

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA - IFSC
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTU SENSU* EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

CAMILA MASIERO PEREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM OBJETO SIMULADOR PARA CONTROLE DE
QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA UTILIZANDO DOSIMETRIA FRICKE XILENOL GEL
POR MEIO DE ESPECTROFOTOMETRIA UV-VIS**

Florianópolis, 2018

CAMILA MASIERO PEREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM OBJETO SIMULADOR PARA CONTROLE DE
QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA UTILIZANDO DOSIMETRIA FRICKE XILENOL GEL
POR MEIO DE ESPECTROFOTOMETRIA UV-VIS**

Dissertação de Mestrado da Pós-graduação em Proteção Radiológica submetido à avaliação do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre D'Agostini Zottis

Coorientadora: Prof^a. Dr^a Renata Pietsch Ribeiro

Florianópolis, 2018

Ficha Catalográfica elaborada por Everaldo Nunes

Bibliotecário – CRB 14/1199

P436d

Pereira, Camila Masiero

Desenvolvimento de um objeto simulador para controle de qualidade em radiocirurgia utilizando dosimetria Fricke xilenol gel por meio de espectrofotometria UV-VIS / Camila Masiero Pereira. – Florianópolis, 2018.

98 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre D'Agostini Zottis.

Coorientadora: Prof^a. Dr^a Renata Pietsch Ribeiro.

Dissertação (Mestrado Profissional em Proteção Radiológica) – Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Proteção Radiológica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Bibliografia: f. 77-84.

1. Radioterapia. 2. Radiocirurgia. 3. Dosimetria. 4. Fricke. 5. Controle de Qualidade. I. Zottis, Alexandre D'Agostini. II. Ribeiro, Renata Pietsch. III. Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Proteção Radiológica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina. IV. Título.

**DESENVOLVIMENTO DE UM OBJETO SIMULADOR PARA CONTROLE DE
QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA UTILIZANDO DOSIMETRIA FRICKE XILENOL GEL
POR MEIO DE ESPECTROFOTOMETRIA UV-VIS**

CAMILA MASIERO PEREIRA

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Proteção Radiológica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 08 de março de 2018

Prof. Flávio Augusto P. Soares, Dr.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Alexandre D'Agostini Zottis, Dr.
Orientador

Prof^a. Renata Pietsch Ribeiro, Dra.
Coorientador

Prof. Dr. Lucas Nonato de Oliveira
Instituto Federal de Goiás

Prof^a. Dr^a. Patrícia Dorow
MPPR-IFSC

Prof. Me. Dorival Menegaz Nandi
MPPR (Aposentado) – IFSC

Prof. Dr. Marcos Scopel
MPPR-IFSC

AGRADECIMENTOS

Agradeço a toda minha família pelo apoio e paciência.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre D'Agostini Zottis, Coorientadora: Prof^a. Dr^a Renata Pietsch Ribeiro, pela atenção e dedicação.

Ao IFSC e o laboratório com toda sua estrutura e profissionais da química por me auxiliarem com presteza e dedicação.

Aos amigos pela compreensão pelos dias de ausência.

Com muito carinho e admiração, agradeço a minha irmã de coração e colega desde os tempos de faculdade, Janie Ourique Feijó, por estar sempre ao meu lado, inclusive nesta empreitada.

Agradeço ao meu amigo e colega William Trinca que não mediu esforços em me escutar e auxiliar neste projeto.

Agradeço ao Estácio Lopes pela dedicação e empenho ao atender minhas solicitações na construção do protótipo.

Agradeço ao CEPON pela oportunidade de realizar a pesquisa e ao Físico Daniel Souza Felipe por ter compartilhado de todo seu conhecimento nesta jornada, de forma incansável e maestral.

PEREIRA, Camila Masiero. **Desenvolvimento de um objeto simulador para controle de qualidade em radiocirurgia utilizando dosimetria Fricke xilenol gel por meio de espectrofotometria UV-VIS**. 2018. 98 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Proteção Radiológica) – Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Proteção Radiológica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2018.

