

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS
MESTRADO EM TECNOLOGIA DE PROCESSOS SUSTENTÁVEIS
IFG CAMPUS GOIÂNIA

Renata Santos Ribeiro

**AVALIAÇÃO DO DOSÍMETRO FRICKE XILENOL GEL EM
PLANEJAMENTO DE RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA**

2015, Goiânia

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS
MESTRADO EM TECNOLOGIA DE PROCESSOS SUSTENTÁVEIS
IFG CAMPUS GOIÂNIA

Renata Santos Ribeiro

**AVALIAÇÃO DO DOSÍMETRO FRICKE XILENOL GEL EM
PLANEJAMENTO DE RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA**

Programa de Pós-Graduação stricto sensu em Tecnologia de Processos Sustentáveis do IFG (PPGTPS- IFG) -Dissertação de Mestrado Profissional. Área de Concentração: Tecnologia de Sistemas de Produção Limpa. Linha de Pesquisa: Tecnologia de Redução e Gerenciamento de Resíduos.

Orientador: Prof. Dr. Lucas Nonato de Oliveira

2015, Goiânia

R354a Ribeiro, Renata Santos.

Avaliação do dosímetro Fricke Xilenol Gel em planejamento de radiocirurgia estereotáxica / Renata Santos Ribeiro. – Goiânia: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, 2015.

52 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Lucas Nonato de Oliveira.

Dissertação (Mestrado) – Mestrado em Tecnologia de Processos Sustentáveis, Coordenação do Programa de Mestrado em Tecnologia de Processos Sustentáveis, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás.

1. Radiação. 2. Dosimetria. 3. Radiocirurgia estereotáxica. I. Oliveira, Lucas Nonato (orientador). II. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás. III. Título.

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS
MESTRADO EM TECNOLOGIA DE PROCESSOS SUSTENTÁVEIS
IFG CAMPUS GOIÂNIA

Renata Santos Ribeiro

Avaliação do Dosímetro Fricke Xilenol Gel em Planejamento de Radiocirurgia
Estereotáxica.

Programa de Pós-Graduação stricto sensu em Tecnologia de Processos Sustentáveis do IFG (PPGTPS- IFG) - Dissertação de Mestrado Profissional. Área de Concentração: Tecnologia de Sistemas de Produção Limpa. Linha de Pesquisa: Tecnologia de Redução e Gerenciamento de Resíduos.

Prof. Dr. Lucas Nonato de Oliveira

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás
Orientador

Prof. Dr. Fernando Schimidt

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás

Prof.Dr. Sílvio Leão Viera,

Universidade Federal de Goiás, Instituto de Física

Aprovado em: ___/___/___

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus amados pais, em especial a minha mãe (*in memoriam*), por todo esforço para me dar acesso a boas instituições de ensino, pelo apoio, incentivo e por ser meu exemplo de vida.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Dr. Lucas Nonato de Oliveira, pela oportunidade, orientação e compreensão.

Ao Prof. Dr. Sergio Botelho de Oliveira, pelos valiosos conselhos, ensinamentos e incentivo.

À minha mãe Neide Santos (*in memoriam*), por ser minha maior incentivadora e meu exemplo de que não devemos desistir nunca, por mais difíceis que sejam as situações.

Ao meu pai Oswaldo R. Ribeiro Filho e sua esposa Heide Susane Heckman, por me ajudarem na construção do objeto simulador de cabeça, pelo apoio e incentivo nos momentos difíceis.

Ao físico médico Me. Milton Lavor, pelos valiosos ensinamentos e disposição para a realização dos experimentos.

Ao Prof. Dr. Silvio Leão Vieira, por todos os ensinamentos e por disponibilizar o programa no Matlab[®] para análise das imagens obtidas por ressonância magnética.

Ao físico médico Flamarion Barbosa Goulart, supervisor de radioproteção e chefe do departamento de Física Médica do Hospital Araújo Jorge, por permitir a realização dos experimentos, pelos valiosos conhecimentos compartilhados e por disponibilizar os equipamentos e a equipe.

Ao físico médico Valdeis Pires de Araújo, pelo planejamento e realização da radiocirurgia, pela paciência, disposição para me acompanhar durante a realização do experimento e pelos ensinamentos.

Ao Cécilio Pereira dos Santos, pela fabricação da máscara estereotáxica.

Ao técnico de radiologia Julio Cesar, pelas imagens tomográficas.

Aos técnicos de radiologia Fábio Antônio, Neide Medeiros e Luciana Dias, pela execução da radiocirurgia.

Ao técnico de radiologia Paulo Cesar Lemes Ribeiro, pelos conhecimentos compartilhados sobre ressonância magnética, por conseguir a liberação do equipamento e pelas imagens por ressonância magnética.

Ao meu ex-chefe Agnaldo Vieira do Carmo, pelo incentivo, pela carta de recomendação, por todas as liberações e compreensão.

A minha atual chefe Luciene Ludovico de Faria, pela compreensão e liberações para que eu concluísse as atividades do programa de mestrado.

A Prof. Dra. Warde Antônia da Fonseca- Zang e seu esposo o Prof. Dr. Joachim Werner Zang, por todo incentivo, carinho e por me fazerem acreditar que nossos sonhos são realizáveis.

A secretária do programa de mestrado Leila Ninon, pelo incentivo, conversas, emissão de documentos e carinho.

A todos os docentes do programa de mestrado pelos conhecimentos compartilhados e pela concessão da prorrogação do prazo para a conclusão deste projeto.

Ao meu amigo inseparável deste a graduação, Paulo Roberto Freitas Silva Pelágio, por estar ao meu lado nos momentos mais difíceis, me amparando, por compartilhar vários momentos de alegria, por me acalmar nos momentos de desespero e desilusão e por me ajudar a renovar sempre a minha esperança e fé na vida. Obrigada, por fazer parte da minha vida!

A Kamilla de Faria Cândido, pela amizade construída, pela ajuda para conseguir acesso ao equipamento de ressonância magnética e por ser exemplo de determinação.

Ao Marco Túlio Serrano, pela amizade, carinho, conversas, momentos de desespero compartilhados e por me tirar de casa de vez em quando.

A todos os colegas do programa, em especial a Camila Alonso, por nossas conversas e pelo carinho.

A patota (Simone, Jorge, Wanessa, Natasha, Virlei, Fernando, Adriana, Priscila e Miguel), ao bonde dos gratuitos (Lenira, Arthur, Marília, Thaíam e Maria Cristina), a Alanna Oliva, Marcela Giantomassi, Karitas Bicalho, Maxwell Castro, Wiebke Bille Knüppel Preto e Heike Bradl, por nossas conversas, incentivos, força e pela torcida para que desse tudo certo nos experimentos.

Ao Bruno Mendonça pelas ilustrações.

Ao Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás (IFG), Campus Goiânia, pela estrutura oferecida.

Ao Fundo de Amparo à Pesquisa do Estado de Goiás (FAPEG) pelos recursos financeiros concedidos através da chamada pública nº 003/2013, bolsa nº 2013300378790151.

E, por fim, a todos que colaboraram para a realização deste projeto.

Título: Avaliação do Dosímetro Fricke Xilenol Gel em Planejamento de Radiocirurgia

Estereotáxica

Autora: Renata Santos Ribeiro

Orientador: Prof. Dr. Lucas Nonato de Oliveira

RESUMO

Radiocirurgia estereotáxica cerebral é uma técnica teleterápica utilizada em tratamento de pequenas lesões tumorais no cérebro, na qual é aplicada uma única alta dose de radiação em volumes com limites definidos com o auxílio de acessórios estereotáxicos. Devido ao volume alvo pequeno e alta dose, faz-se necessário um rigoroso controle de qualidade, que deve incluir a verificação da dose aplicada no tratamento e do posicionamento, e, conseqüentemente, a necessidade da utilização de dosímetros com alta resolução espacial nas medidas em campos pequenos. Para facilitar o controle de qualidade, testes com objetos simuladores juntamente com dosímetros géis podem ser feitos com o intuito de minimizar o erro em radiocirurgia, pois permitem a verificação tridimensional da dose aplicada. O dosímetro Fricke Xilenol Gel foi inserido em um objeto simulador de cabeça construído especialmente para este estudo e submetido a um tratamento de radiocirurgia planejado no sistema Brain Scan[®]. No primeiro teste foi aplicada a dose 20 Gy em um volume alvo de 6,96 cm³. Foram utilizadas imagens tomográficas para avaliação do sinal dosimétrico que apresentaram baixa sensibilidade na leitura, não permitindo a identificação das doses absorvidas. No segundo teste, foi aplicada a dose de 22,58 Gy em um volume alvo de 3,92 cm³. Foram utilizadas imagens de ressonância magnética (RM) para avaliação do sinal dosimétrico, que apresentaram resultados satisfatórios na variação da intensidade do sinal de RM, permitindo verificar que, a diferença entre a dose planejada no software Brain Scan[®] e a dose recebida no alvo, encontram-se dentro de variação de 5% estabelecido pela Agência Internacional de Energia Atômica (IEAE).

Palavras-Chave: Radiocirurgia Estereotáxica, Fricke Xilenol Gel, Controle de Qualidade

Title: Evaluation of the Fricke xyleneol gel dosimeter in planning stereotactic radiosurgery.

Author: Renata Santos Ribeiro

Adviser: Dr. Lucas Nonato de Oliveira

ABSTRACT

The technique of brain stereotactic radiosurgery is used for the treatment of small lesions in the brain. This technique applies with the aid of stereotactic accessories a high single dose of radiation in a volume with defined limits. Due to the small volume and high dose, a strict quality control is necessary. This quality control should take into account the verification of applied dose and the positioning. Therefore, it is necessary to use dosimeters with a high spatial resolution for the measurement in small fields. To facilitate the quality control, tests with phantoms and gel dosimeters can be performed. The use of phantoms and gel dosimeters allow a three-dimensional scan of the applied dose. The aim of such tests is to minimize errors during radiosurgeries. In this study the Fricke xyleneol gel dosimeter was inserted into a head phantom, which was designed for this study. With the prepared phantom, the planned radiosurgery treatment was carried out. The planning was done with the software Brain Scan[®]. In the first test, a dose of 20 Gy in a target volume of 6.96 cm³ was applied. To evaluate the dosimetric signal, computed tomography images were used. The images showed a low sensitivity. Therefore, it was not possible to identify the absorbed doses. In the second test, a dose of 22.58 Gy in a target volume 3.925 cm³ was applied and magnetic resonance (MR) images were used. The obtained results were satisfactory and showed a variation of the intensity of the MR signal. Allowing to check the difference between planning and dose received in the target is within the range of 5% set by International Atomic Energy Agency (IEAE).

Keywords: Stereotactic Radiosurgery, Fricke Xyleneol Gel, Quality Control

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Representação do efeito fotoelétrico (MENDONÇA, 2015).	5
Figura 2	Representação do efeito Compton. (MENDONÇA, 2015).....	6
Figura 3	Representação da formação de pares (MENDONÇA, 2015).....	7
Figura 4	Regiões de predominância dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares (JOHN, et al., 1983).	7
Figura 5	Colocação do arco estereotáxico no paciente (CALDEIRA, et al., 2009).	8
Figura 6	Esquema de funcionamento do equipamento Gamma Knife (LUNDGREN, 2011).	10
Figura 7	Componentes do LINAC com indicação dos movimentos (MENDONÇA, 2015).	11
Figura 8	Componente do Cyber Knife (14No).	12
Figura 10	Reação de obtenção do polimetilmetacrilato (Rede OMNIA).	22
Figura 11	Preparação do molde utilizado na fabricação do OS.....	23
Figura 12	Fabricação do OS de cabeça em PMMA. (PRÓPRIA, 2014/ 2015).....	24
Figura 13	Objeto simulador fabricado em PMMA a partir de manequim feminino utilizado neste trabalho (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	24
Figura 14	Referência anatômica provenientes da ICRU-48 (ICRU, 1992).	25
Figura 15	Preparação do FXG.	27
Figura 16	Objeto simulador após o posicionamento da máscara estereotáxica, que foi acomodada após seu resfriamento (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	29
Figura 17	Tomografia do OS e cubetas preenchidos com o FXG antes da simulação da radiocirurgia, utilizada no planejamento (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	29
Figura 18	Planejamento da radiocirurgia 1 com o sistema de planejamento Brain Scan [®] , com 3 arcos dinâmicos (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	30
Figura 21	Planejamento da radiocirurgia 2 com o sistema de planejamento Brain Scan [®]	33
Figura 22	Arcos para aplicação da dose, radiocirurgia 2.....	34
Figura 23	Ajuste do isocentro para irradiação dos tubos de ensaio e placa de acrílico utilizada para retroespalhamento com 10 cm e placa de build up de 5 cm (PRÓPRIA, 2014/ 2015).....	36
Figura 24	Arranjo utilizado para efetuar a leitura da curva de calibração.....	37
Figura 25	Tomografia do objeto simulador e cubetas obtida antes da radiocirurgia 1 (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	38
Figura 26	Tomografia do objeto simulador e cubetas obtida após a radiocirurgia 1 (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	38
Figura 27	Ressonância Magnética dos tubos de ensaio utilizados na curva de calibração.	39
Figura 28	Análise das imagens de RM dos tubos de ensaio utilizados na curva de calibração no programa em Matlab [®]	40
Figura 29	Intensidade do sinal de RM do Fricke Xilenol Gel em função da dose (PRÓPRIA, 2014/ 2015).	41
Figura 30	Análise da imagem em RM do OS após a radiocirurgia 2 no programa em Matlab [®]	42
Figura 31	Delimitação das faixas de intensidade do sinal de RM.	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Modelos de objetos simuladores existentes no mercado e seus preços (UNIVERSAL MEDICAL).	15
Tabela 2	Medidas do OS comparado a medidas de crânio adulto feminino europeu segundo determinações do ICRU-48 (JOHN, et al., 1983).....	25
Tabela 3	Reagentes utilizados no preparo de 2,5 L de FXG.....	26
Tabela 4	Angulações do gantry e da mesa e posicionamento estereotáxico para os três arcos dinâmicos planejados.	31
Tabela 5	Angulações do gantry e da mesa e posicionamento estereotáxico para os quatro arcos dinâmicos planejados.....	35
Tabela 6	Parâmetros avaliados pelo CONAMA 430 para lançamento de efluentes em esgoto doméstico e resultados obtidos nas análises físico-químicas do FXG (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2004).....	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
AX	Alaranjado de xilenol
BEV	Beams Eye View
BYD	Diâmetro bizigomático
E	Energia cinética
FOV	Field of View
FXG	Fricke Xilenol Gel
GOD	Diâmetro occipital
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IRM	Imagem por ressonância magnética
IR-TSE	Inversion Recovery Turbo Spin Echo
LINAC	Acelerador linear
MCD	Diâmetro cranial
MFD	Diâmetro frontal máximo
MS	Matrix Size
NSA	Number of Signals Averaged
OS	Objeto simulador
pH	Potencial hidrogeniônico
PMMA	Polimetilmetacrilato
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância magnética
SIL	Sinal de indução livre
TC	Tomografia computadorizada
TE	Tempo de eco
THK	Slice Thickness
TR	Tempo de repetição
USD	Dólar dos Estados Unidos
Z	Número atômico

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Símbolo de grau
°C	Grau Celsius
cm ²	Centímetro quadrado
cm ³	Centímetro cúbico
g	Gramma
g/cm ³	Gramma por centímetro cúbico
Gy	Gray
kg	Quilograma
L	Litro
MeV	Mega elétron-volt
MHz	Mega hertz
mL	Mililitros
mm	Milímetro
mm ³	Metro cúbico
ms	Milissegundos
MV	Mega volt

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Considerações Iniciais	1
1.2	Objetivo Geral	2
1.2.1	Objetivos Específicos	2
2	Fundamentos Teóricos.....	4
2.1	Radiação ionizante.....	4
2.1.1	Dose absorvida (gray).....	4
2.1.2	Interações de Fótons com a Matéria	5
2.1.2.1	Efeito Fotoelétrico	5
2.1.2.2	Efeito Compton.....	6
2.1.2.3	Produção de Pares.....	6
2.1.3	Importância Relativa dos Efeitos.....	7
2.2	Radiocirurgia	8
2.2.1	Equipamentos Utilizados em Radiocirurgia	9
2.2.1.1	Gamma Knife.....	9
2.2.1.2	Acelerador Linear	10
2.2.1.3	Cyber Knife	11
2.2.2	Planejamento da Radiocirurgia	12
2.2.3	Definição do volume alvo.....	13
2.3	Controle de Qualidade em Radiocirurgia	14
2.4	Objetos Simuladores.....	14
2.5	Dosimetria.....	15
2.5.1	Dosímetro Fricke Xilenol Gel	16
2.5.1.1	Processo de Oxidação do FXG	16
2.6	Ressonância Magnética	19
2.6.1	Processo de Relaxação T1 e T2	20
2.6.2	Imageamento por Ressonância Magnética	21
2.7	Tomografia Computadorizada com Raio-x	21
3	Materiais e métodos.....	22
3.1	Construção do Objeto Simulador de Cabeça (OS)	22
3.1.1	Preparação do Dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG).....	26
3.1.2	Experimento 1.....	28
3.1.3	Experimento 2.....	33
3.1.4	Destinação FXG.....	37
3.2	Resultados e Discussão.....	37
3.2.1	Experimento 1.....	37
3.2.2	Experimento 2.....	39
3.2.3	Caracterização e Disposição Final do Dosímetro Fricke Xilenol Gel.....	43
4	Conclusão e Considerações Finais.....	46
5	Referências	49

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A radiocirurgia cerebral estereotáxica consiste na aplicação única de alta dose de radiação em um volume intracraniano pequeno e bem definido, delimitado por meio de um acessório de localização estereotáxico que é fixado no crânio do paciente. Imagens de tomografia, ressonância magnética nuclear e angiografia permitem a localização da lesão tumoral nos três planos perpendiculares interseptantes: sagital, coronal e axial, ou, transversal. As imagens obtidas do paciente são transferidas para o *software* de planejamento, onde são sobrepostas recriando no plano tridimensional (3D), a estrutura cranial em estudo, permitindo a simulação da aplicação da dose no alvo a ser tratado, a verificação da dose recebida nas áreas sadias e análise da proximidade do alvo a áreas de risco (HAN, et al., 2011; CALCINA, 2006; NOVOTNÝ, et al., 2002; CHIN, et al., 2008; SANCHEZ, 2012; ROSS, et al., 2011; IAEA, 2000; CARDOSO, 2012; SCHELL, et al., 1995).

