, Ribeirão Preto, 2009.

PIANOSCHI, T. A; ALVA M; SANTANNA M; BAFFA, O; NICOLUCCI, P. **MAGIC-f Gel Dosimetry for Clinical Electron Beam.** *Journal of Physics: Conference Series*, v. 250, n. 012037, 2010

PODGORSAK, E. B. **RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS.** Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. 696 p.

PUC-RIO (Rio de Janeiro) (Ed.). **Radioterapia**. 2011. Disponível em: <[http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0913477\\_2011\\_cap\\_2.pdf](http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0913477_2011_cap_2.pdf)>. Acesso em: 20 fev. 2017.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. **FÍSICA DAS RADIAÇÕES**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p.

SALVAJOLI, J V; FARIA, S L. **Radioterapia em Oncologia**. 2. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2013.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; Di Prinzio, M. A. R. R. - **RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA: FUNDAMENTOS**. 9. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2013. 345 p

TRAPP JV, BACK SA, LEPAGE M, MICHAEL G, BALDOCK C. **An experimental study of the dose response of Polymer gel dosimeters imaged with x-ray computed tomography**. Phys Med Biol 2001(46): 2939-2951.