RESUMO

A precisão na localização e dosimetria é um dos fatores que auxiliam no sucesso da radioterapia com o mínimo possível de efeitos secundários nas células vizinhas, assim necessita-se um teste de controle de qualidade específico para garantir a administração da dose total seguindo normas internacionais. O objetivo geral desta pesquisa foi desenvolver um objeto simulador para controle de qualidade em radiocirurgia utilizando um sistema de dosimetria química Fricke xilenol gel (FXG) para avaliação da dose absorvida. Todo o processo da radiocirurgia foi executado utilizando o sistema dosimétrico desenvolvido: simulação no tomógrafo com o objeto simulador preso ao *halo* de fixação, cálculo da dose utilizando *software* de planejamento, resultando em 15,02 Gy para o dosímetro químico e 15,28 Gy para Câmara de Ionização, e a execução da entrega da dose simulada, no acelerador linear. Foram feitas medições da dose absorvida do dosímetro químico FXG resultando em 14,61 Gy obtido pela leitura espectrofotométrica UV-VIS. O desvio médio percentual da dose absorvida planejada em relação á medida pelo dosímetro FXG, foi de 2,81%. Enquanto que, o medido pela câmara de ionização foi de 15,54 Gy, apresentando 1,68%. Já o desvio percentual para o sistema dosimétrico utilizando FXG sob as mesmas condições experimentais, apresentou uma diferença de 6,36 % em relação á Câmara de Ionização. Foi estimado o rendimento radioquímico do dosímetro FXG ($17,0 \times 10^{-7} \text{ mol.J}^{-1}$). Os resultados demonstraram que se encontraram dentro dos limites aceitáveis preconizados pela Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiação ($\pm 5\%$ no volume alvo planejado) e pela *Task Group* 142 ($\pm 3\%$ de aceite). Concluiu-se que a *priori*, os dados mostraram que o método dosimétrico avaliado neste estudo para controle de qualidade em radiocirurgia pode ser aperfeiçoado e instituído em um Serviço de Radioterapia no país.

Palavras-chave: Radioterapia. Radiocirurgia. Dosimetria. Fricke. Controle de Qualidade.

ABSTRACT

The precision on the location and dosimetry is one of the factors that are part of the success of radiotherapy with minimum possible secondary effects on neighbor cells, thus, a specific quality control test is necessary in order to guarantee the administration of the total dosage according to international rules. The general goal of this research was to develop a simulating object for quality control in radiosurgery using a system of chemical dosimetry Fricke gel xlenol (FXG) for assessment of the absorbed dose. The whole process of the radiosurgery was executed with the use of the developed dosimetry system: simulation on the tomograph with the simulating object attached to the fixation *halo*, calculation of the dosage using a *software* for planning, resulting on 15,02 Gy for the chemical dosimeter and 15,28 Gy for Ionization Chamber and the execution of the simulated dosage deliver in the linear accelerator. Measurements of the absorbed dosage of FXG chemical dosimeter were made resulting on 14,61 Gy obtained from the spectrophotometric reading UV-VIS. The percentage error between the two measurements corresponded to 2,81%. While the one measured by the ionization chamber was 15,54 Gy, showing 1,68%. And the percentage error for the dosimeter system using FXG under the same experimental conditions, showed a difference of 6,36% in comparison to the Ionization Chamber. The radiochemical output of the dosimeter FXG ($17,0 \times 10^{-7} \text{ mol.J}^{-1}$) was estimated. The results were found within the acceptable limits declared by the International Committee for Radiation Units ($\pm 5\%$ in the planned target volume) and by the *Task Group 142* ($\pm 3\%$ of the acceptance). It is concluded that, *a priori*, the data showed that the dosimetric method analyzed on this study for quality control in radiosurgery could be improved and instituted in a Service of Radiotherapy in the country.