Em radiocirurgias as áreas tratadas são extremamente pequenas e recebem altas doses de radiação, portanto, um erro pode causar danos irreparáveis ou até mesmo a morte do paciente. Logo, faz-se necessário um rigoroso controle de qualidade nas doses administradas. Para um efetivo controle de qualidade é necessário a realização de simulações do tratamento, que devem ser executadas seguindo os mesmos parâmetros do tratamento realizado em pacientes. Nas simulações de radiocirurgia, deve-se utilizar objeto simulador (OS) de cabeça apropriado para o tipo de técnica empregada, estes podem ser geométricos (cubos, cilindros, caixas, antropomórficos) ou virtuais, porém, ambos devem ser semelhantes ao corpo humano. No controle de qualidade da radiocirurgia, as distribuições de doses calculadas e medidas devem ser determinadas em condições idênticas ao aplicado no paciente, este fato é considerado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) que estabelece que a variação entre a dose planejada e a dose entregue, seja de $\pm 5\%$ porém na prática hospitalar esta variação é de até $\pm 3\%$ (CALCINA, 2006; NOVOTNÝ, et al., 2002; IAEA, 2000; CARDOSO, 2012; SCHELL, et al., 1995).

Dentre os dosímetros, o Fricke Xilenol Gel (FXG) destaca-se por apresentar características como: reprodutibilidade, sensibilidade, similaridade com o tecido cerebral possuindo densidade de $1,050 \text{ g/cm}^3$, número atômico efetivo de 7,75 valores estes próximos aos reais e linearidade com a dose absorvida entre 0,5 a 30 Gy. O fundamento de sua aplicação consiste no fato da energia ionizante absorvida oxidar os íons ferrosos (Fe^{+2})

em íons férricos (Fe^{+3}) formando o complexo $\text{Fe}^{+3}-\text{OX}$, o qual é proporcional a dose absorvida. O FXG tem apresentado resultados satisfatórios aplicado em: medidas de pequenos campos, radioterapia, técnica fotoacústica, betaterapia, controle de qualidade e radiodiagnóstico (SANCHEZ, 2012; BERO, et al., 2001; BERO, et al., 2000; OLIVEIRA, 2007; OLIVEIRA, et al., 2007; SAMPAIO, et al., 2009; OLIVEIRA, et al., 2009; OLIVEIRA, et al., 2009; CALCINA, et al., 2007; OLIVEIRA, 2012) (PIRANI, et al., 2013).

Para a determinação da quantidade de radiação absorvida pelo dosímetro FXG tem sido utilizada a técnica de espectrofotometria, devido principalmente ao baixo custo, porém, esta técnica permite apenas a avaliação bidimensional (2D). Para verificações em três dimensões é necessário que os métodos de leitura suportem a formação da imagem em 3D, como a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM) (VERGOTE, 2005; HILTS, et al., 2004; SVENSSON, et al., 2013).

O objetivo desta pesquisa foi fabricar um objeto simulador (OS) de cabeça a baixo custo, utilizar este OS em simulação de radiocirurgia, a fim de, verificar a viabilidade da utilização do dosímetro FXG em medidas de controle de qualidade em radiocirurgia, em comparação ao *software* de planejamento Brain Scan[®]. Uma análise da disposição final do FXG foi realizada com o objetivo de amenizar os resíduos sólidos em grandes volumes, como aqueles utilizados no controle de qualidade da radiocirurgia.

No Capítulo 2 são apresentados os fundamentos teóricos utilizados no desenvolvimento deste trabalho. O Capítulo 3 apresentam-se os materiais utilizados e as metodologias empregadas para a construção do objeto simulador de cabeça, fabricação do dosímetro Fricke Xilenol Gel, leitura do sinal dosimétrico utilizando tomografia computadorizada e ressonância magnética. No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos na avaliação do dosímetro em planejamento de radiocirurgia estereotáxica e a disposição final do Fricke Xilenol Gel. O Capítulo 5 traz a conclusão e considerações finais.

1.2 OBJETIVO GERAL

Pesquisar a viabilidade do dosímetro Fricke Xilenol Gel em planejamento de radiocirurgia estereotáxica.

1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir um objeto simulador de cabeça de baixo custo;

- Simular através do dosímetro Fricke Xilenol Gel e OS o procedimento de radiocirurgia;
- Validar a utilização de FXG como simulador humano em radiocirurgia;
- Comparar os resultados obtidos do FXG simulado ao planejamento realizado no software Brain Scan®;
- Verificar a dosagem de radiação recebida nas áreas próximas à localização do alvo;
- Investigar o uso de Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) para a realização das leituras do sinal dosimétrico;
- Caracterizar os resíduos gerados;
- Destinar os resíduos de acordo com o determinado na legislação vigente.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Seguem nos tópicos abaixo, os fundamentos teóricos utilizados no desenvolvimento deste trabalho.

2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

Radiação ionizante são ondas ou partículas eletromagnéticas de alta energia capazes de desencadear ionizações de partículas da matéria e podem ser classificadas como diretamente ou indiretamente ionizantes, dependendo da forma de interação e do seu potencial de ionização. Os efeitos biológicos da radiação dependem da quantidade da intensidade da radiação incidente e da natureza do material com a qual estão interagindo (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009; COY, et al., 1995).

Radiações diretamente ionizantes, consistem em todas as partículas carregadas que produzem ionizações ao perder energia, como exemplo: as partículas alfa e beta, prótons, elétrons e íons pesados. Estas partículas, depositam energia no meio por intermédio de interações Coulombianas diretas entre a partícula carregada diretamente ionizante e os elétrons orbitais dos átomos do meio. As radiações indiretamente ionizantes compreendem as partículas neutras (nêutrons) e os fótons (raios X e radiação gama), no qual a energia é transmitida para a matéria, por meio das ionizações produzidas pelas partículas carregadas secundárias, geradas pela radiação primária. A energia é depositada na matéria em duas etapas. Na primeira, a partícula carregada é liberada no meio, e, na segunda, as partículas carregadas liberadas depositam energia no meio por intermédio de interações Coulombianas diretas com elétrons orbitais dos átomos do meio (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009; COY, et al., 1995; BARBOSA, 2010; FILHO, 2012).

2.1.1 DOSE ABSORVIDA (GRAY)

Dose absorvida é a utilizada para quantificar não somente a energia depositada através dos efeitos produzidos pela interação dos raios X e gama com a matéria, mas também, a energia depositada pelos feixes de elétrons de alta energia, partículas alfa e partículas beta. A relação que define dose absorvida é:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (1.1)$$

Onde de é a energia e dm é a unidade massa considerada. A unidade da dose absorvida no sistema internacional é Gray (Gy). (ATTIX, et al., 1966; JOHN, et al., 1983)

2.1.2 INTERAÇÕES DE FÓTONS COM A MATÉRIA

A probabilidade de ocorrência de um dos processos de interação de fótons com a matéria está relacionada entre a energia do fóton, o número atômico e a densidade do meio. Desta forma, o fóton pode interagir com o átomo inteiro, com o núcleo atômico ou com um elétron em órbita. Como foram utilizados apenas irradiações com fótons neste trabalho, segue abaixo a descrição resumida dos principais fenômenos de interação de fótons com a matéria (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009; COY, et al., 1995).

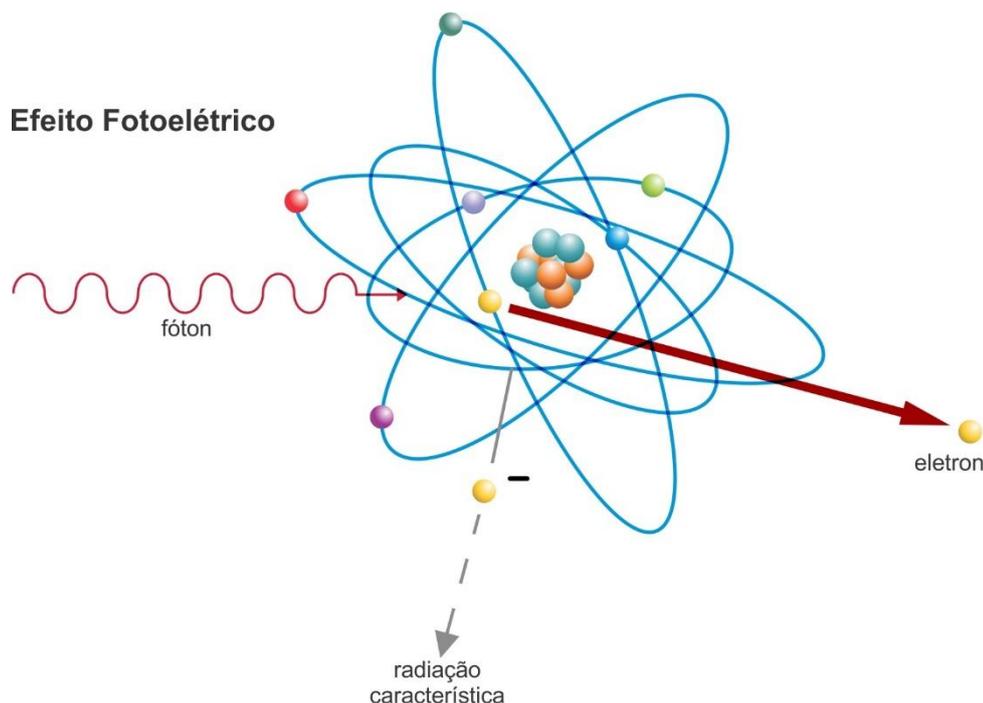
2.1.2.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico caracteriza-se pela interação entre um fóton e um elétron fortemente ligado ao núcleo do átomo. Nesta interação, o fóton é completamente absorvido e o elétron orbital é ejetado com energia cinética (E_k), o elétron orbital ejetado é chamado fotoelétron, definido pela relação:

$$E_k = h\nu - E_b \quad (1.2)$$

Onde: $h\nu$ é energia do fóton incidente e E_b é energia de ligação do elétron. A Figura 1 mostra a interação de um fóton com um elétron orbital da camada K de um átomo. A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para baixas energias de até 0,5 MeV e elementos químicos com elevado número atômico (Z), o aumento da energia reduz a probabilidade de sua ocorrência (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009; COY, et al., 1995)

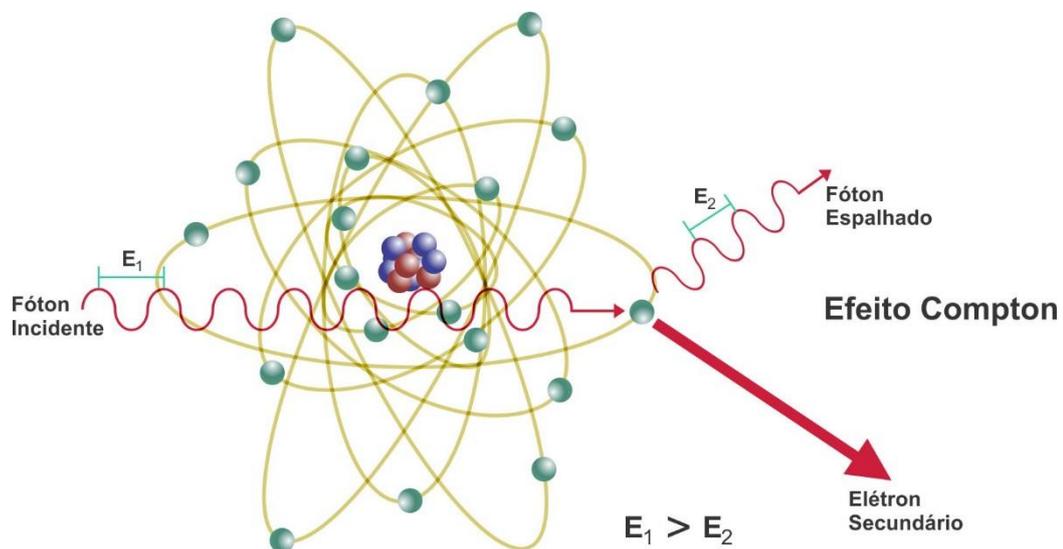
Figura 1 Representação do efeito fotoelétrico (MENDONÇA, 2015).



2.1.2.2 EFEITO COMPTON

O efeito Compton ocorre quando o fóton interage com um elétron periférico do átomo, a energia do fóton incidente é muito maior que a energia de ligação do elétron em órbita. Como resultado da interação, outro fóton de energia inferior ao do fóton incidente é produzido e o elétron, originalmente estacionário, entra em movimento com energia E , este elétron é chamado de elétron de recuo. O fóton resultante poderá seguir e provocar outras interações semelhantes. O efeito Compton pode ocorrer sob energias de aproximadamente 1 MeV, com aumento da energia do fóton há a redução na probabilidade de deste efeito (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009; COY, et al., 1995). A Figura 2 ilustra este processo.

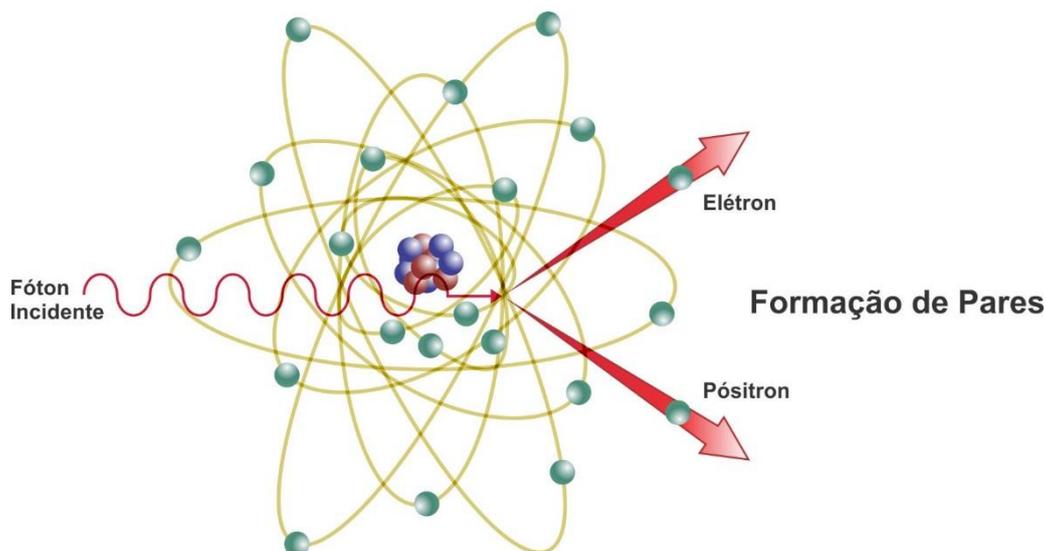
Figura 2 Representação do efeito Compton. (MENDONÇA, 2015)



2.1.2.3 PRODUÇÃO DE PARES

A produção de pares ocorre através da interação do fóton com o campo elétrico do núcleo do átomo. Nesta interação, toda a energia do fóton é transformada num par elétron-pósitron, que vai perdendo a energia cinética adquirida via excitação e ionização. Este efeito ocorre quando fótons de energia maior ou igual a 1,022 MeV passam próximos a núcleos de número atômico elevado. A radiação incidente interage com o núcleo transformando-o em duas partículas, o par elétron-pósitron. A Figura 3 ilustra este processo (CALCINA, 2006; IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009).

Figura 3 Representação da formação de pares (MENDONÇA, 2015).

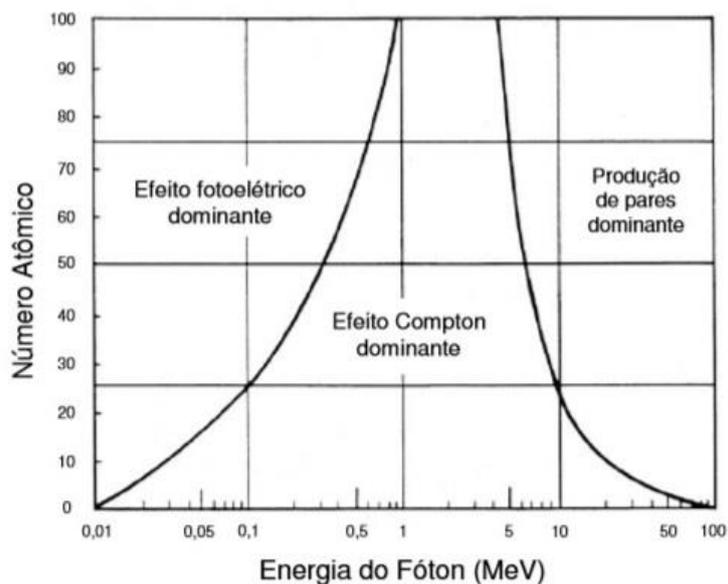


O pósitron, após ser criado, perde sua energia no meio e após interação com algum elétron desencadeia a aniquilação de ambos, originando radiação gama (COY, et al., 1995).

2.1.3 IMPORTÂNCIA RELATIVA DOS EFEITOS

A importância relativa do Efeito Fotoelétrico, Efeito Compton e Produção de Pares está relacionada à energia do fóton incidente e ao número atômico da matéria. A Figura 4 apresentada às regiões de número atômico da matéria e energia do fóton incidente em que cada interação predominante.

Figura 4 Regiões de predominância dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares (JOHN, et al., 1983).



Conforme pode-se verificar o efeito fotoelétrico é predominante em baixas energias (aproximadamente 1 Mev), o efeito Compton predomina em energias

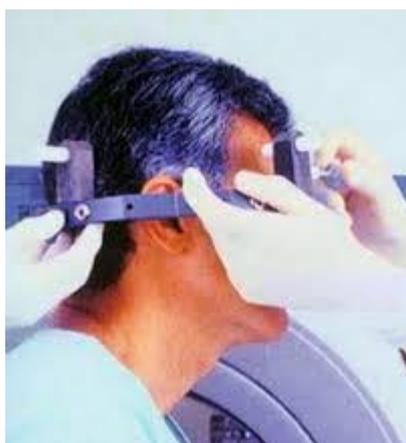
intermediárias e a produção de pares em energias altas. Para materiais com baixo número atômico como carbono, ar, água e tecido humano há a predominância do efeito Compton (CALCINA, 2006; IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983; CAVINATO, 2009).

2.2 RADIOCIRURGIA

A radiocirurgia cerebral estereotáxica é uma técnica de radioterapia não invasiva aplicada em pequenos volumes de tecido patológico intracranianos, malignos ou benignos, como: neurinoma do acústico, melanoma, meningioma, malformações arteriovenosas, entre outros que utiliza a administração de alta dose de radiação aplicada de uma só vez através de múltiplos feixes de fótons colimados e dirigidos para o isocentro da lesão. Os diâmetros dos campos do tratamento geralmente medem em torno de 5 a 40 mm, e, a dose aplicada no alvo definida pelo médico inicia-se em torno de 10 Gy, em tratamento de meningioma, utiliza-se doses de 9 Gy a 25 Gy (CALCINA, 2006; NOVOTNÝ, et al., 2002; CHIN, et al., 2008; SANCHEZ, 2012; ROSS, et al., 2011; CARDOSO, 2012; GUIMARÃES, et al., 2008).