Key words: Radiotherapy. Radiosurgery. Dosimetry. Fricke. Quality Control.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Colimador micro-multi-folhas: folhas finas de 3 mm no centro; folhas intermediárias de 4,5 mm; e folhas externas de 5,5 mm. O tamanho máximo do campo é de 10 × 10 cm.....	27
Figura 2 - Coordenadas estereotáxicas definindo as três dimensões no espaço que deve ser irradiado.....	29
Figura 3 - (A) Fixação do anel – Halo na cabeça. (B e E) Fixadores e pinos de fixação com pontas de cerâmica. (C) Quadro robusto e leve de armação. (D) Chave de torque para ajuste de pressão de pinos	29
Figura 4 - (A) Caixa de localização dos eixos para CT. (B) Caixa de posicionamento do alvo com os (C) filmes anexados ao mesmo com marcadores isocêntricos, (D) para configuração do laser, (E) contornos de lesões ortogonais, e (F) formas de lesão projetadas em ângulo de feixe para verificação de feixe conformacional com o campo de iluminação do AL.	30
Figura 5 - Vista superior do objeto simulador com o suporte de fixação de PMMA fixado no Halo com as placas internas para o encaixe da CI (A) e placa interna para a colocação da cubeta contendo o dosímetro FXG (B)	43
Figura 6 - Conjunto de placas internas, para encaixe da câmara de ionização (C), cubeta (D), parafusos usinados para fixação (E).....	43
Figura 7 - Conjunto completo dos acessórios confeccionados.....	44
Figura 8 - Tomógrafo modelo CT Simulador Mult Slice – GE do CEPON.....	45
Figura 9 - Acelerador Linear 600 C/D do CEPON, Fabricante: Varian Medial Systems	45
Figura 10 - Posicionamento do objeto simulador fixado no Halo , encaixado na caixa de localização para aquisição de CT, este sobre a mesa do tomógrafo (A) e vista anterior com a cubeta contendo água, (B) câmara de ionização	46
Figura 11 - Posicionamento de cubetas no centro do objeto simulador (A) e colocação das placas sobre as mesmas (B) para Irradiação das amostras e determinação da curva de calibração	47
Figura 12 - Posicionamento do objeto simulador com a cubeta internamente no mesmo, fixado na mesa de tratamento no AL	48
Figura 13 - Câmara de Ionização modelo Farmer, do CEPON	49
Figura 14 – Câmara de ionização modelo A 16, do CEPON.....	49

Figura 15 - Espectrofotômetro Agilent Technologies Cary 60-UV-Vis utilizado para leituras dos dosímetros.....	51
Figura 16 - Simulação diâmetro do tumor (A); Simulação Contorno da cubeta (B)...	53
Figura 17 - Determinação da isodose no volume (3, 4) em cinco arcos dinâmicos (1, 2)	54
Figura 18 - Mapas de localização gerados pelo iPlan	56
Figura 19 - Suporte de cabeça – objeto simulador fixado a mesa no AL	57
Figura 20 - Coordenadas do planejamento no AL.....	58
Figura 21 - Irradiação de simulação da Rcir.....	58
Figura 22 – Curva de calibração para o dosímetro FXG	60
Figura 23 – Espectro de absorção ótica para a solução Fricke gel identificando a banda de 582nm.....	60
Figura 24- Objeto simulador com o encaixe interno e CI posicionada	67
Figura 25 - Posicionamento para CT.....	67
Figura 26 - Determinação do volume simulado a ser irradiado de 30mm com a CI ..	68
Figura 27 - Determinação dos arcos dinâmicos e Histograma	69
Figura 28 - Mapas de localização de coordenadas Estereotáxica, fixados na mesa com todo o conjunto da CI e objeto simulador, para irradiação de simulação	70
Figura 29 - Posicionamento do objeto simulador no AL para irradiação com a CI	71
Figura 30 – Organograma da metodologia do processo	74
Figura 31 - Curva concentração x absorbância de ferro III para a determinação do coeficiente de extinção molar do espectrofotômetro Agilent Technologies Cary 60.....	85
Figura 32 - Os reagentes utilizados para o preparo para confecção do dosímetro FXG e cubeta contendo o FXG	87
Gráfico 1 - Representação da diferença de percentual	63
Gráfico 2 – Representação da diferença de percentual	73
Quadro 1 - Parâmetros para intercomparação das CIs	50
Quadro 2 - valores das concentrações versus absorbância para diversas concentrações de soluções de Fe ³⁺	85
Quadro 3 - Densidade relativa da solução do dosímetro FXG (prFXG)	86

Quadro 4 - Leitura de absorvância no Espectrofotômetro em função da dose absorvida.....	88
Quadro 5 - Testes de segurança do acelerador linear	89
Quadro 6 - Testes mecânicos do acelerador linear	89
Quadro 7 - Testes dosimétricos do acelerador linear	90
Quadro 8 - Testes mecânicos do acelerador linear para Rcir	91
Quadro 9 - Testes dosimétricos do acelerador linear para Rcir	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química para a solução dosimétrica Fricke Xilenol Gel	42
Tabela 2 - Parâmetros dosimétricos estabelecidos para o tratamento simulado	55
Tabela 3 - Leitura de absorvância da simulação do tratamento de Rcir cubeta A e B	61
Tabela 4 - Leitura de absorvância da simulação do tratamento de Rcir cubeta A e B convertidos em Gy.....	62
Tabela 5 - Média das três leituras em cada uma das cubetas; diferenças absoluta e relativa entre as médias das cubetas	64
Tabela 6– Parâmetros dosimétricos estabelecidos para o tratamento simulado.....	69
Tabela 7- Valores nC duas CIs	72
Tabela 8 - Valores em nC.....	72
Tabela 9 - Valores em Gy.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL - Acelerador Linear

CEPON – Centro de Pesquisas Oncológicas

CW – *Clockwise* - sentido horário

CCW - *Counter clockwise* – anti-horário

Halo - Anel

INCA - Instituto Nacional do Câncer

ICRU - Comissão Internacional para Medidas e Unidades de Radiação

OMS - Organização Mundial da Saúde

PET CT - Tomografia por emissão de pósitrons

Rcir - Radiocirurgia Estereotáxica ou simplesmente Radiocirurgia

SNC - Sistema Nervoso Central

TG – *Tasck Group* – Grupo de Tarefas

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Justificativa.....	16
1.2 Objetivo geral	17
1.3 Objetivos específicos.....	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 Câncer e seus tratamentos.....	18
2.2 Radioterapia.....	20
2.3 Efeitos biológicos da radiação.....	21
2.4 Proteção radiológica	22
2.5 Radiocirurgia	23
2.5.1 Aspectos dosimétricos da radiocirurgia	25
2.5.2 Radiocirurgia em aceleradores lineares	26
2.6 Controle de qualidade em aceleradores lineares	30
2.6.1 Controle de qualidade em radiocirurgia.....	32
2.7 Método de dosimetria química	34
2.7.1 Método de dosimetria Fricke	35
2.7.2 Método de dosimetria Fricke modificado (FXG)	35
2.7.3 Equação para o rendimento radioquímico dos íons Fe^{3+} do dosímetro FXG ...	37
2.8 Espectrofotometria.....	39
2.9 Relação entre densidade ótica (OD) e dose absorvida	39
3 MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1 Delineamento da Pesquisa	41
3.2 Materiais utilizados para preparação das amostras FXG	41
3.3 Objeto Simulador e acessórios para as medidas dosimétricas	42
3.4 Tomografia computadorizada	44
3.5 Acelerador linear de radioterapia para irradiação das amostras	45
3.6 Tomografia computadorizada de simulação.....	46
3.7 Irradiação das amostras com as soluções de FXG e determinação da curva de calibração de resposta em função da dose absorvida.....	47
3.8 Irradiação das amostras com as soluções de FXG e determinação da dose de simulação da R_{cir}	48
3.9 Irradiação com a câmara de ionização	48

3.10	Leitura espectrofotométrica das amostras do dosímetro FXG	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	52
4.1	Análise da dose absorvida pelo Sistema de Planejamento de Tratamento - TPS.....	52
4.2	Simulação do Sistema de Planejamento do Tratamento (TPS) por radiocirurgia usando dosímetro FXG.....	53
4.3	Irradiação do dosímetro FXG no TPS para simulação do tratamento para Rcir.....	55
4.4	Leitura e construção da curva espectrofotométrica das amostras do dosímetro FXG	59
4.5	Leitura e construção da curva espectrofotométrica para dose planejada...61	
4.6	Cálculo do valor do rendimento radioquímico da solução de FXG: $G(Fe^{3+})_{FXG}$	64
4.7	Simulação do Sistema de Planejamento do Tratamento (TPS) por radiocirurgia usando a C.I.....	66
4.8	Irradiação da CI A16 no TPS para simulação do tratamento para Rcir	68
4.9	Análise de dose absorvida com câmara de ionização	71
4.9.1	Estimativa da dose absorvida de radiação utilizando CI A16	72
5	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	75
	REFERÊNCIAS.....	77
	APÊNDICE A – Descrição da determinação do coeficiente de extinção molar ϵ da solução do dosímetro FXG.....	85
	APÊNDICE B: Descrição da determinação da densidade relativa ρ da solução de dosímetro FXG	86
	APÊNDICE C: Preparação do dosímetro Fricke Gel Xilenol (FXG)	87
	APÊNDICE D - Leitura de absorbância no espectrofotômetro em função da dose absorvida	88
	ANEXO A: Testes de controle de qualidade	89
	ANEXO B: TPS – sistema de planejamento do tratamento simulado do dosímetro Fricke Xilenol Gel e Câmara de ionização.....	93
	ANEXO C: Croqui do Objeto simulador.....	95
	ANEXO D: Croqui do Objeto simulador.....	96
	ANEXO E: Croqui do <i>Halo</i>	97
	ANEXO F: Solicitação de autorização para realização de pesquisa	98