A localização da lesão tumoral é realizada através do uso de um acessório ou marco estereotáxico que é fixado no crânio do paciente, conforme ilustrado na Figura 5. Após a fixação deste acessório, o paciente é submetido aos exames diagnósticos de tomografia computadorizada, ressonância magnética nuclear e angiografia. As imagens obtidas nestas técnicas permitem determinar a localização do alvo com referência nos planos sagital, coronal e axial, ou, transversal, além de permitirem a descrição precisa do volume do tecido afetado. Estas imagens são transferidas para o *software* de planejamento, onde são sobrepostas, permitindo a reconstrução tridimensional (3D) da região a ser tratada. São feitas simulações da distribuição das doses de radiação, do volume alvo que receberá, bem como das estruturas sadias (CALCINA, 2006; NOVOTNÝ, et al., 2002; CHIN, et al., 2008; SANCHEZ, 2012; ROSS, et al., 2011; CARDOSO, 2012).

Figura 5 Colocação do arco estereotáxico no paciente (CALDEIRA, et al., 2009).



Dentre as principais vantagens deste tratamento pode-se citar: a alta conformidade da dose aplicada, minimização da dose em tecidos saudáveis, aplicação única, redução dos efeitos colaterais no paciente e redução do tempo de internação (COY, et al., 1995; BARBOSA, 2010).

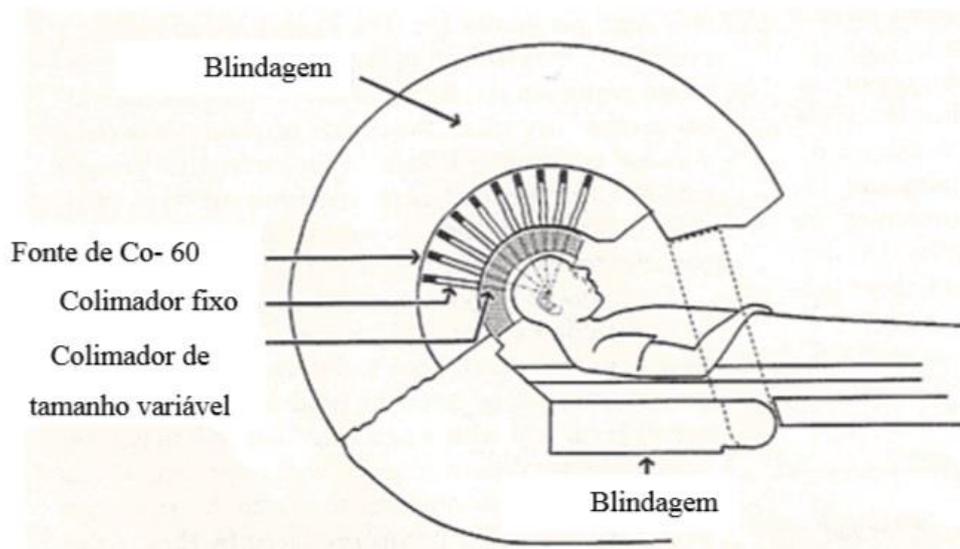
2.2.1 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS EM RADIOCIRURGIA

Os principais equipamentos utilizados em radiocirurgia são: *Gamma Knife* na qual a irradiação por raios gama é gerada por múltiplas fontes do elemento Cobalto-60, Acelerador Linear (LINAC) no qual a irradiação é obtida por raios-X e os Cyberknife em que a irradiação é obtida por raios-x, assim como no LINAC (CASTRO, et al., 2006; CHIN, et al., 2008).

2.2.1.1 GAMMA KNIFE

Gamma Knife foi o primeiro equipamento desenvolvido especificamente para radiocirurgia estereotáxica. Em 1967, ano da sua criação, ele era composto por 179 fontes de Cobalto-60, formando feixes convergentes e distribuídos de forma a produzir um volume de radiação com geometria esférica. Atualmente este equipamento possui 201 fontes de Cobalto-60 distribuídas isocentricamente de forma convergente, estas fontes são supridas por quatro capacetes contendo 201 orifícios que projetam todos os feixes de irradiação a um mesmo isocentro localizado a 40 cm do ponto focal. As aberturas dos colimadores são circulares de diâmetros de 4, 8, 14 e 18 mm, a mesa de tratamento pode ser movimentada por um sistema hidráulico ou elétrico e os colimadores secundários (capacetes) são providos de sistema de transporte específico para serem acoplados à mesa. A meia-vida do Cobalto-60 é de 5,27 anos, o que torna necessário a substituição periódica das fontes para manter o tempo do tratamento adequado, já que este fica gradualmente mais longo. A Figura 6 ilustra o esquema de funcionamento do Gamma Knife (BARBOSA, 2010; LUNDGREN, 2011).

Figura 6 Esquema de funcionamento do equipamento Gamma Knife (LUNDGREN, 2011).



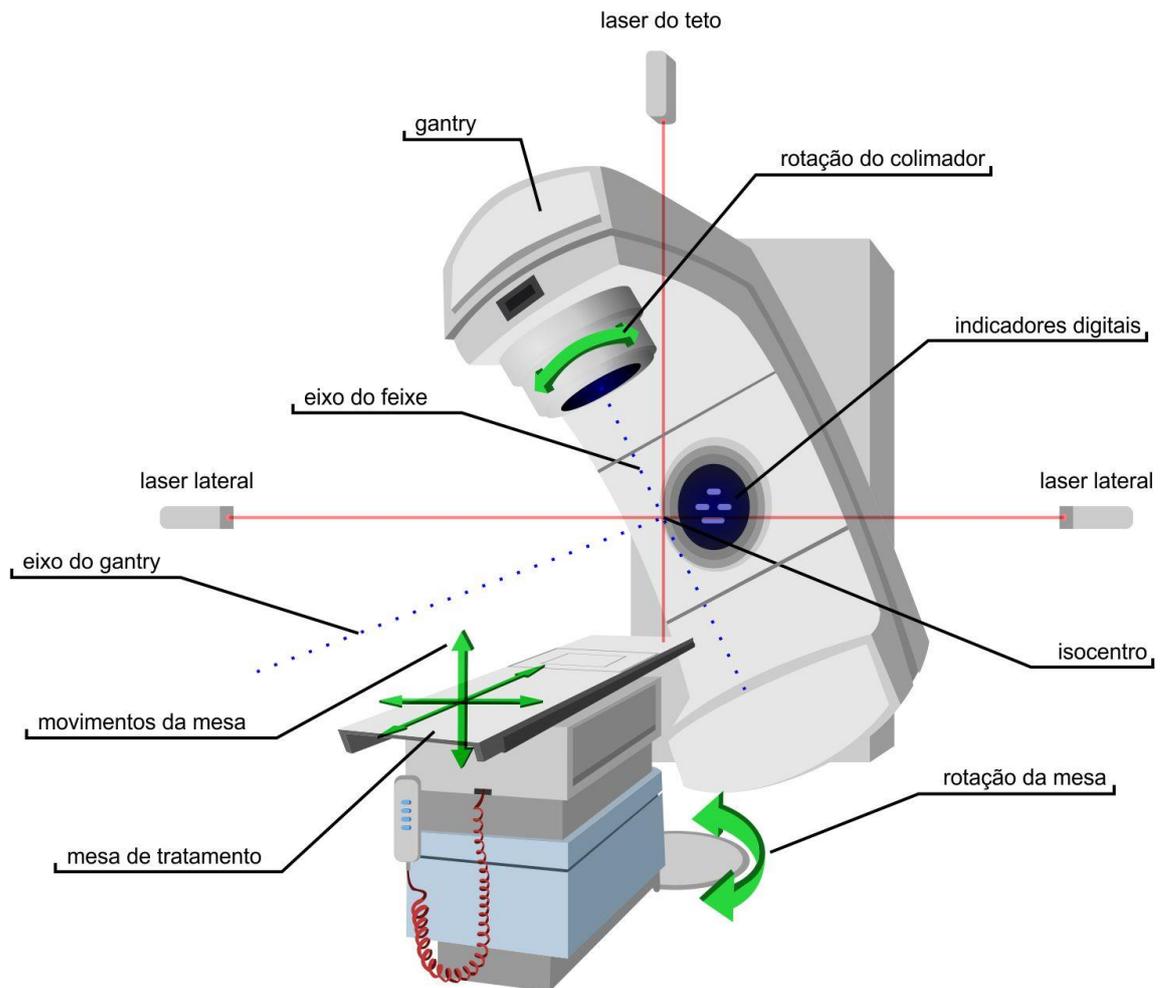
2.2.1.2 ACELERADOR LINEAR

No acelerador linear (LINAC), o feixe de raios X é produzido pela colisão dos elétrons acelerados no tubo de microondas com o alvo. O potencial de aceleração do tubo determina a máxima energia do fóton, variando de 4 a 25 MeV. Estes equipamentos são montados geralmente isocentricamente e seus principais componentes são:

- Gerador de radiação- encerrado num cabeçote de chumbo (alvo constituído de material de número atômico);
- Gantry - braço mecânico capaz de executar movimentos de rotação ao redor do paciente em um círculo completo;
- Colimadores -definem o tamanho e a forma do campo de radiação, são colocados na saída do cabeçote;
- Suporte (apoio) do gantry;
- Gabinete modulador;
- Conjunto para suporte do paciente ou mesa de tratamento móvel;
- Sistema de posicionamento a base de feixe de laser definem o posicionamento de paciente, a distância entre a fonte e o paciente e simulam o tamanho do campo de radiação;
- Indicadores digitais- indicam a angulação do gantry, dimensões do campo no isocentro, ângulo de rotação da mesa, etc.

A Figura 7 apresenta os componentes do Acelerador Linear e indica os movimentos possíveis.

Figura 7 Componentes do LINAC com indicação dos movimentos (MENDONÇA, 2015).



As técnicas utilizadas para a realização de radiocirurgia cerebral estereotáxica utilizando o LINACs são: múltiplos arcos convergentes não coplanares, radiocirurgia estereotáxica dinâmica e rotação cônica. Na técnica de múltiplos arcos convergentes não coplanares, a mesa de tratamento com o paciente permanece imóvel, enquanto o gantry se move conforme os arcos desejados. Cada arco corresponde a uma posição estacionária diferente da mesa de tratamento. Na técnica de radiocirurgia estereotáxica dinâmica tanto o gantry quanto o paciente se movem simultaneamente durante o tratamento. Na técnica de rotação cônica o paciente gira em torno da mesa de tratamento, enquanto o gantry permanece imóvel durante a entrega da dose (BARBOSA, 2010; LUNDGREN, 2011). Neste trabalho utilizou-se a técnica de radiocirurgia estereotáxica dinâmica.

2.2.1.3 CYBER KNIFE

CyberKnife é constituído por um pequeno acelerador linear com um braço robótico e por um sistema de imagem que realiza o alinhamento do feixe de radiação com o alvo de tratamento. Nesta técnica de radiocirurgia não há o uso do aro estereotáxico pois este equipamento utiliza-se de um sistema de terapia guiada por imagem que são obtidas em tempo real. Imagens de raio-x são geradas e comparadas com radiografias digitalmente

reconstruídas a partir da informação anatômica tridimensional, proveniente de um conjunto de imagens tomográficas abrangendo a região tratada. A Figura 8 apresenta os principais componentes do *Cyber Knife*.

Figura 8 Componente do Cyber Knife (14No).



2.2.2 PLANEJAMENTO DA RADIOCIRURGIA

A primeira etapa do planejamento da radiocirurgia consiste na avaliação do tamanho do volume alvo e o número de campos (arcos) necessários para a cobertura total do alvo. Cada modalidade de radiocirurgia tem os seus próprios parâmetros de planejamento, em aceleradores lineares são avaliados: diâmetro dos colimadores, intervalos de rotação do cabeçote às múltiplas posições da mesa do aparelho, peso diferencial de dose por intervalo de rotação e o alvo do tratamento.

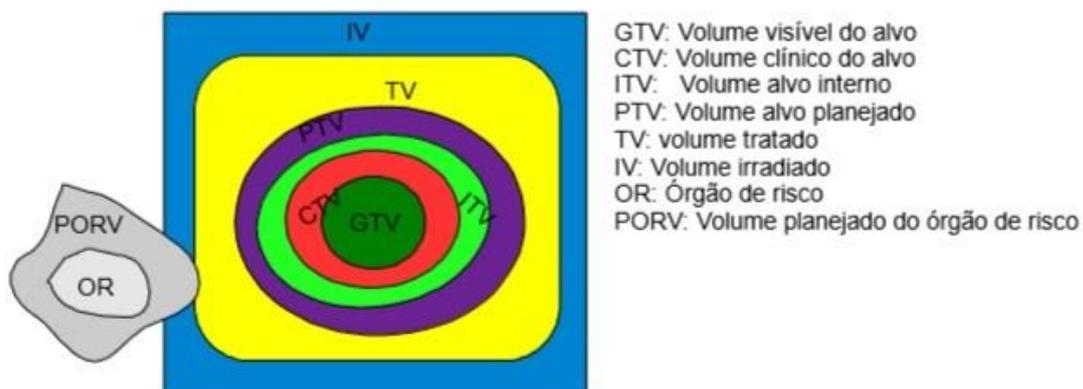
Os *softwares* de planejamento são alimentados com os dados da dosimetria do feixe de radiação e imagens provenientes das técnicas de tomografia computadorizada, ressonância magnética e angiografia possuindo como funções básicas: a capacidade de reconstrução e visualização das estruturas, isodoses e histograma de dose-volume e algoritmo de cálculo tridimensional para o método de arcos convergentes. Os principais *softwares* de planejamento são: *X-knife*® e o *BrainScan*®. Neste trabalho utilizou-se o *software BrainScan*® para fazer o planejamento das radiocirurgias executadas.

A ferramenta *Beams Eye View* (BEV) permite a visualização dos arcos empregados no planejamento computadorizado da radiocirurgia e a verificação das estruturas anatômicas alcançadas por estes arcos, o que permite a proteção das estruturas sadias localizadas próximas ao alvo garantindo assim maior segurança (LUNDGREN, 2011).

2.2.3 DEFINIÇÃO DO VOLUME ALVO

A definição do volume alvo e dos órgãos de risco é um processo complexo em que todas as informações de ferramentas de imagens e clínicas são consideradas. O GTV (do inglês *Gross tumor volume*) é definido como extensão visível do crescimento tumoral. O CTV (do inglês *clinical target volume*) engloba o GTV com uma margem adicional para qualquer extensão microscópica maligna possível do tumor primário. O PTV (do inglês *planning target volume*) é uma definição do volume que leva em conta o efeito de todas as variações geométricas tais como: movimentos de órgãos ou incertezas da sua posição com a finalidade de assegurar que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV. O TV (do inglês *treatment volume*), é o volume de tecido delimitado por uma superfície de isodose que representa a dose proposta para atingir o tratamento, em geral corresponde a uma isodose de 95%. O IV (do inglês *irradiated volume*) é o volume de tecido que é irradiado com uma dose considerada significativa em relação à tolerância do tecido normal, não havendo uma dose mínima para se relatar, pois dependerá de cada situação. Os órgãos de risco (OR, do inglês *organ at risk*), são delineados e incluídos no planejamento do tratamento para diminuir as complicações nos tecidos normais a partir da verificação de que a dose nos tecidos sadios não ultrapasse a dose de tolerância dos mesmos. Assim, como para o CTV, também foi definido para o órgão de risco um volume de planejamento que leva em conta sua movimentação e posição dentro do paciente denominado PORV (do inglês *planning organs at risk volume*). Na figura 9 encontra-se uma representação das definições destes volumes (BARBOSA, 2010)

Figura 9 Representação dos volumes alvos e órgão de risco (BARBOSA, 2010).



2.3 CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA

Por trabalhar com áreas extremamente sensíveis, onde o erro pode causar sérios danos à saúde, ou até mesmo a morte do paciente, é necessário um rigoroso controle de qualidade no tratamento radiocirúrgico. Este controle deve ser composto de ações que garantam a conformidade entre a prescrição clínica e a administração ao paciente em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima da equipe que administra o tratamento e as verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento. Existem protocolos e recomendações que orientam a conduta a ser adotada e os requisitos mínimos para que seja estabelecido um bom programa de qualidade, nestes são apresentados os testes, a frequência de suas realizações e os limites aceitáveis (BARBOSA, 2010).

Os protocolos de controle de qualidade em radiocirurgia estão baseados no controle de qualidade do equipamento, do sistema de planejamento e do processo clínico. Os parâmetros essenciais que devem ser minuciosamente verificados para uma avaliação precisa de todas as possíveis fontes de incerteza, são:

- Precisão na fixação do anel estereotáxico no crânio do paciente;
- Precisão espacial na localização da lesão (alvo) e a posição central do alvo pelo uso das técnicas de aquisição de imagens tridimensionais, em termos das coordenadas estereotáxicas, a partir das coordenadas da imagem;
- Precisão no posicionamento do paciente (posicionar o alvo no isocentro na unidade de tratamento através dos lasers);
- Verificar se a distribuição da dose liberada no paciente realmente confere com a distribuição da dose calculada e planejada, incluindo a sua localização espacial referente ao isocentro.

Para a realização de testes, com o intuito de verificar se a entrega da dose prescrita está de acordo com o planejado, o relatório AAPM TG 42 sugere a utilização de alvos e detectores de radiação dentro de objetos simuladores de cabeça geométrico ou antropomórfico que deverá ser submetido as mesmas condições que o paciente (CALDEIRA, et al., 2009; ICRU, 1992).

2.4 OBJETOS SIMULADORES

Os objetos simuladores são estruturas físicas ou virtuais utilizadas para simular e estudar o comportamento das radiações ionizantes nos tecidos biológicos, possibilitando as estimativas

da qualidade de imagens médicas da dose absorvida no paciente, e, a realização de controle de qualidade em equipamentos. Os objetos físicos devem ser construídos com materiais equivalentes aos tecidos humanos e podem ser constituídos de um único tecido equivalente (homogêneos), ou, por um conjunto de tecidos equivalentes que reproduzam com precisão órgãos específicos (heterogêneos). Podem ser geométricos (em forma de cubos ou caixas) ou antropomórficos (na forma semelhante ao corpo humano) (BARBOSA, 2010; FILHO, 2012).

Atualmente, existem no mercado, modelos de objetos simuladores antropomórficos cujo custo é bastante elevados. Na Tabela 1 são apresentados alguns destes modelos.

Tabela 1 Modelos de objetos simuladores existentes no mercado e seus preços (UNIVERSAL MEDICAL).

Objeto Simulador	Preço (USD)
<i>Radiosurgery Head Phantom</i>	9.016,00
<i>RSD Male ART and Neck</i>	8.495,00
<i>RSD Head Phantom for Stereotactic Surgery</i>	5.000,00

Os objetos citados acima, além de ter o custo elevado, possuem apenas fatias com espaços para que sejam inseridos os dosímetros. Como este estudo teve como objetivos a avaliação em 3D da dose recebida no alvo, nas regiões circunvizinhas e a utilização do dosímetro Fricke Xilenol Gel, foi necessário a construção de um objeto simulador de cabeça que permitisse a inserção de dosímetro gel em todo crânio.

2.5 DOSIMETRIA

A dosimetria das radiações refere-se a medição da dose absorvida ou da taxa de dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Para efetuar essa medição utiliza-se dosímetros, que são dispositivos, instrumentos ou sistemas capazes de quantificar ou avaliar a dose absorvida no seu sensor que é diretamente proporcional a quantidade de radiação que foi absorvida (CAVINATO, 2009).