1 INTRODUÇÃO

Câncer é uma doença relacionada ao crescimento desordenado e acelerado das células do organismo, provocado por falhas no processo de divisão celular, podendo invadir tecidos e órgãos adjacentes, acometendo outras regiões do corpo, cujo processo é denominado metástase (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, 2011).

A incidência do câncer no Brasil vem aumentando a cada ano, como em todo o mundo, em um ritmo que acompanha o envelhecimento populacional em virtude do aumento da expectativa de vida. O Instituto Nacional do Câncer (INCA) estima que no ano de 2016 haverá mais de 596 mil novos casos no país, a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima 27 milhões de casos de câncer até 2030 (INCA, 2015).

Os comportamentos de tipos específicos de cânceres estão relacionados a diversos fatores, incluindo sexo, idade, raça, predisposição genética e exposição a carcinógenos ambientais (INCA, 2011). No Brasil o câncer é a segunda causa de morte e os tipos mais comuns são: pulmão, mama, pele, colo do útero, colo retal, estômago, fígado e sistema nervoso central (INCA, 2015).

A Radiocirurgia Estereotáxica ou simplesmente Radiocirurgia (Rcir) é uma técnica não invasiva que utiliza a administração de uma única fração de dose de radiação externa, bastante elevada, porém, com extrema precisão e alvos bem localizados, por um sistema de coordenadas espaciais, estes com limites bem definidos. (KHAN, 2010).

A radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica fracionada são técnicas especificamente indicadas no tratamento de pequenas lesões do cérebro, malignas ou benignas que utilizam feixes de radiações não coplanares de diâmetros pequenos (PODGORSAK, 2005).

No século XVII René Descartes definiu a localização de qualquer ponto no espaço com referência a três planos perpendiculares intersectantes, tornando-se conhecidas como as coordenadas cartesianas. Os princípios deste tipo de localização ao espaço intracraniano viriam a ser concebido no início deste século por um neurocirurgião, Victor Horsley e por um matemático, Robert Clark ao definirem localizações no cérebro com o auxílio de um aparelho usando as coordenadas cartesianas; este sistema de localização, indireto, a partir de referências tridimensionais, foi designado estereotaxia (de estereo=espaço e taxia=localização).

Mas seria posteriormente, há cerca de 55 anos, que esta modalidade viria a ser amplamente desenvolvida por Lars Leksell (CLAUDE; LEKSELL, 1983).

Atualmente, existem quatro técnicas de Radiocirurgia disponíveis. A irradiação por raios gama gerados por múltiplas fontes do radioisótopo cobalto-60 (gama Radiocirurgia), a irradiação por raios X gerados nos aceleradores lineares e a irradiação por feixes de partículas pesadas produzidos nos grandes aceleradores de partículas (ciclotrons) (CASTRO, 2007). O *Cyber Knife* constitui uma técnica para Radiocirurgia com um tipo especial de acelerador linear miniaturizado montado em um braço robótico; ao invés do aro estereotáxico convencional, utiliza um sistema de imagem que faz o alinhamento do feixe com o alvo, porém apresenta um custo muito elevado (BARBOSA, 2011).

O número de pacientes tratados com Rcir vem crescendo progressivamente nos últimos anos, devido ao caráter conservador do tratamento, à menos morbidade terapêutica e aos mais baixos custos financeiros inerentes. Tem sido regularmente utilizada nos tumores malignos (metástases cerebrais, gliomas, meduloblastomas, ependimomas, carcinoma da nasofaringe, etc) e dos tumores benignos dos adultos (neurinomas, meningiomas, paragangliomas, adenomas hipofisários e outros), e cada vez mais frequente nos tumores e má formações arteriovenosas. (MASCARENHAS, 2005).

Radioterapia Estereotáxica Fracionada consiste em dividir uma alta dose em pequenas frações, podendo ser entre três e cinco frações, reduzindo os efeitos radiobiológicos nos tecidos saudáveis adjacentes, se comparado a dose única na Rcir, sendo eficaz no combate as células tumorais (SAKURABA, 2015).

A Rcir por exigir uma alta precisão, tanto no valor da dose de radiação entregue ao volume alvo como na localização deste volume, e por envolver regiões extremamente delicadas de tratamento, exige um controle de qualidade ainda mais rigoroso (CARDOSO, 2009). A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação recomenda uma exatidão global de 5% na dose de entrega ao volume alvo em radioterapia. Este valor é baseado na análise da resposta dos tecidos à irradiação e na avaliação das incertezas envolvidas na entrega da dose absorvida no local do tratamento (ICRU 50, 1993).

A qualidade de um tratamento provém de um conjunto de fatores que podem ser classificados como erros mecânicos, localização designada por imagens, planejamento da dose, posicionamento do paciente, irradiação, entre outros

(TECDOC 1151, 2001; ICRU 91).

Para analisar a qualidade de um tratamento por Rcir é preciso levar em conta todos os fatores envolvidos no tratamento, avaliando-os de maneira combinada, ou seja, o tratamento não pode ser considerado de qualidade caso algum destes fatores esteja de fora dos padrões recomendados à qualidade dos mesmos (TECDOC 1151, 2001; ICRU 91).

A dosimetria química vem sendo desenvolvida em diversas pesquisas, o dosímetro Fricke Xilenol Gel é considerado padrão no uso com altas energias, esta compreendida entre 1 a 30 Gy, sendo relevante para o presente estudo, além de possuir características muito próxima da água, o que simula o corpo humano, e tem a capacidade de medir a dose absorvida em certa região de interesse, devido a sua exatidão, reprodutibilidade e linearidade (CAVINATO, 2009; SILVEIRA, 2010; MOREIRA, 2012; OLIVEIRA, 2014).

Diante do exposto a presente pesquisa buscou desenvolver estudos avançados em dosimetria de pequenos campos associados à avaliação do tratamento por Rcir utilizando métodos de controle de qualidade envolvidos nos rigorosos padrões internacionais, com o uso de um objeto simulador personalizado e dosimetria química Fricke Xilenol Gel.

1.1 Justificativa

A justificativa para a presente pesquisa se dá pela complexidade envolvida e a precisão exigida em todo o processo do tratamento da radiocirurgia, este que envolve várias etapas, desde a fixação do *halo* estereotáxico no crânio do paciente, aquisição de imagens tomográficas para o planejamento, validação da dose e entrega da mesma, em virtude de ser um processo longo, pode acarretar erros mecânicos do equipamento e toda estrutura, como também erros dosimétricos, por tanto evidencia-se a importância da necessidade em realizar um controle de qualidade personalizado para cada tratamento de câncer com esta modalidade.

Diante das altas doses de radiação ionizante utilizadas na radioterapia observa-se a necessidade de redução a exposição dos tecidos normais circundantes e conseqüentemente menor toxicidade devido ao tratamento radioterápico. Assim, a partir do desafio vivenciado por profissionais da área da radioterapia de entregar altas doses com precisão, nos tratamentos de Rcir para tumores do SNC, busca-se

pesquisar a sua eficácia em conjunto com a redução dos danos biológicos aos tecidos e órgãos adjacentes adotando modelos experimentais e protótipo específico que permitam estimarmos a dose absorvida durante um tratamento por Rcir.

Recomendações de protocolos para o controle de garantia da qualidade em Rcir estão sempre sendo discutidas e avaliadas. Existem órgãos e comitês nacionais e internacionais de especialistas em Rcir que atuam nestas questões, dentre elas a AAPM (*American Association of Physics in Medicine*), esta que publicou uma revisão em 2009, TG (*Task Group*) n°142, indo de encontro com a necessidade de estar elaborando continuamente e avaliando métodos que tragam segurança na irradiação da área tratada e sua entrega da dose. Dessa forma, está pesquisa se justifica pela necessidade de um controle de qualidade dos métodos de Rcir.