Os dosímetros podem ser físicos ou químicos, dentre os físicos podemos citar: calorímetro, câmaras de ionização e semicondutores. Já os dosímetros químicos podem ser encontrados nos estados sólido, líquido e gasoso, como exemplo temos: Fricke Xilenol Gel, vidros, óxido de nitrogênio, soluções radiocrômicas, dentre outros.

2.5.1 DOSÍMETRO FRICKE XILENOL GEL

O dosímetro químico Fricke Xilenol Gel (FXG) tem sido efetivo método para medir e mapear as distribuições espaciais de dose absorvida. A energia ionizante absorvida pelo FXG oxida os íons ferrosos (Fe^{+2}) em íons férricos (Fe^{+3}). Esta oxidação pode ser avaliada pela técnica de imageamento por ressonância magnética, na qual a concentração de íons Fe^{+3} é possível pela observação das mudanças nas propriedades magnéticas da solução que acompanham a mudança no estado de valência (CALCINA, 2006; CAVINATO, 2009; BARBOSA, 2010; CALDEIRA, et al., 2009; GORE, et al., 1984).

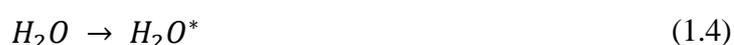
Comparando o dosímetro Fricke Xilenol Gel com outros métodos de dosimetria, suas vantagens são as seguintes: fácil de preparar, moldável em qualquer forma e tamanho desejáveis, equivalência ao tecido em um amplo intervalo de energias de fótons, aplicável em imageamento tridimensional, não é tóxico, e, é completamente não destrutivo, não evasivo. Este dosímetro apresenta algumas desvantagens: a oxidação natural e contínua dos íons de Fe^{+3} presentes na solução, a difusão dos íons Fe^{+3} na matriz gel a qual impede a obtenção de uma imagem com boa nitidez se passadas muitas horas após a irradiação da solução dosimétrica, e, o fato do dosímetro não ser reutilizável (CAVINATO, 2009). Estas desvantagens vêm sendo pesquisadas. Tanto o coeficiente de difusão e quanto a oxidação natural têm apresentado resultados de forma que o sinal dosimétrico seja reparado após a irradiação (OLIVEIRA, 2007; OLIVEIRA, et al., 2009; OLIVEIRA, 2012; CALDEIRA, et al., 2009).

2.5.1.1 PROCESSO DE OXIDAÇÃO DO FXG

Como o FXG possui como componente principal a água, o resultado de sua interação com a energia ionizante é a radiólise da água, que é a responsável pelo desencadeamento dos processos de oxidação característicos do gel. As etapas da radiólise e oxidação do FXG encontram-se descritas abaixo.

a) 1ª Etapa - Estágio Físico

A radiólise da água consiste no processo de oxidação onde são formados produtos moleculares e radicais livres, gerados pela ionização (1.3) e excitação (1.4) da água.



Ao ser excitada a molécula H_2O^* se dissocia em um átomo de hidrogênio e no radical hidroxila (1.5).



Na ionização, a molécula de água perde um elétron e gera um par de íons(1.6).



O íon H_2O^+ pode reagir com uma molécula de água vizinha e gerar produto molecular H_3O^+ e o radical OH^* (1.5).



O elétron aquoso pode voltar para a molécula original formando novamente uma molécula estável de água ou pode “reagir” com uma outra molécula vizinha, gerando um outro tipo de íon, o H_2O^+ (1.6).



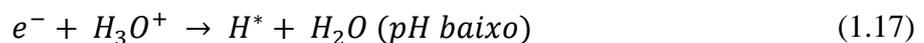
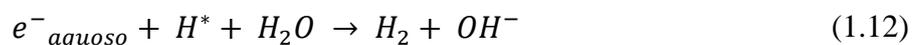
Os íons H_2O^+ e H_2O^- são instáveis e podem se dissociar em moléculas menores (1.9 e 1.10).



O resultado final da radiólise é a formação de íons H^+ e OH^- e dois radicais livres H^* e OH^* .

b) 2ª Etapa - Estágio Químico

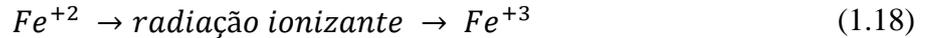
Os radicais e produtos moleculares resultantes da ionização e excitação são espécies primárias que se difundem pelo sistema reagindo com a água e entre si, resultando em espécies secundárias. As reações futuras possíveis são:



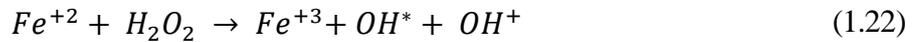
Existem em média 40 reações envolvendo várias espécies durante a radiólise da água, mas a maioria só está presente somente durante a irradiação. Dessas espécies, apenas seis são estáveis: H^+ , OH^- , H_2O , H_2 , O_2 e H_2O_2 (ROSS, et al., 1989).

c) 3ª Etapa – Mecanismo de reação

No FXG, o rendimento químico do íon férrico Fe^{+3} é obtido por processos direto ou indiretos. No processo direto a radiação retira um elétron do Fe^{+2} , porém este processo não contribui significativamente com o aumento da concentração do Fe^{+3} .



No processo indireto, a contribuição na concentração do Fe^{+3} se dá através das espécies secundárias produzidas na radiólise da água, estas espécies são: radicais Hidrogênio (H^*), radicais Hidroxila (OH^*) e as moléculas de Peróxido de Hidrogênio (H_2O_2) (FRICKE, et al., 1927; COSTA, 2011; ATTIX, et al., 1966).



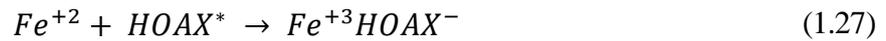
Na solução Fricke aquosa o radical hidrogênio (H^*) oxida diretamente três íons ferrosos através das reações (1.20), (1.22) e (1.23), o peróxido oxida duas vezes, uma diretamente (1.22) e outra indiretamente (1.23), a hidroxila só oxida uma vez diretamente (1.23), assim o valor do $G(Fe^{+3})$ é dado pela soma das três contribuições (1.24).

$$G(Fe^{+3}) = 3G(H^*) + 2G(H_2O_2) + G(OH^*) \quad (1.24)$$

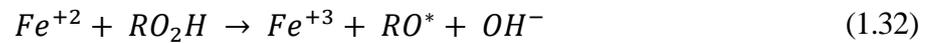
Na solução FXG, as espécies formadas pela radiólise da água não são alteradas com a presença da gelatina e do Alaranjado de Xilenol (AX), porém, estes componentes provocam um aumento dos íons ferrosos no processo de oxidação.

O Alaranjado de Xilenol tem a função de indicar a presença do íon férrico, porém sua presença contribui para o aumento da oxidação dos íons ferrosos e é mais evidente para grandes concentrações de AX.





A gelatina possui macromoléculas RH, que reagem com as espécies da radiólise formando macrorradicais que por sua vez contribuem para o aumento da concentração de íons férricos.



2.6 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A Ressonância Magnética (RM) é um fenômeno físico que permite obter informação estrutural e dinâmica sobre a matéria, que se baseia na detecção das propriedades magnéticas dos núcleos. A imagem por Ressonância Magnética Médica (IRM) é resultante da interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento com os prótons de hidrogênio da água do tecido humano, que geram uma condição para que seja enviado um pulso de radiofrequência e, após seja coletada a radiofrequência modificada, através da bobina ou antena receptora. O sinal coletado é processado e convertido numa imagem ou informação (OLIVEIRA, et al.; JÚNIOR, et al., 2001).

Esta técnica consiste nas três etapas descritas a seguir:

- Primeira etapa- Alinhamento: se refere à propriedade magnética de núcleos de alguns átomos, que tendem a se orientar paralelamente a um campo magnético. Nesta etapa é fornecido um campo magnético intenso de aproximadamente 1,5 Teslas que promoverá a orientação dos átomos em uma direção.
- Segunda etapa – Excitação: o equipamento emite uma onda eletromagnética (radiofrequência – RF) na mesma frequência em que o núcleo do hidrogênio “vibra” no campo magnético de 1,5 T, neste caso, a frequência é de 63,8 MHz. Nesta etapa ocorre uma

transferência de energia da onda emitida pelo equipamento para os átomos de hidrogênio, este fenômeno é conhecido como ressonância magnética (RM).

- Terceira etapa -Detecção de Radiofrequência: os núcleos de hidrogênio que receberam a energia na etapa anterior, tornaram-se instáveis. Ao retornar ao estado habitual, eles emitem ondas eletromagnéticas na mesma frequência. O equipamento detecta essas ondas e determina a posição no espaço e a intensidade da energia. No Imageamento por Ressonância Magnética essa intensidade é mostrada como “brilho” na imagem, sendo utilizada a nomenclatura “intensidade de sinal” (OLIVEIRA, et al.; JÚNIOR, et al., 2001; MAZZOLA, 2009).

2.6.1 PROCESSO DE RELAXAÇÃO T1 E T2

Ao encerrar a aplicação do Pulso de Radiofrequência (RF), o sinal decai gradualmente sendo o resultado do retorno dos prótons ao estado de equilíbrio. Este retorno recebe o nome de relaxação dos prótons (OLIVEIRA, et al.; JÚNIOR, et al., 2001; MAZZOLA, 2009). A relaxação dos prótons gera o sinal de indução livre (SIL) causada pelas trocas de energia entre spins e entre *spins* e sua vizinhança (rede). Ambos os processos consideram o decaimento do sinal de RM observado.

Foram criadas duas constantes de tempo para caracterizar cada um destes processos: T1 e T2. A constante T1 esta relacionada ao tempo de retorno da magnetização para o eixo longitudinal, e, é influenciada pela interação dos spins com a rede. Este processo envolve o retorno dos prótons ao seu alinhamento original com o campo magnético estático. A constante T2 faz referência à redução da magnetização no plano transversal e é influenciada pela interação spin-spin. Neste processo há uma perda de sincronia de precessão entre os prótons. Antes da onda de rádio ser aplicada, a orientação processional dos prótons é aleatória. A aplicação de uma onda de RF conduz os prótons em precessão sincrônica ou "em fase". Quando a onda de RF é desligada, os prótons começam a interagir com seus vizinhos e fornecem energia em colisões aleatórias. Então, eles reverterem a um estado de fase aleatória e conseqüentemente, a magnitude do sinal diminui pois os momentos magnéticos tendem a se cancelar mutuamente (HENDEE, et al., 2002; AIRD, 1988; CONOLLY, et al., 2003; PARKER, 1995).

2.6.2 IMAGEAMENTO POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Os sinais de RM podem ser mapeados de acordo com suas posições espaciais e codificados através da intensidade da energia como "brilho" (escala de tons de cinza), desta forma é obtêm-se a imagem.

2.7 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM RAIO-X

O uso da Tomografia Computadorizada (TC) na dosimetria gel é uma boa opção devido ao fácil acesso pois este aparelho é essencial para planejamento de tratamento tridimensional. Esta técnica de leitura aplicada a dosimetria gel foi utilizada em dosímetros do tipo PAG e em dosímetros normóxidos, na qual apresentou resultados satisfatórios (BRINDHA, et al., 2004; HILL, et al., 2005; JIRASEK, et al., 2006; VENNING, et al.).

A dosimetria gel através de imagens de TC teve sua aplicação inicial para medida de campos de radiocirurgia estereotáxica e posteriormente foi aplicada à feixes de prótons. No entanto, todos os estudos apontam a principal desvantagem desta técnica para leitura do sinal dosimétrico é a baixa sensibilidade na curva de dose resposta. Porém, estudos utilizando FXG para a quantificação da radiação emitida pelo equipamento de tomografia computadorizada apontaram que o FXG pode ser utilizado não apenas para a dosimetria desses equipamentos, mas também, para a manutenção do fator de calibração de sistemas de medidas para baixas energias (OLIVEIRA, 2011).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

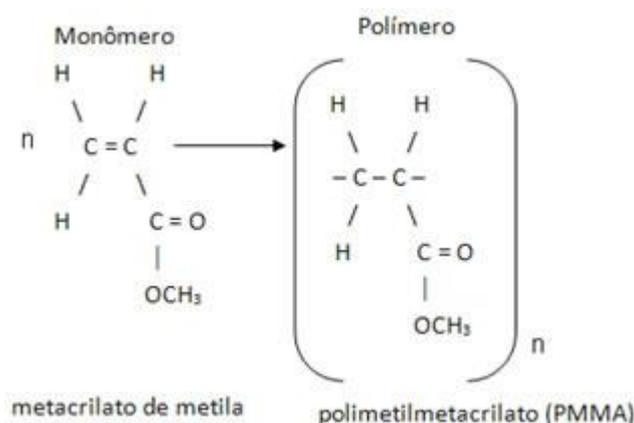
Neste capítulo são apresentados os materiais e os métodos utilizados na construção do objeto simulador de cabeça; preparação do dosímetro Fricke Xilenol Gel; planejamento e preparação das radiocirurgias; irradiação do OS; leitura do sinal dosimétrico utilizando as técnicas de tomografia computadorizada e imageamento por ressonância magnética; a destinação final do dosímetro. Foram realizadas duas radiocirurgias que foram identificadas no texto como experimento 1 e experimento 2. No primeiro, a leitura do sinal dosimétrico foi realizado utilizando tomografia computadorizada e no segundo utilizou-se a técnica de imageamento por ressonância magnética.

3.1 CONSTRUÇÃO DO OBJETO SIMULADOR DE CABEÇA (OS)

Um OS antropomórfico de cabeça foi especialmente confeccionado em polimetilmetacrilato (PMMA). Este material foi escolhido por apresentar densidade de $1,19 \text{ g/cm}^3$ e número atômico efetivo¹ de 7,55 valores próximos ao do tecido biológico que possui densidade de $1,00 \text{ g/cm}^3$ e número atômico efetivo de 7,42 (JUNIOR, 2012; OKUNO, et al., 1986).

O polimetilmetacrilato (PMMA) é um polímero de adição formado pela união sucessiva de muitas unidades de moléculas de metacrilato de metila, conforme mostrado na Figura 10 abaixo:

Figura 10 Reação de obtenção do polimetilmetacrilato (Rede OMNIA).



¹ Número atômico efetivo é um parâmetro utilizado para interpretar a interação da radiação X em um meio.

Nessa reação, obtém-se uma massa pastosa que é então derramada sobre um molde onde a polimerização irá terminar, esta reação é exotérmica (VENNING, et al.).

Para a confecção do molde utilizado na fabricação do OS foram utilizados uma caixa de madeira com 30 cm de comprimento, 30 cm de largura e 20 cm de altura, plástico e alginato, que é um material utilizado por odontólogos para fazer moldes de arcada dentária. A caixa de madeira foi revestida com plástico para receber o alginato, conforme ilustrado na Figura 11. O alginato foi preparado conforme indicado em sua embalagem e depositado na caixa até completar aproximadamente 10 cm de altura. Em seguida adicionou-se um manequim feminino utilizado como modelo, este conjunto permaneceu em repouso por aproximadamente 15 minutos tempo necessário para o alginato completar sua solidificação. Após a este período retirou-se o manequim e repetiu o processo para produzir a outra metade do molde.

Figura 11 Preparação do molde utilizado na fabricação do OS.



Após a obtenção dos moldes, iniciou-se a fabricação do OS. Para sua construção foi utilizado 454g de alginato, 2,70 kg de resina acrílica e 900mL de metacrilato de metila, que foram misturados em pequenas quantidades, sempre na proporção de três partes de pó para uma parte de líquido, conforme o indicado pelo fabricante. Depois de realizada a mistura que é exotérmica, aguardou-se aproximadamente 3 minutos para que a mistura passasse do estado

líquido para o pastoso e esfriasse. Na sequência, o acrílico foi colocado e modelado na fôrma de alginato. A Figura 12 demonstra esta etapa. Este processo foi repetido para se obter a outra metade do OS. O custo final do OS foi de R\$ 318,50 (trezentos e dezoito reais e cinquenta centavos).

Figura 12 Fabricação do OS de cabeça em PMMA. (PRÓPRIA, 2014/ 2015)



As metades do OS foram coladas com a própria mistura resina acrílica e metacrilato de metila. A Figura 13 apresenta o OS construído.

Figura 13 Objeto simulador fabricado em PMMA a partir de manequim feminino utilizado neste trabalho (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



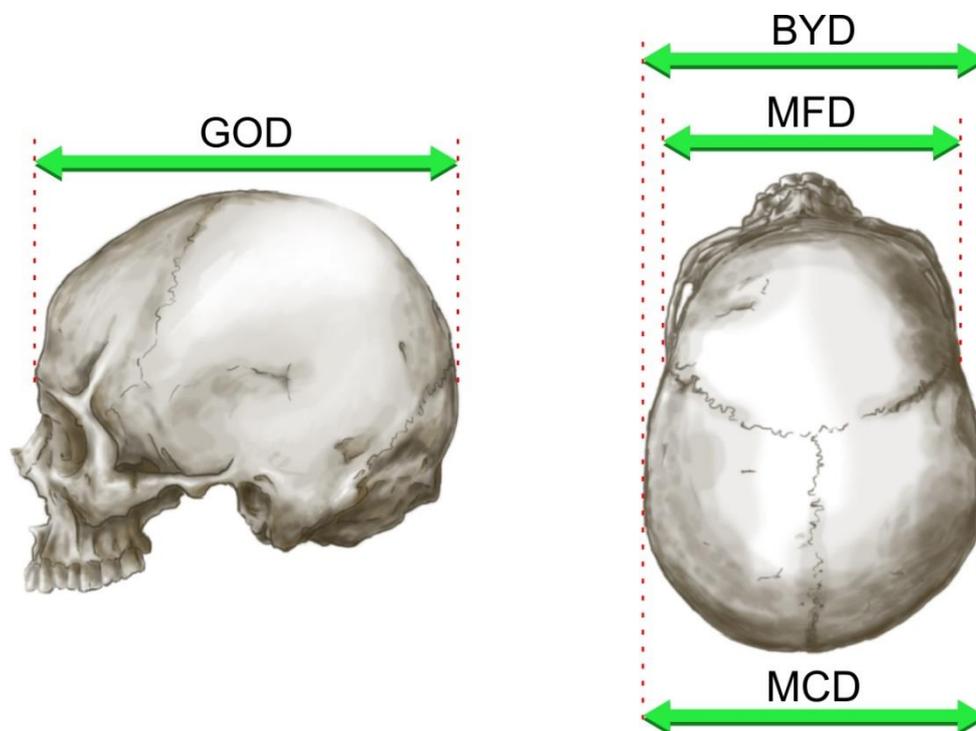
As medidas do OS encontram-se descritas na 2, onde se encontra a comparação das dimensões com as medidas de crânio adulto feminino europeu (IAEA, 2005; JOHN, et al., 1983). A espessura do PPMA é de aproximadamente 0,3 cm.

Tabela 2 Medidas do OS comparado a medidas de crânio adulto feminino europeu segundo determinações do ICRU-48 (JOHN, et al., 1983).