1.2 Objetivo geral

O presente estudo teve como finalidade principal propor um método dosimétrico fundamentado na dosimetria Fricke Xilenol Gel, e a construção de um objeto simulador personalizado desenvolvido durante o trabalho, para aplicação na rotina de Controle de Qualidade (CQ), específico e prático para os procedimentos de Radiocirurgia do SNC.

1.3 Objetivos específicos

- a) Construir um objeto simulador de sistema nervoso central, com material similar ao tecido humano, com características para leitura dosimétrica interna de Rcir;
- b) Estimar a dose absorvida em uma simulação do tratamento de Radiocirurgia Estereotáxica de crânio, utilizando o Fricke Xilenol Gel modificado inserido em um objeto simulador personalizado;
- c) Propor e avaliar um protocolo de controle de qualidade em Rcir, assegurando a dosimetria envolvida em todas as etapas do procedimento, utilizando a dosimetria Fricke Xilenol Gel;
- d) Avaliar o protocolo de controle de qualidade proposto estimando o valor do rendimento radioquímico dos íons Fe^{3+} do dosímetro Fricke Xilenol gel.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresentará os elementos teóricos de fundamental importância para a compreensão do estudo em questão, tais como: câncer, tecnologia em radioterapia, proteção radiológica, controle de qualidade e Radiobiologia.

2.1 Câncer e seus tratamentos

A radioterapia é uma das formas de tratamento do câncer e de alguns tumores benignos, ela é empregada isolada ou aliada a outras formas de tratamento, junto com a quimioterapia, hormonioterapia e cirurgia (SAKURABA, 2015).

Quimioterapia é um tratamento de uso intravenoso em sua maioria, podendo também ser administrada via subcutânea, intratecal e oral, administrado isolado ou adjuvante a radioterapia, porém observa-se danos em todo organismo, por entrar na corrente sanguínea atingindo todas as células (SAKURABA, 2015).

O Câncer do SNC representa na população mundial aproximadamente 2% de todas as neoplasias malignas. As taxas de incidência não apresentam grandes variações geográficas. Durante as últimas décadas, a incidência e a mortalidade dos tumores do SNC aumentaram na maioria dos países desenvolvidos, principalmente nas faixas etárias mais avançadas. Parte desse aumento atribuiu-se à melhoria e a introdução de novas tecnologias diagnósticas menos invasivas, como por exemplo tomografia computadorizada, ressonância magnética, tomografia por emissão de pósitrons, entre outras técnicas (INCA, 2015).

A incidência do câncer vem aumentando progressivamente no mundo, estima-se que em 50% dos casos, os pacientes fazem uso da radioterapia em seu tratamento, observando o aumento cada vez maior da cura destes pacientes (SAKURABA, 2015; FRANCK, 2012; SALVAJOLI, 2014; WHO, 2008; SCHLEGEL, BORTFELD, GROSU, 2006).

Os tumores cerebrais pertencem a um grupo de tumores que afetam o cérebro e a medula espinhal, são conhecidos como neoplasia do SNC. O tumor cerebral é uma massa de células anormais que cresce e se multiplica de forma descontrolada no cérebro; os tumores que se desenvolvem no cérebro são chamados de tumores cerebrais primários, esses tipos de tumores são confinados no cérebro e não se espalham para outras partes do corpo. Tumores cerebrais

metastáticos se originam em células cancerosas em outra parte do corpo (por exemplo, pulmão, mama) se espalham para o cérebro através da corrente sanguínea (AMERICAN CANCER SOCIETY, 2016).

As metástases cerebrais são os tumores cerebrais mais comuns. Até 50% dos pacientes que falecem devido a um tumor maligno sistêmico apresentam metástases cerebrais à autópsia, sendo que, em um terço desses pacientes, estas metástases são solitárias. Em sua maioria, essas metástases se originam no pulmão, seja devido a um tumor primário, seja devido a uma metástase pulmonar de um outro tumor sistêmico. Em alguns casos, as células tumorais podem alcançar o sistema nervoso central por meio do plexo venoso vertebral (SALVAJOLI, 2014; INSTITUTO..., 2015).

É importante ter conhecimento e saber avaliar a apresentação clínica da doença para determinar qual protocolo de tratamento será abordado, é indispensável ser avaliado o estágio histopatológico, pois é de extrema relevância para fornecer dados mais precisos, para mensurar o prognóstico e os possíveis resultados finais do tratamento (SOBIN e WITTEKIND, 2004).