Descrição	GOD (cm)	MCD (cm)	MFD (cm)	BYD (cm)
Crânio adulto feminino europeu	17,6	13,8	11,6	12,5
OS utilizado neste trabalho	19,8	15,1	12,5	13,7

Na Figura 14 são mostrados os detalhes dos parâmetros das medidas utilizadas da Tabela 2, onde GOD: diâmetro occipital, comprimento máximo no plano sagital médio; MCD: diâmetro cranial máximo perpendicular ao plano sagital médio; MFD: diâmetro frontal máximo na sutura coronal e BYD: diâmetro bizigomático, provenientes do ICRU- 48.

Figura 14 Referência anatômica provenientes da ICRU-48 (ICRU, 1992).



Analisando as diferenças percentuais entre o OS utilizado neste estudo e as medidas de crânio adulto feminino europeu apresentadas na Tabela 2, temos: GOD = 12,50%, MCD =

9,42%, MFD = 7,76% e BYD = 9,60%. Portanto, a média percentual da diferença das medidas entre OS e o crânio real é de 9,82%.

3.1.1 PREPARAÇÃO DO DOSÍMETRO FRICKE XILENOL GEL (FXG)

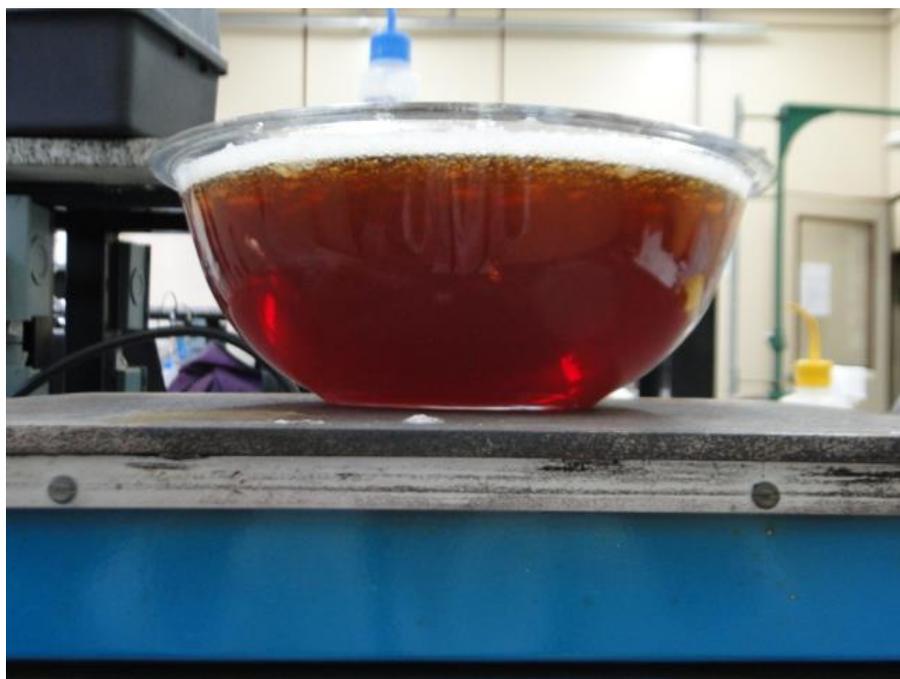
Para a realização dos experimentos 1 e 2 foram preparados 2,5 L do dosímetro FXG, para cada experimento, na sua composição original encontrada na literatura (BERO, et al., 2001; BERO, et al., 2000). As quantidades dos reagentes utilizados encontram-se descritos na Tabela 3.

Tabela 3 Reagentes utilizados no preparo de 2,5 L de FXG (PRÓPRIA, 2014/ 2015).

Reagente	Quantidade Experimento 1	Quantidade Experimento 2
Água Milli-Q	2,50 L	2,50 L
Gelatina 300 Bloom	125, 14 g	125,17 g
Alaranjado de Xilenol	0,19 g	0,19 g
Sulfato Ferroso de Amônio	0,49 g	0,49 g
Ácido Sulfúrico	3,30 mL	3,30 mL

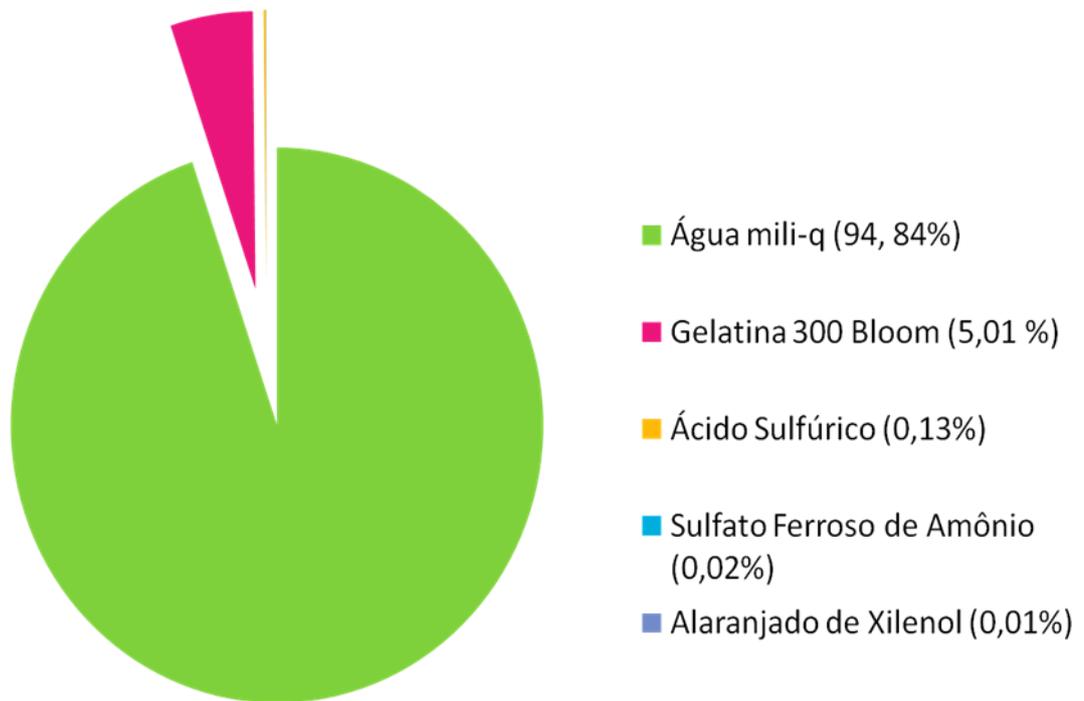
Após a pesagem dos reagentes, adicionou-se vagarosamente a gelatina 300 Bloom em 75% da água Milli-Q a 40°C até sua completa dissolução. Os 25% restantes da água Milli-Q foram utilizados para dissolver os demais reagentes, que foram adicionados a solução da gelatina na seguinte ordem: alaranjado de xilenol, ácido sulfúrico e sulfato ferroso de amônio. A Figura 15 apresenta o FXG durante sua preparação.

Figura 15 Preparação do FXG (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Na figura 16 é representada a composição do Fricke Xilenol Gel, sendo 94,84% que sua constituição é água, e, apenas 5,16% outros componentes. Isto faz com que o número atômico efetivo seja muito próximo ao da água, facilitando a comparação deste dosímetro com o corpo humano.

Fig. 16 – Composição do FXG (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



3.1.2 EXPERIMENTO 1

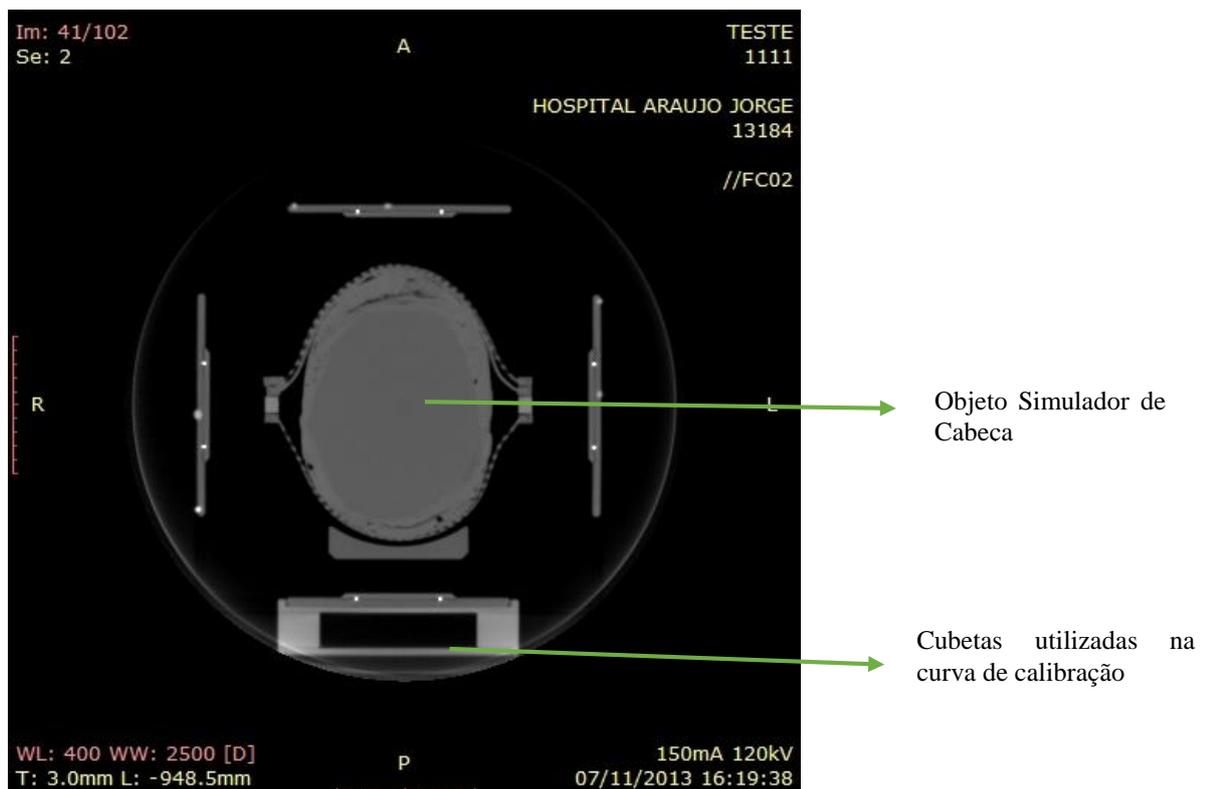
O OS e cubetas foram preenchidos com o dosímetro FXG e permaneceram na geladeira sob refrigeração de 5 °C por aproximadamente 12 horas para a formação do gel. Após este período, foram transportados ao Hospital Araújo Jorge, devidamente acondicionado em uma caixa de isopor com temperatura de 2°C. O OS recebeu a máscara estereotáxica (Figura 17), cujas dimensões foram delimitadas pelo tamanho do OS. Posteriormente, submeteu-se este conjunto a uma tomografia computadorizada no equipamento Toshiba Asteion, pertencente ao Hospital Araújo Jorge, Goiânia-Goiás.

Figura 17 Objeto simulador após o posicionamento da máscara estereotáxica, que foi acomodada após seu resfriamento (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



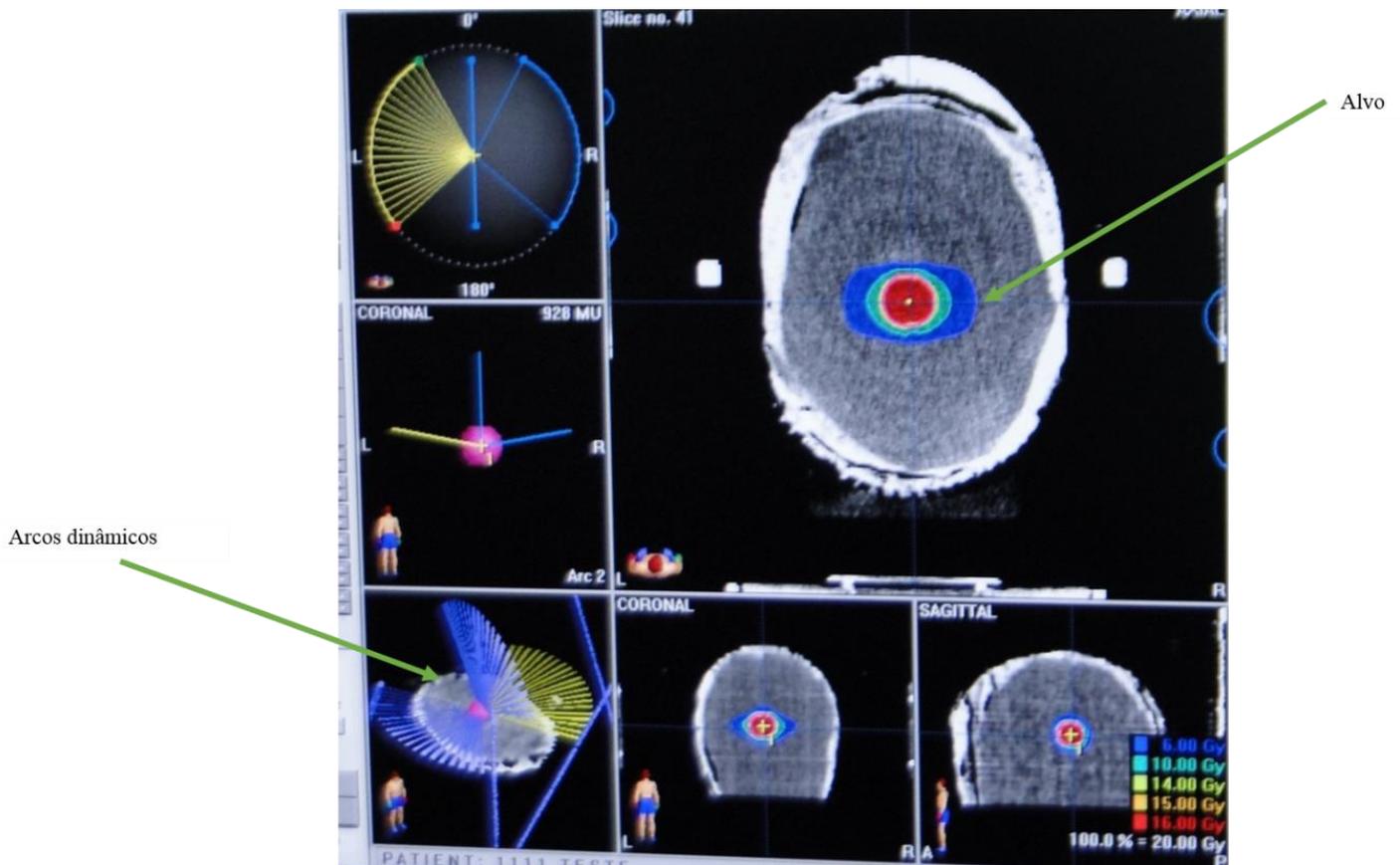
Na Figura 18 é mostrado uma das imagens tomográficas obtidas do OS e cubetas usadas para curva de calibração preenchidos com o FXG antes da radiocirurgia, estas imagens foram transferidas para o software de planejamento BrainScan®.

Figura 18 Tomografia do OS e cubetas preenchidos com o FXG antes da simulação da radiocirurgia, utilizada no planejamento (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



De posse das imagens tomográficas, realizou-se o planejamento da radiocirurgia 1 no software BrainScan[®], utilizou-se três arcos dinâmicos nos planos coronal, sagital e axial para irradiar o alvo de volume igual a 6,96 cm³, em cada um dos planos foi aplicada a dose de aproximadamente 6,67 Gy, de forma que a dose total recebida no isocentro do alvo foi de 20 Gy. A Figura 19 apresenta o planejamento da radiocirurgia 1, os três arcos utilizados no tratamento e o volume alvo.

Figura 19 Planejamento da radiocirurgia 1 com o sistema de planejamento Brain Scan[®], com 3 arcos dinâmicos (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Conforme ilustrado na fig. 19 têm-se planejado as deliberações as seguintes deliberações de doses: no volume visível do alvo (GTV) a dose prevista de 16,00 Gy, no volume clínico do alvo (CTV) têm-se a dose de 15,00 Gy, no volume alvo interno (TTV) têm-se a dose de 14,00, no volume planejado (PTV) a dose de 10,00 Gy e no volume tratado (TV) a dose de 6,00 Gy.

O tratamento de radiocirurgia foi irradiado de acordo com o planejamento apresentado no tópico anterior com feixes de fótons do acelerador linear Varian Clinac 600 C pertencente ao Hospital Araújo Jorge, Goiânia-Goiás, com energia de 6 MV, distância fonte-isocentro de

100 cm e dose total de 20 Gy. A angulação e localização dos campos de irradiação aplicados são mostradas na Tabela 4.

Tabela 4 Angulações do gantry e da mesa e posicionamento estereotáxico para os três arcos dinâmicos planejados.

Campo (Arco)	Mesa (Graus °)	Gantry (Graus °)	Colimador Y1 (cm)	Colimador Y2 (cm)	Colimador X1 (cm)	Colimador X2 (cm)
1	90 a 130	30	1,9	2,1	1,4	1,7
2	10 a 130	30	2,0	2,0	1,4	1,7
3	350 a 130	230	2,0	2,0	1,7	1,4

Na fig. 20 é mostrado o ajuste da localização estereotáxica do alvo no objeto simulador, antes da realização da radiocirurgia 1.

Figura 20 – Ajuste da localização estereotáxica no objeto simulador (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Para determinação da curva de calibração foram utilizadas dez cubetas de acrílico com dimensões $12,5 \times 12,5 \times 4,5 \text{ mm}^3$ preenchidas com o FXG. Estas foram irradiadas em campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com as seguintes doses: 4Gy, 8 Gy, 16 Gy e 20 Gy, foram utilizadas duas cubetas para cada faixa de dose deliberada. A fig. 21 apresenta o posicionamento das cubetas para a irradiação.

Figura 21 Posicionamento das cubetas para irradiação (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Após a irradiação da radcirurgia 1, o OS e as cubetas foram submetidos a uma tomografia computadorizada no equipamento Toshiba Asteion, pertencente ao Hospital Araújo Jorge, Goiânia-Goiás. As imagens obtidas foram analisadas e comparadas com as imagens tomográficas de antes da radiocirurgia.

3.1.3 EXPERIMENTO 2

O OS preenchido com o dosímetro FXG foi acondicionado e transportado nas mesmas condições citadas no experimento 1. O conjunto OS e FXG também foi submetido a tomografia computadorizada no equipamento Toshiba Asteion, pertencente ao Hospital Araújo Jorge, Goiânia-Goiás e as imagens obtidas foram transferidas para o software BrainScan[®] no qual foi realizado o planejamento da radiocirurgia 2 (Figura 22), que utilizou quatro arcos dinâmicos para atingir o alvo de volume de 3,925 cm³, conforme ilustrado na 0. Em cada um dos planos, foi aplicada a dose de aproximadamente 5,35 Gy, de forma que a dose total recebida no isocentro do alvo foi de 21,40 Gy.

Figura 22 Planejamento da radiocirurgia 2 com o sistema de planejamento Brain Scan[®] (PRÓPRIA, 2014/2015).

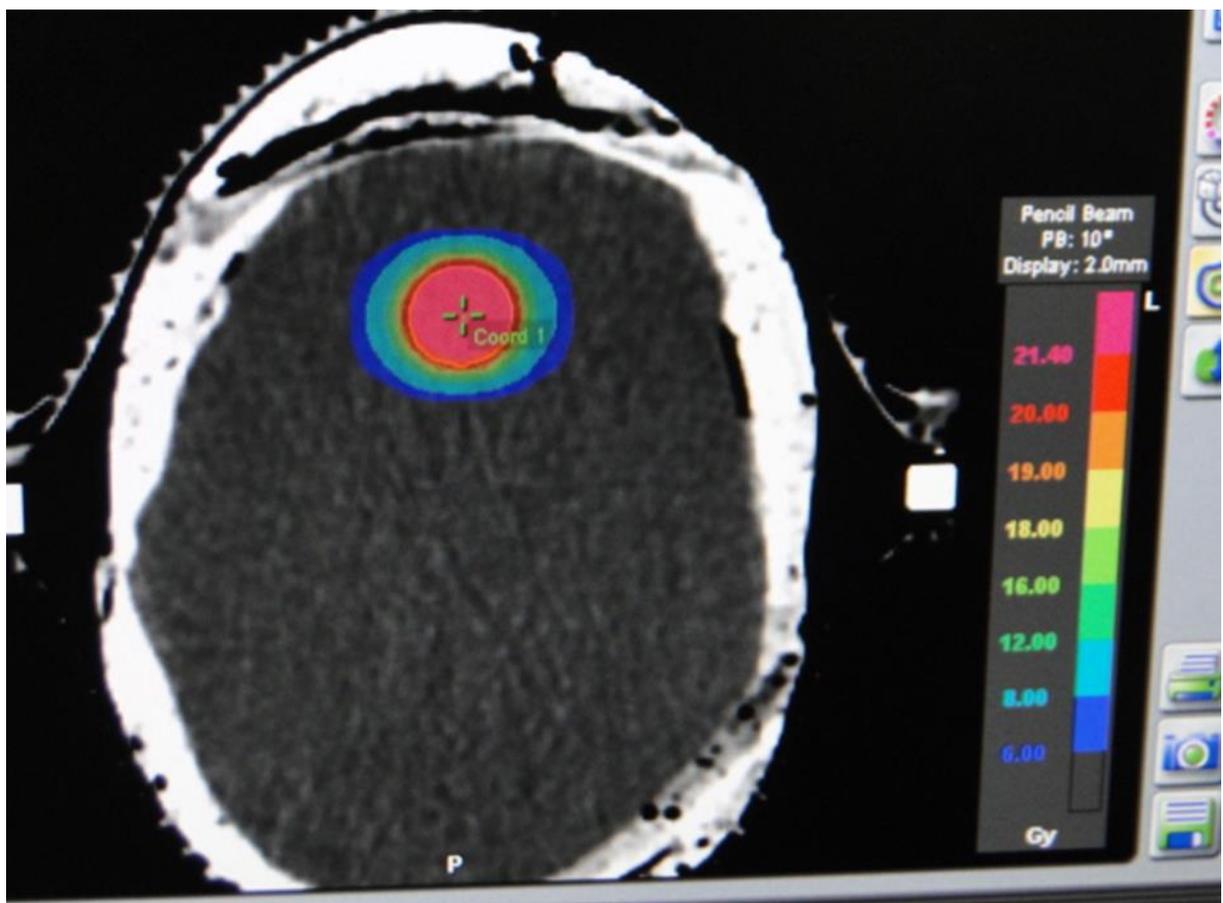
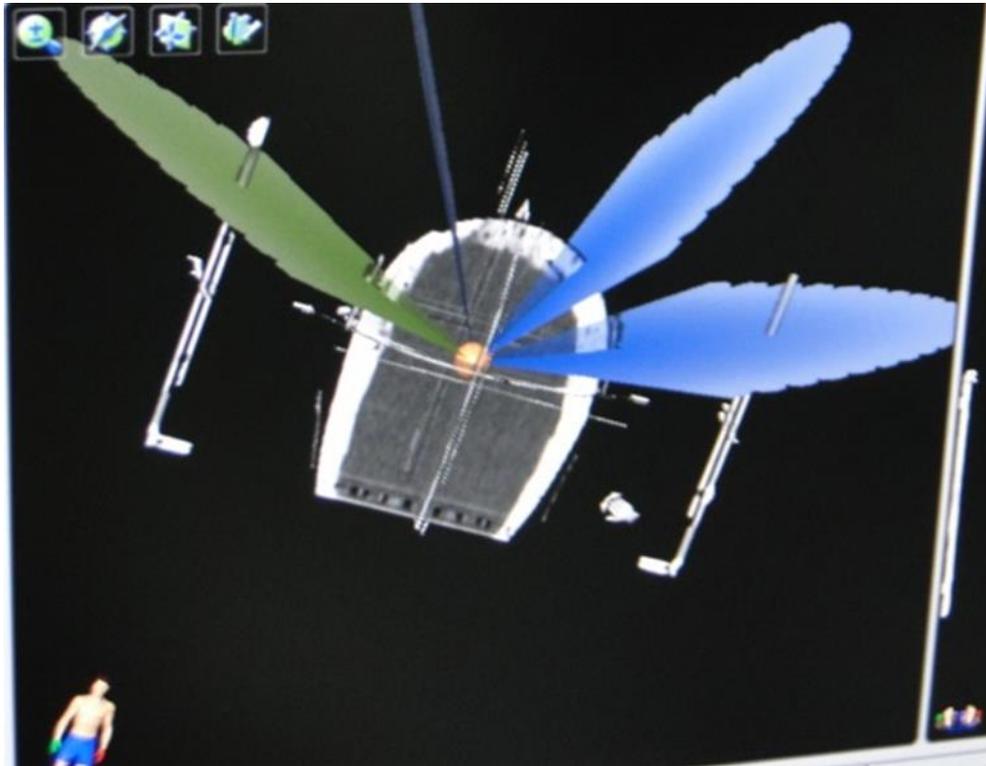


Figura 23 Arcos para aplicação da dose, radiocirurgia 2 (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Na fig. 22 têm-se planejamento das deliberações as seguintes deliberações de doses: no volume visível do alvo (GTV) a dose de 21,4 Gy, no volume clínico do alvo (CTV) têm-se a dose de 20,00 Gy, no volume alvo interno (TTV) têm-se a dose de 19,00, no volume planejado (PTV) a dose de 18,00 Gy, no volume tratado (TV) a dose de 16,00 Gy, no volume irradiado (IV) a dose de 12,00.

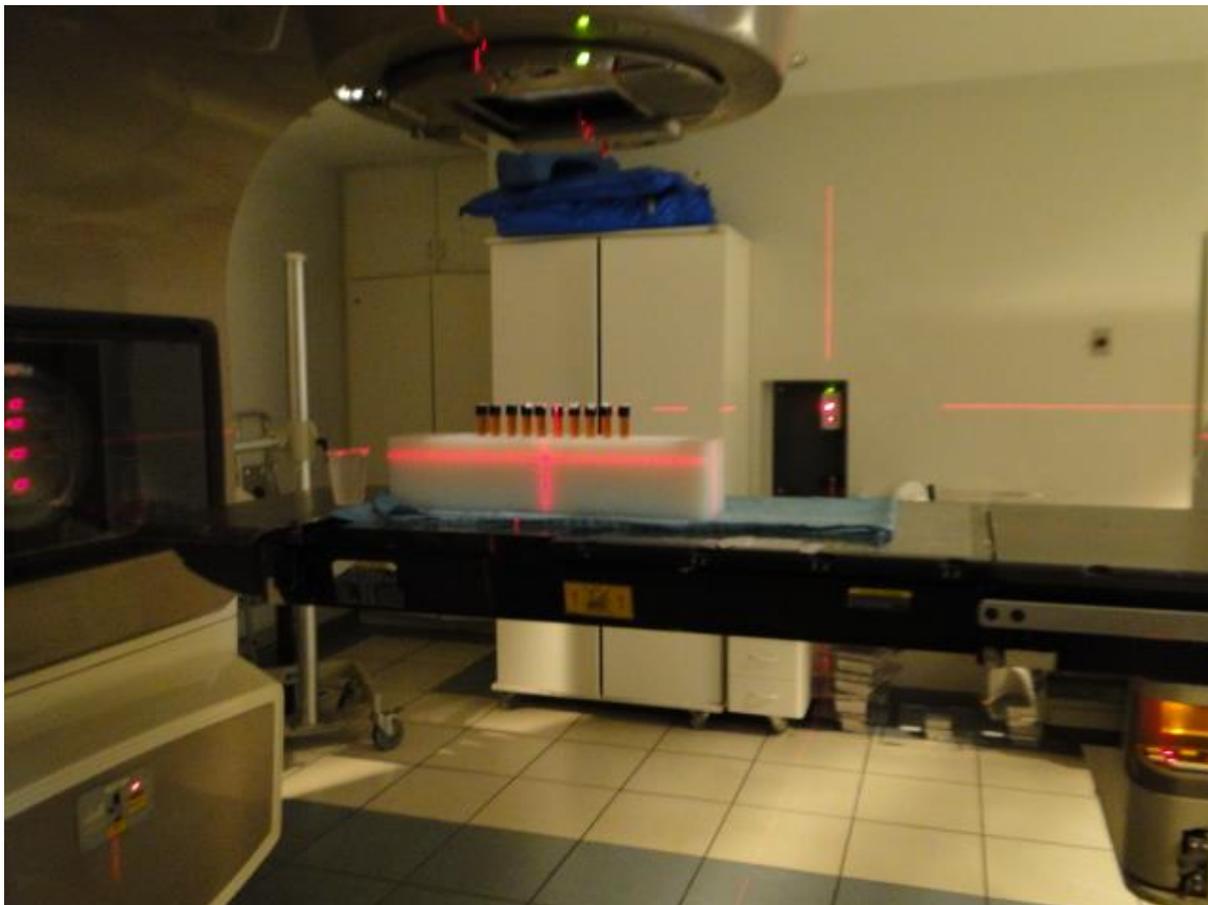
O tratamento de radiocirurgia foi irradiado de acordo com o planejamento apresentado acima com feixes de fótons do acelerador linear Varian Clinac 600 C pertencente ao Hospital Araújo Jorge – Goiânia-Goiás, com energia de 6 MV, distância fonte-isocentro de 100 cm e dose total de 22,58 Gy. A angulação e localização dos campos de irradiação aplicados são mostradas na Tabela 5.

Tabela 5 Angulações do gantry e da mesa e posicionamento estereotáxico para os quatro arcos dinâmicos planejados (PRÓPRIA, 2014/ 2015).

Campo (Arcos)	Mesa (Grau°)	Gantry (Grau°)	Colimador Y1 (cm)	ColimadorY2 (cm)	ColimadorX1 (cm)	ColimadorX2 (cm)
1	340	210 a 330	16	16	14	14
2	300	210 a 330	17	16	14	14
3	20	30 a 150	16	16	14	14
4	60	30 a 150	17	17	14	14

Para determinação da curva de calibração foram utilizadas dez tubos de ensaio de vidro com dimensões de 10 cm de comprimento e 1,5 cm de diâmetro preenchidas com o FXG. Estes foram colocados em placa de acrílico de dimensões: 11x11x 50 cm³, com cavidades de diâmetro de 1,6 cm e profundidade de 5,5 cm, utilizada como build up. Este conjunto foi irradiado em campo 15x40 cm² com as seguintes doses: 5 Gy, 10 Gy, 15 Gy, 20 Gy e 25 Gy, foram utilizadas dois tubos de ensaio para cada faixa de dose deliberada. A Figura 24 apresenta o conjunto irradiado.

Figura 24 Ajuste do isocentro para irradiação dos tubos de ensaio e placa de acrílico utilizada para retroespalhamento com 10 cm e placa de build up de 5 cm (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Conforme mostrado na Figura 24 a dose aplicada foi recebida apenas nos 5 cm finais do tubo de ensaio.

Após a irradiação, o OS e tubos de ensaio foram transportados, em uma caixa de isopor contendo gelo, para uma clínica particular localizada em Goiânia-Goiás, onde foram submetidos a uma ressonância magnética no equipamento Philips Achieva 1,5T. Em virtude da disponibilidade da clínica, as imagens foram capturadas oito horas após a realização da radiocirurgia. As imagens por RM foram obtidas utilizando-se a sequência de pulso Eco de Spin Turbo com Inversão –Recuperação (Inversion-Recovery Turbo Spin Echo, IR-TSE), com tempo de repetição (TR) de 700 ms, espessura da fatia (Slice Thickness, THK) de 25 mm, campo de visão (Field of View, FOV) de 170 mm, número de sinais médios (Number of Signals Averaged, NSA) igual a 4, tamanho da matriz (Matrix Size, MS) de 256 x 256 pixels. Foram realizadas duas imagens do OS e tubos de ensaios na qual foi alterado no protocolo apenas o tempo de eco (TE), para as primeiras imagens utilizou-se o TE de 11 ms e nas posteriores o TE de 22 ms. As imagens obtidas foram analisadas em programa X desenvolvido no *software* Matlab®, com base nas funções descritas no Anexo A.

A Figura 25 apresenta o arranjo elaborado para a realização da leitura dos tubos de ensaio utilizados para a curva de calibração. Os tubos de ensaio foram acomodados de cabeça para baixo e as doses foram alojadas em ordem crescente (0Gy, 5Gy, 10Gy, 15 Gy, 20 Gy e 25 Gy) no sentido anti-horário, foram utilizados dois tubos de ensaio para cada faixa de dose.

Figura 25 Arranjo utilizado para efetuar a leitura da curva de calibração.



3.1.4 DESTINAÇÃO FXG

Tendo o programa de mestrado a área de pesquisa em tecnologia de processos sustentáveis e o projeto a linha de pesquisa em tecnologia de redução e gerenciamento de resíduos, verificou-se a classificação do FXG segundo legislações brasileiras aplicáveis ao gerenciamento de resíduos e sua correta disposição final.

3.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.2.1 EXPERIMENTO 1

Na Figura 26 é apresentada a tomografia do OS e cubetas antes da radiocirurgia 1 e na Figura 27 a tomografia após a irradiação do OS e cubetas. Conforme pode-se verificar nas figuras citadas não houve alteração na imagem obtida após a radiocirurgia 1 em comparação com a imagem obtida antes da realização deste procedimento, o que justificado pela não alteração da densidade do gel antes e após a irradiação.

Figura 26 Tomografia do objeto simulador e cubetas obtida antes da radiocirurgia 1 (PRÓPRIA, 2014/2015).

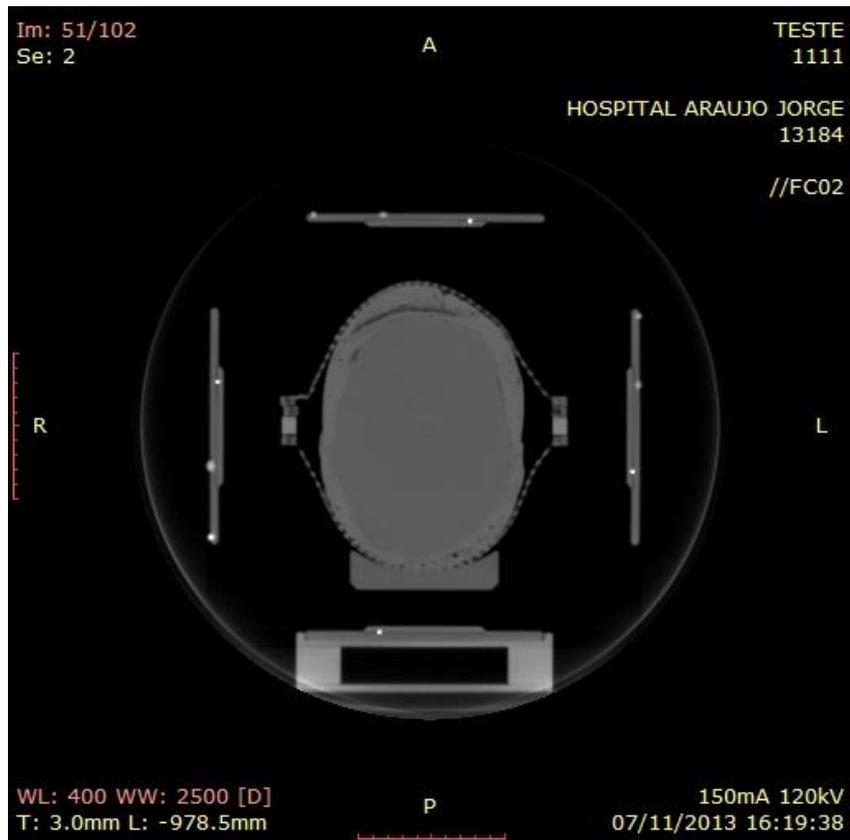
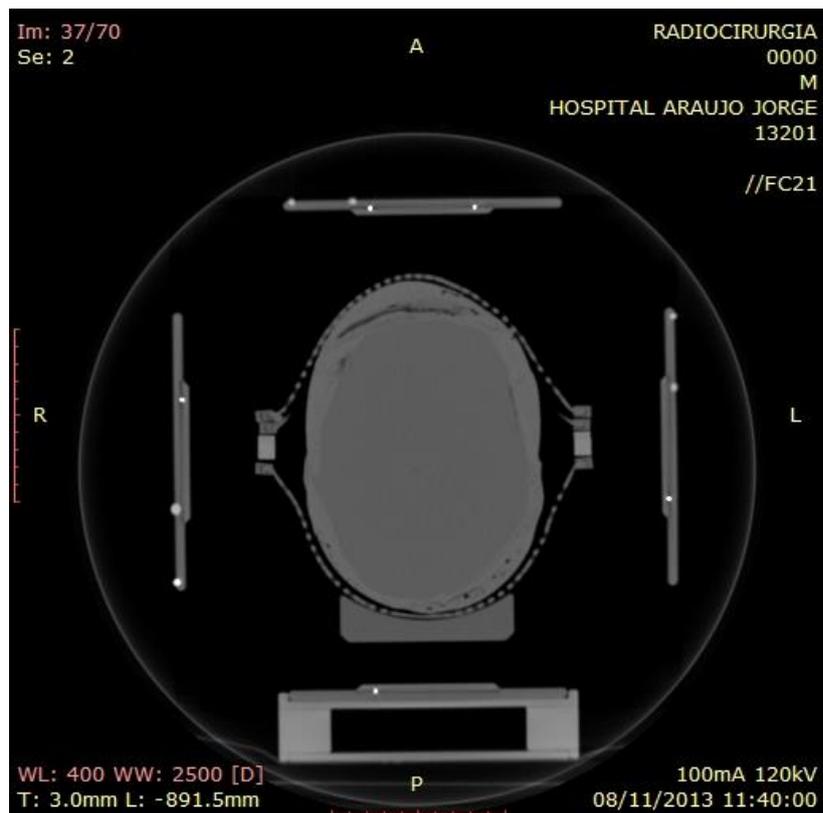


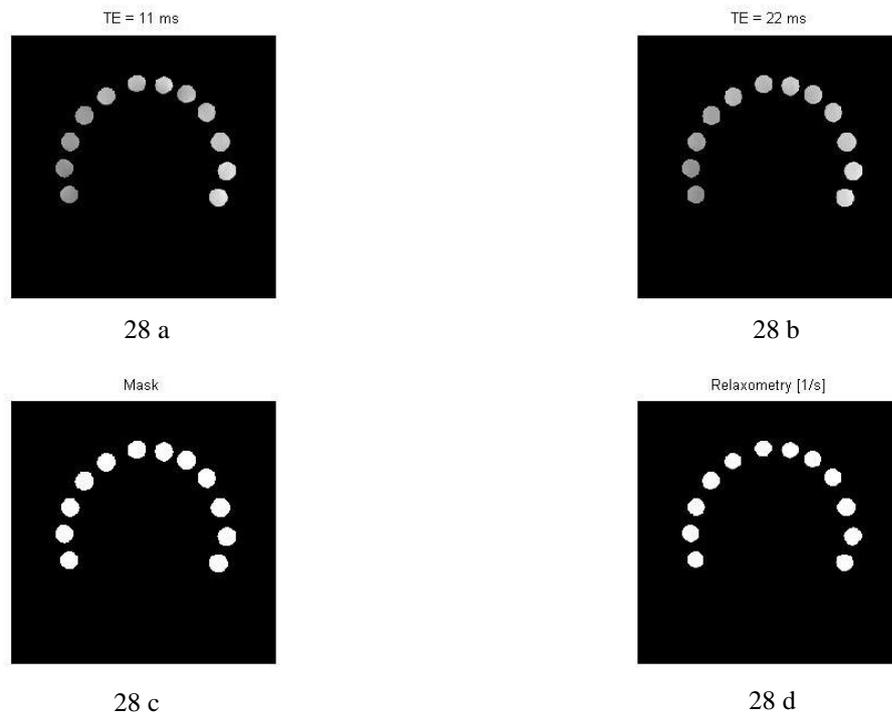
Figura 27 Tomografia do objeto simulador e cubetas obtida após a radiocirurgia 1 (PRÓPRIA, 2014/2015).



3.2.2 EXPERIMENTO 2

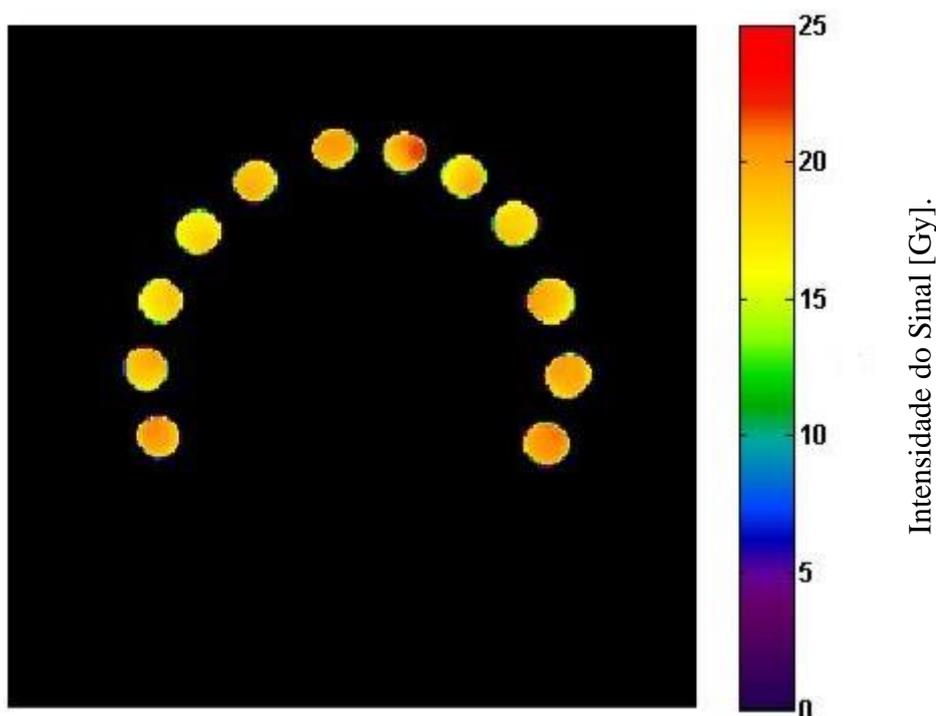
Na Figura 28 são apresentadas as imagens em escala de cinza, obtidas em ressonância magnética dos tubos de ensaio utilizados na curva de calibração no tempos de eco (TE) de 11 ms e 22 ms, irradiadas com doses de 5 Gy, 10 Gy, 15 Gy, 20 Gy e 25 Gy (dois tubos de ensaio por dose). Estas imagens foram analisadas em um programa X desenvolvido no *software* Matlab® no qual foi associado os valores de T1 do sinal da intensidade do brilho das imagens (*pixels*) à dose absorvida, o resultado obtido encontra-se na figura 29.

Figura 28 Ressonância Magnética dos tubos de ensaio utilizados na curva de calibração (VIERA, 2014).



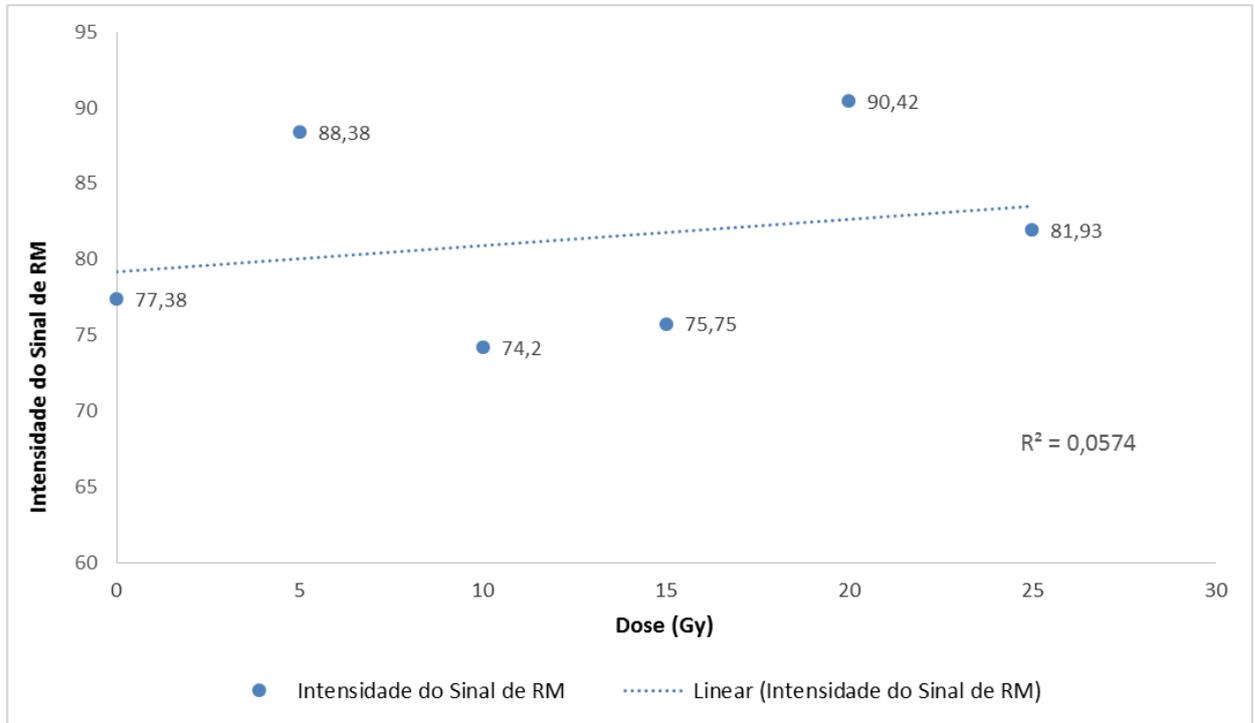
Na Figura 28a tem-se as imagens dos tubos de ensaio obtidas no tempo de eco 11 ms. Na Figura 28b as mesmas imagens obtidas no tempo de eco 22 ms. Na Figura 28c tem-se a máscara utilizada para fazer a ponderação da escala de cinza das imagens 28a e 28b. Na Figura 28d tem-se a rexalometria obtida da diferença da intensidade dos tons de cinza das imagens 28a e 28b.

Figura 29 Análise das imagens de RM dos tubos de ensaio utilizados na curva de calibração no programa em Matlab ®.



Estudos realizados anteriormente, nos quais foi utilizada a técnica de imageamento por ressonância magnética para leitura do sinal dosimétrico do FXG, verificaram que a intensidade média dos *pixels* é diretamente proporcional à dose absorvida. Desta forma, quanto maior a dose de radiação, mais intenso é o brilho da imagem, ou, mais claro são os tons de cinza em virtude da maior quantidade de íons Fe^{+3} presentes nas amostras irradiadas com doses mais altas (CAVINATO, 2009). Porém, na figura 29 verifica-se que a variação na intensidade do brilho não foi proporcional a dose recebida, a dose medida nos tubos de ensaio variou entre 15 Gy a 25 Gy, não seguindo o esperado de doses variando entre 5Gy a 25Gy. Na Figura 30 é apresentado o gráfico relacionando a dose recebida (Gy) e a intensidade do sinal de ressonância magnética.

Figura 30 Intensidade do sinal de RM do Fricke Xilenol Gel em função da dose (PRÓPRIA, 2014/ 2015).



Conforme verifica-se na Figura 30, o R^2 da curva de calibração é de 0,0574, o que indica que a regressão linear não é eficiente; o valor desejado para R^2 é teoricamente 1. Os resultados obtidos (figura 30) indicam a interferência do longo período (aproximadamente oito horas) entre a irradiação e a leitura por ressonância magnética na determinação da intensidade do sinal de RM em função da dose aplicada. O período máximo recomendado para a leitura usando ressonância magnética é de duas horas e meia após a irradiação, pois, em períodos superiores a este há interferência na precisão e nitidez das imagens (CAVINATO, 2009).

As Figura 31 e Figura 32 apresentam a escala colorida de dose no OS em relação a intensidade do sinal de RM, esta permite visualizar a dose aplicada em todo o OS, que variou de aproximadamente 25 Gy no centro do alvo (região delimitada pela cor vermelha) e 0 Gy nas bordas do OS, região delimitada pela cor roxa. Na Figura 32 as variações das doses encontram-se delimitadas por contornos.

Figura 31 Análise da imagem em RM do OS após a radiocirurgia 2 no programa X em Matlab® (VIERA, 2014).

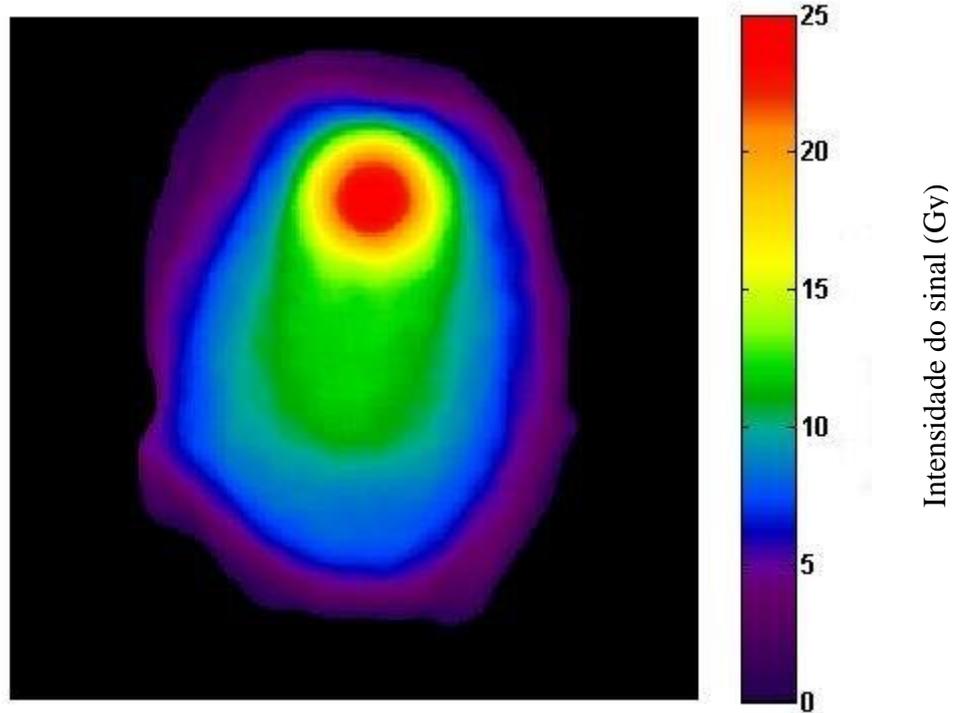
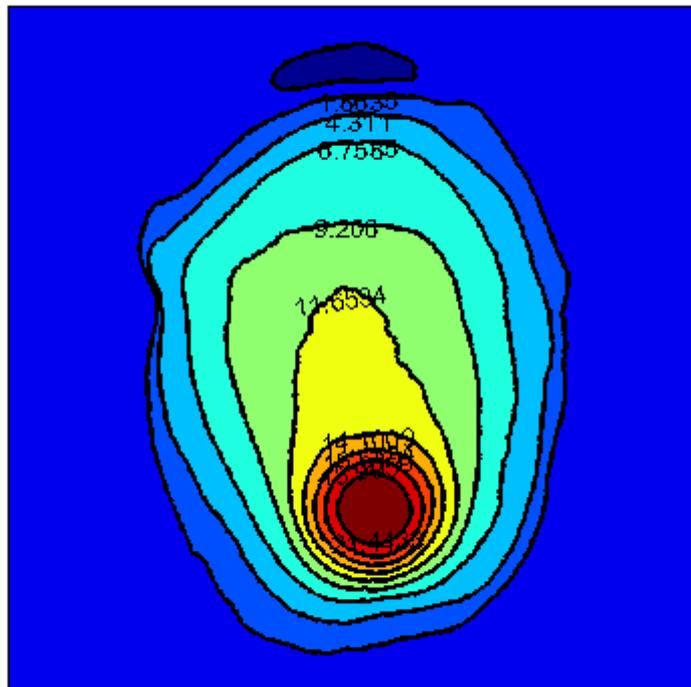


Figura 32 Delimitação das faixas de intensidade do sinal de RM (VIERA, 2014).



Na Figura 32 têm-se as delimitações das doses aplicadas, sendo a dose aplicada no alvo de 21,44 Gy valor este próximo ao planejado que foi de 21,40 Gy. Este resultados encontra-se dentro da variação de 5% estabelecido pela Agência Internacional de Energia Atômica (IEAE) para diferença entre a dose planejada e a dose recebida no alvo. Ao analisar a Figura 31 e Figura 32, nota-se que o centro do alvo irradiado apresenta maior intensidade/dose e que esta vai reduzindo do centro para a periferia. Também, verifica-se que a dose recebida na região circunvizinha ao alvo é superior ao planejado, o que é explicado pelo longo prazo para leitura e consequente difusão do FXG.

3.2.3 CARACTERIZAÇÃO E DISPOSIÇÃO FINAL DO DOSÍMETRO FRICKE XILENOL GEL

A norma ABNT NBR 10004 – Resíduos Sólidos – Classificação, determina que os resíduos sólidos sejam divididos em classe I – resíduos perigosos e classe II – resíduos não perigosos que são subclassificados em Classe II A – resíduos não inertes e classe II B – resíduos inertes. Já a RDC 306 – Gerenciamento de Resíduos de Serviço de Saúde, Anvisa divide os resíduos em classes A, B, C, D e E. Nas Figura 33 e Figura 34 são apresentadas estas classificações. Segundo a norma ABNT NBR 10004 – Resíduos Sólidos – Classificação, o dosímetro Fricke Xilenol Gel é classificado como Classe II B – resíduo sólido não perigoso inerte e como resíduo comum de acordo com a RDC 306 – Gerenciamento de Resíduos de Serviço de Saúde, Anvisa (ABNT, 2004; ANVISA, 2004).

Fig. 33 Classificação de resíduos Sólidos segundo a NBR 10.004/2004 (ABNT, 2004).

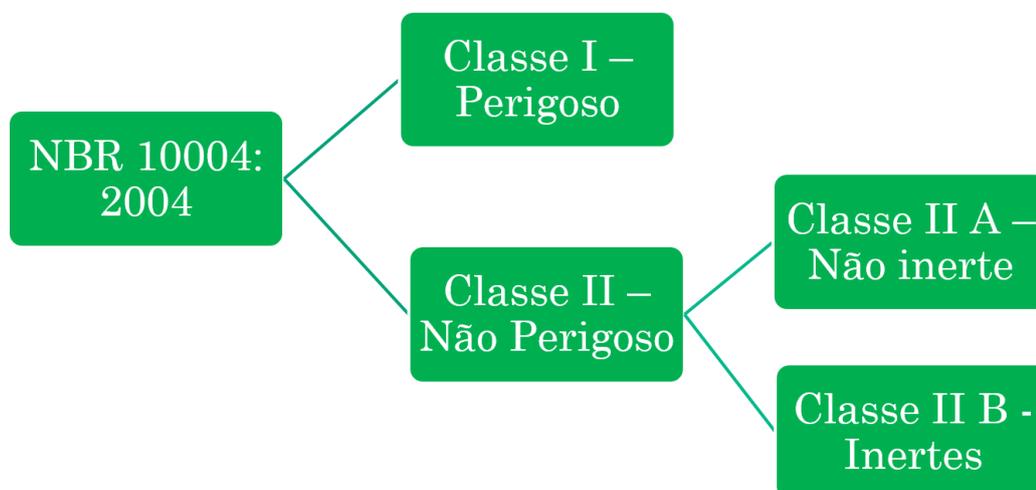
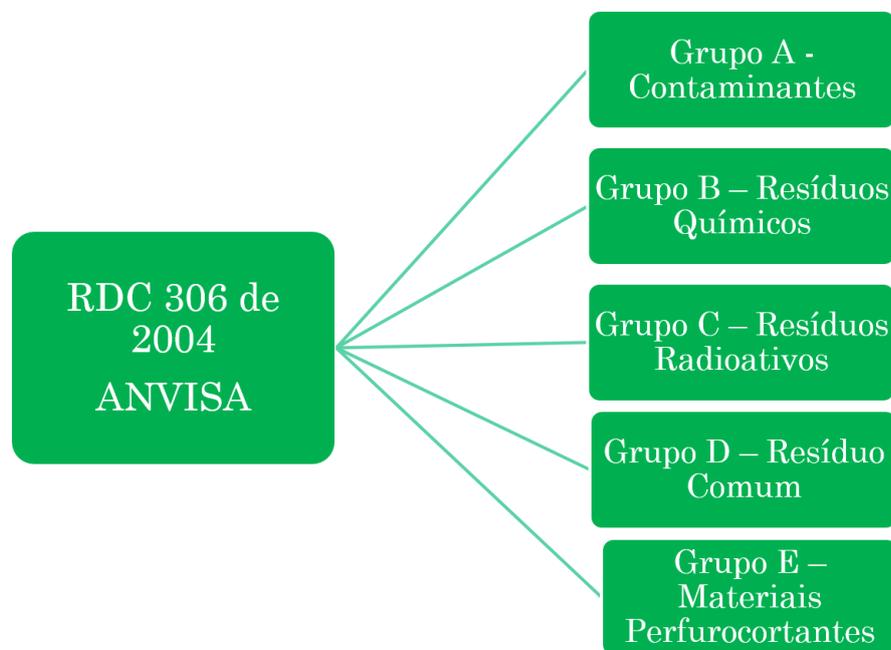


Fig. 34 Classificação dos resíduos da área de saúde de acordo com a RDC 306/2004 (ANVISA, 2004).



Após ensaios físico-químicos do resíduo do FXG, verificou-se qual seria sua disposição final segundo a legislação ambiental CONAMA 430, que dispõe sobre as condições padrões de lançamentos de efluentes em corpos de água receptores (CONAMA, 2011). Na Tabela 6 são apresentados os parâmetros que devem ser avaliados segundo legislação para que o resíduo seja lançado em esgoto sanitário e os resultados obtidos nas análises do FXG (ANVISA, 2004).

Tabela 6 Parâmetros avaliados pelo CONAMA 430 para lançamento de efluentes em esgoto doméstico e resultados obtidos nas análises físico-químicas do FXG (CONAMA, 2011).

Parâmetros	CONAMA 430	Fricke Xilenol Gel após irradiação
pH	5,0 a 9,0	3,5
Temperatura	< 40 °C	Estado físico líquido a 30 °C

Materiais flutuantes	Ausência	Ausente
Parâmetros	CONAMA 430	Fricke Xilenol Gel após irradiação
Materiais solúveis em hexano (óleos e graxas)	< 100 mg/L	Ausente

A partir da análise dos dados apresentados na Tabela 6, verificou-se a necessidade de pré-tratamento do FXG com solução de Hidróxido de Sódio 50% para o ajuste do pH de 3,0 para faixa de 5,0 a 9,0 antes de seu lançamento em rede de esgoto sanitário.

4 CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho construiu-se um objeto simulador (OS) de cabeça, com baixo custo. Foram gastos apenas R\$ 318,50, fabricado com materiais de fácil acesso e com características similares ao tecido humano.

Após as realizações das radiocirurgias verificou-se que é dosímetro FXG e OS são ideias para a realização simulação de radiocirurgia, pois, apresentam características similares ao tecido cerebral.

A avaliação das imagens Figura 25 e 26 permite concluir que, o sinal obtido na leitura através da tomografia computadorizada é de baixa intensidade e não satisfatório para a definição das doses absorvidas pelo dosímetro FXG. Esta baixa intensidade nas imagens tomográficas ocorre pois o FXG não sofre alteração na sua densidade após a irradiação, impossibilitando a formação da imagem pela técnica de tomografia computadorizada por raio-x. Desta forma, não foi possível validar esta técnica para avaliação do sinal dosimétrico do FXG.

Verificou-se que a técnica de imageamento por ressonância magnética permite a avaliação tridimensional da leitura do sinal dosimétrico. A análise das figuras 22, 31 e 32 e do resultado obtido de 21,44 Gy verificado no volume alvo comparado com a dose planejada de 21,40 Gy no software BrainScan[®] permitem a validação da técnica de imageamento por RM como método de leitura tridimensional do FXG, bem como valida o uso do dosímetro FXG como simulador humano. Vale ressaltar que a diferença entre a dose planejada e a dose recebida no alvo foi de 0,19%, e, encontra-se dentro da variação de 5% estabelecido pela Agência Internacional de Energia Atômica.

Ao verificar a radiação nas regiões circunvizinhas ao alvo, nas imagens 31 e 32 nota-se que estas encontram-se divergentes do planejado na Figura 22, o que é justificado pelo longo intervalos de tempo (oito horas) entre a irradiação e a leitura por ressonância magnética e consequente difusão do gel.

Neste estudo, também verificou-se que o FXG é classificado como Classe II B – resíduo sólido não perigoso inerte e como resíduo comum de acordo com a RDC 306 – Gerenciamento de Resíduos de Serviço de Saúde, Anvisa (ABNT, 2004; ANVISA, 2004). Também foi relevado que, para sua disposição final é necessário o ajuste do pH de 3,0 para faixa de 5,0 a 9,0 com solução de Hidróxido de Sódio 50% antes de seu lançamento em rede de esgoto sanitário.

Por tudo que foi apresentado, conclui-se que a técnica dosimétrica mostrou-se viável para verificação e avaliação tridimensional de tratamentos de radiocirurgia através do imageamento por ressonância magnética.

Para estudos futuros, se faz necessário a avaliação detalhada da influência do tempo na leitura por RM, a verificação da interferência da difusão no gel quando aplicado em OS tridimensional e a reprodutibilidade do FXG em grandes escalas.

5 ANEXO A

$$S_{se} = S_0 \left(1 - 2e^{-\frac{TR-TE \div 2}{T_1}} + E - \frac{TE}{T_1} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

$$S_{se} = S_0 \left(1 - 2e^{-\frac{TR-TE \div 2}{T_1}} + E - \frac{TE}{T_1} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

Para $TR \gg TE$ e $TR + TE > T_1$

$$S_{se} = S_0 \left(1 - 2e^{-\frac{TR+TE \div 2}{T_1}} \right) + S_0 e^{-\frac{TE}{T_1}} e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

$$S_{se} = (S_0 - 2S_0 e^{-\frac{(TR+TE \div 2)}{T_1}}) + S_0 e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

Para $T_2 \gg TE$

$$S_{se} = S_0 + S_0 e^{-\frac{TE}{T_1}} \quad \frac{S_1}{S_2} = \frac{S_0 \cdot e}{S_0 \cdot e - TE_2 \div T_1}$$

$$S_{se} = S_0 \left(1 + e^{-\frac{TE}{T_1}} \right)$$

$$\frac{S_1}{S_2} = e^{\frac{-TE_1/1 + TE_2/t_2}{e}}$$

$$S_{se} = S_0 \left(e^0 + e^{-\frac{TE}{T_1}} \right)$$

$$S_{se} = S_0 \left(e^{-\frac{TE}{T_1}} + 0 \right) \quad \ln \left(\frac{S_1}{S_2} \right) = TE_2 - TE_1 - \frac{1}{T_1}$$

$$S_{se} = S_0 e^{-\frac{TE}{T_1}} \quad \frac{1}{T_1} = \frac{\ln(S_1 \div S_2)}{TE_2 - TE_1} = R_1$$

6 REFERÊNCIAS

- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, ANVISA. 2004.** *Resolução da Diretoria Colegiada número 306 - Regulamento técnico para gerenciamento de resíduos de serviço de saúde.* s.l. : ANVISA, 2004.
- AIRD, E.G.A. 1988.** *Basic Physics for Medical Imaging.* s.l. : Butterworth-Heinemann, 1988.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, ABNT. 2004.** *NBR 10004: Resíduos Sólidos - Classificação.* s.l. : ABNT, 2004.
- ATTIX, F.H. e ROESCH, W.C. 1966.** *Radiation Dosimetry.* 2. Madison (Estados Unidos) : Academic Press, 1966. Vol. 2.
- BARBOSA, N.A. 2010.** *Desenvolvimento de um Simulador de cabeça para a aplicação no controle da qualidade de Radiocirurgia Estereotática.* Dissertação (Mestrado). Rio de Janeiro : Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2010.
- BERO, M.A., et al. 2000.** Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements. [ed.] Elsevier. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms.* 2000, Vols. 166-167, pp. 820-825.
- BERO, M.A., GILBOY, W.B. e GLOVER, P.M. 2001.** Radiochromic gel dosimeter for three-dimensional dosimetry. *Radiation Physics and Chemistry.* 2001, Vol. 61, 3-6, pp. 433-435.
- BRINDHA, S., et al. 2004.** Experimental study of attenuation properties of normoxic polymer gel dosimeters. [ed.] IOP Publishing on behalf of the Institute of Physics and Engineering in Medicine Medicine. *Physics in Medicine and Biology.* 2004, Vol. 49, 20.
- CALCINA, C.S.G. 2006.** *Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de controle de qualidade na radiocirurgia.* Tese (Doutorado). São Paulo : Universidade de São Paulo, 2006.
- CALCINA, C.S.G., et al. 2007.** Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylenol gel, thermoluminescent and film dosimeters, and an ionization chamber. [ed.] IOP Publishing on behalf of the Institute of Physics and Engineering in Medicine Medicine. *Physics in Medicine and Biology.* 2007, Vol. 52, 5, pp. 1431-1439.
- CALDEIRA, A.M.F., et al. 2009.** Estudo da oxidação no dosímetro radiocrômico FXG. [ed.] Associação Brasileira da Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica.* 2009, Vol. 2, 3, pp. 24-27.
- CARDOSO, M.A.C. 2012.** *Radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocrômico.* Dissertação (Mestrado). Rio de Janeiro : Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2012.
- CASTRO, D.G, SALVAJOLI, J.V., CANTERAS, M.M e CECÍLIO, S.A.J. 2006.** Radiocirurgia nos adenomas hipofisários. [ed.] Sociedade Brasileira de Endocrinologia & Metabologia. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia.* 2006, Vol. 50, 6.
- CAVINATO, C.C. 2009.** *Padronização do método de dosimetria Fricke gel e avaliação tridimensional de dose empregando a técnica de imageamento por ressonância magnética.* Dissertação (Mestrado). São Paulo : Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2009.
- CHIN, L.S. e REGINE, W.F. 2008.** *Principles and practice of stereotactic radiosurgery.* XXII. s.l. : Springer, 2008.
- CONOLLY, S., et al. 2003.** 10 Magnetic Resonance Imaging. [ed.] K.M. Mudry, R. Plonsey e J.D. Bronzino. *Biomedical Imaging.* 2003.
- CONSELHO NACIONAL DE MEIO AMBIENTE, CONAMA. 2011.** *Resolução número 430.* s.l. : CONAMA, 2011.

- COSTA, R.T. 2011.** *Avaliando a Viabilidade do Uso do Dosímetro Fricke Modificado na Radioterapia.* Dissertação (Mestrado). Riberão Preto : Universidade de São Paulo, 2011.
- COY, S.R. e HOUDEK, P.V. 1995.** Radiosurgery treatment planning. *Seminars in Radiation Oncology.* 1995, Vol. 5, 3, pp. 213-219.
- FILHO, R.E.M.X. 2012.** *Desenvolvimento de objeto simulador da cabeça para dosimetria em tomografia computadorizada.* Dissertação (Mestrado). São Cristóvão : Universidade Federal de Sergipe, 2012.
- FRICKE, H. e MORSE, S. 1927.** The chemical action of roentgen rays on dilute ferrous sulphate solutions a measure of dose. *The American journal of roentgenology, radium therapy and nuclear medicine.* 1927, Vol. 18, pp. 430-432.
- GORE, J.C., KANG, Y.S. e SCHULZ, R.J. 1984.** Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. [ed.] IOP Publishing on behalf of the Institute of Physics and Engineering in Medicine Medicine. *Physics in Medicine and Biology.* 1984, Vol. 29, 20, pp. 1198-1197.
- GUIMARÃES, J.L.M e ROSA, D.D. 2008.** *Rotinas em oncologia.* Porto Alegre : Artmed, 2008.
- HAN, J.H, et al. 2011.** Radiosurgery for large brain metastases. [ed.] American Society of Radiation Oncology. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics.* 2011, Vol. 83, 1, pp. 113-120.
- HENDEE, W.R. e RITENOUR, E.R. 2002.** *Medical Imaging.* 4. New York (Estados Unidos) : Wiley-Liss, 2002.
- HILL, B., VENNING, A. e BALDOCK, C. 2005.** The dose response of normoxic polymer gel dosimeters measured using X-ray CT. [ed.] The British Institute of Radiology. *The British Journal of Radiology.* 2005, Vol. 78, 931.
- HILTS, M. e DUZENLI, C. 2004.** Image filtering for improved dose resolution in CT polymer gel dosimetry. [ed.] American Association of Physicists in Medicine. *Medical Physics.* 2004, 31, pp. 39-49.
- IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. 2000.** *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on absorbed dose to water.* Vienna (Austria) : IAEA, 2000. Technical Report Series No. 398.
- . **2005.** *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.* Vienna (Austria) : IAEA, 2005.
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS, ICRU. 1992.** *Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.* Bethesda (Estados Unidos) : ICRU, 1992.
- JIRASEK, A., et al. 2006.** Investigation of tetrakis hydroxymethyl phosphonium chloride as an antioxidant for use in x-ray computed tomography polyacrylamide gel dosimetry. [ed.] IOP Publishing on behalf of the Institute of Physics and Engineering in Medicine Medicine. *Physics in Medicine and Biology.* 2006, Vol. 51, 7.
- JOHN, H.E. e CUNNINGHAM, J.R. 1983.** *Physics of Radiology.* 4. Hingham (Estados Unidos) : Charles River Media, 1983.
- JÚNIOR, E.A. e YAMASHITA, H. 2001.** Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. [ed.] Associação Brasileira de Psiquiatria. *Revista Brasileira de Psiquiatria.* 2001, Vol. 23, 1.
- JUNIOR, R.G.L. 2012.** *Dosimetria em pacientes submetidos à varreduras de crânico por Tomografia Computadorizada.* Dissertação (Mestrado). Belo Horiyonte : Universidade Federal de Minas Gerais, 2012.
- LUNDGREN, M.S.F.S. 2011.** *Dosimetria em radiocirurgia para tumores cerebrais.* Tese (Doutorado). Recife : Universidade Federal de Pernambuco, 2011.

- MAZZOLA, A.A. 2009.** Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. [ed.] Associação Brasileira de Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009, Vol. 3, 1, pp. 117-129.
- MENDONÇA, BRUNO. 2015.** *spikeilustra@gmail.com*.
- MILANI, C.J., et al. 2013.** *Simulação da Difusão de Íons Férricos em Dosímetros Fricke-Xilenol-Gel em Meios Não-Homogêneos*. Rio de Janeiro : Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica (IRPA), 2013.
- NOVOTNÝ, J., et al. 2002.** Quality control of the stereotactic radiosurgery procedure with polymer-gel dosimetry. [ed.] European Society of Radiotherapy. *Radiotherapy & Oncology*. 2002, Vol. 63, 2, pp. 223–230.
- OKUNO, E., CALDAS, I.L. e CHOW, C. 1986.** *Física para ciências biológicas e biomédicas*. São Paulo : HARBRA, 1986.
- OLIVEIRA, G.A. e BORDUQUI, T. Física da ressonância magnética.** Brasília : Universidade Católica de Brasília.
- OLIVEIRA, L.N, et al. 2009.** Determination of diffusion coefficient in Fricke Xylenol gel dosimeter after electron beam bombardment. [ed.] ELSEVIER. *Surface and Coatings Technology*. 2009, Vol. 203, 17-18, pp. 2367–2369.
- OLIVEIRA, L.N. 2012.** *Determinação de coeficientes de difusão para soluções modificadas do dosímetro Fricke Xilenol gel*. Projeto (Pós-Doutorado). São Paulo : Instituto de pesquisas energéticas e nucleares, 2012.
- . **2007.** *Parâmetros dosimétrico e coeficiente de difusão para elétrons em campos pequenos através do dosímetro Fricke Xilenol Gel*. Tese (Doutorado). Ribeirão Preto : Universidade de São Paulo, 2007.
- OLIVEIRA, L.N., et al. 2009.** 6 MV wedge photon beam profiles with the fricke xylenol gel dosimeter. [ed.] Sociedade Brasileira de Física. *Brazilian Journal of Physics*. 2009, Vol. 39, 4, pp. 615-618.
- OLIVEIRA, L.N., et al. 2007.** Ferrous Xylenol Gel measurements for 6 and 10 MV photons in small field sizes. [ed.] Sociedade Brasileira de Física. *Brazilian Journal of Physics*. 2007, Vol. 37, 3b, pp. 1141-1146.
- PARKER, W. 1995.** *Brachytherapy dosimetry with Fricke-Gelatin and MRI*. Dissertação (Mestrado). Montreal (Canadá) : McGill University, 1995.
- PIRANI, L.F., et al. 2013.** Fricke dosimeter gel measurements of the profiles of shielded fields. [ed.] ELSEVIER. *Applied Radiation and Isotopes*. 2013, Vol. 82, pp. 239-241.
- Rede OMNIA.** Alunos Online: Polimetilmetacrilato (acrílico). [Online] [Citado em: 06 de Outubro de 2014.] <http://www.alunosonline.com.br/quimica/polimetilmetacrilato-acrilico.html>.
- ROSS, C., et al. 1989.** A direct comparison of water calorimetry and Fricke dosimetry. [ed.] IOP Publishing on behalf of the Institute of Physics and Engineering in Medicine Medicine. *Physics in Medicine and Biology*. 1989, Vol. 34, 1, pp. 23-42.
- ROSS, D.E., POTTER, A.E. e BROPHY, B.P. 2011.** Stereotactic Radiosurgery for Acoustic Neuromas: What Happens Long Term? [ed.] American Society of Radiation Oncology. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2011, Vol. 82, 4, pp. 1352-1355.
- SAMPAIO, F.G.A., et al. 2009.** *8 and 10 MEV electron beam small field profiles through fricke xylenol gel dosimeter*. Rio de Janeiro : Associação Brasileira de Energia Nuclear (INAC), 2009.
- SANCHEZ, M.S.A. 2012.** *Verificação 3D da distribuição da dose em radiocirurgia estereotáxica através de simulação Monte Carlo e dosimetria por ressonância magnética nuclear*. Tese (Doutorado). Ribeirão Preto : Universidade de São Paulo, 2012.

- SCHELL, M.C., et al. 1995.** *Stereotactic Radiosurgery*. Report of Task Group 42 - Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. Woodbury (Estados Unidos) : American Institute of Physics, 1995.
- SVENSSON, H., et al. 2013.** Feasibility study using MRI and two optical CT scanners for readout of polymer gel and Presage. [ed.] IOP Publishing. *Journal of Physics: Conference Series*. 2013, Vol. 44, Conference 1.
- UNIVERSAL MEDICAL.** [Online] [Citado em: 21 de Novembro de 2014.] <http://www.universalmedicalinc.com>.
- VENNING, A.J., et al.** Preliminary study of a normoxic PAG gel dosimeter with tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride as an anti-oxidant. *Journal of Physics: Conference Series*. Vol. 3, 3.
- VERGOTE, K. 2005.** *Development of polymer gel dosimetry for applications in Intensity;modulated radiotherapy*. Gent (Bélgica) : Universiteit Gent, 2005.