O tratamento é baseado no estadiamento clínico da doença e no tripé terapêutico: cirurgia, radioterapia e quimioterapia, com o objetivo de cura e melhor qualidade de vida para o paciente (PELLIZZON, GUIMARÃES, 2008). O tratamento único, podendo ser escolhido a cirurgia ou radioterapia de maneira isolada é reservado para os pacientes com doença em estádios iniciais.

A Rcir é indicada em tumores cerebrais benignos, dentre eles neurinoma do acústico, adenomas de hipófise e meningiomas; em tumores malignos primários pequenos, como glioma de baixo grau de malignidade e gliomas de alto grau de malignidade; em tumores metastáticos cerebrais, especialmente de pele (melanoma), rim, mama e pulmão e em afecções vasculares como Malformação Artério-Venosa (MAV). Esta técnica também é indicada para lesões funcionais no tratamento de epilepsia, transtornos do comportamento, e dor refratária a medicação, principalmente a dor de origem oncológica e certas neuralgias, chamada de radiocirurgia funcional intraparenquimatosa e para a neuralgia do trigêmeo (LUNDGREN,2011; SALVAJOLI, 2014).

Esta técnica de tratamento pode ser comparada a técnica neurocirúrgica, por ter um mesmo objetivo de eliminar ou reduzir o tumor, porém ela é realizada no crânio fechado, não sendo este procedimento invasivo, sendo possível, por meio

desta, aplicar alta dose de radiação a um volume pequeno dentro do crânio, localizado por procedimentos estereotáxicos. Este método exige a necessidade de feixes extremamente pequenos de radiação, dirigidos com precisão ao volume a ser tratado, sendo a dose aplicada em uma única sessão. O sucesso do tratamento depende, entre outros fatores, da determinação precisa dos parâmetros que caracterizam o feixe de radiação emitido pelo equipamento utilizado e, portanto, de um programa de garantia de qualidade bem estruturado.

2.2 Radioterapia

A Radioterapia é uma modalidade terapêutica que possui o objetivo de destruir, extirpar, eliminar totalmente células malignas ou reduzir o seu crescimento, incluindo tumores benignos, por meio da quebra do DNA desta célula, com o uso da radiação X, raios gama, partículas alfa e beta, estes possuem energia suficiente para gerar a ionização celular, causando o mínimo de danos possível as células saudáveis adjacentes. Ela pode ser utilizada adjuvante a quimioterapia, hormonioterapia e cirurgia (SCHLEGEL, BORTFELD, GROSU, 2006).

Quando não ocorre a cura, existe uma melhora de vida, em virtude de redução de sintomatologia, por meio da diminuição do tamanho do tumor, reduzindo assim a pressão local e conseqüentemente a dor e desconforto, oferecendo um prognóstico paliativo (FRANCK, 2012).

O mecanismo de ação da radioterapia está relacionado diretamente ao dano no DNA das células tumorais, mas a sensibilidade dessas células à radiação é variável e depende de sua localização e oxigenação do tumor, qualidade e quantidade de radiação administrada e tempo total de exposição (FRANCK, 2012).

Existem dois tipos de tratamento na Radioterapia, um tratamento é quando ocorre a administração de Radionuclídeos na região de interesse, por um processo devidamente planejado, com inserção de aplicadores em contato ao tumor, denominado Braquiterapia, e o tratamento realizado com o uso de unidades de cobalto 60 ou aceleradores lineares, irradiando de fora para dentro do paciente, a distância, denominado Teleterapia (PEREIRA, 2000; FRANCK, 2012).

O processo de planejamento do tratamento e entrega de dose envolve várias etapas; funciona como um sistema em cadeia sequencial que se inicia com o posicionamento e imobilização do paciente na simulação do tratamento, e continua

por meio do planejamento até a entrega de dose (PODGORSAK, 2005). Realizado o diagnóstico e escolhido a terapia e a qualidade da radiação, determina-se o campo de irradiação, a área da superfície do paciente que se pretende irradiar. A escolha do tamanho do campo depende da dimensão do tumor e do volume a ser irradiado. A seguir faz-se a prescrição da dose e do fracionamento (BUENO, 2007).

O tratamento da Radioterapia envolve um processo complexo, com múltiplas etapas, envolvendo várias tecnologias e conhecimento dos profissionais envolvidos, sendo estas divididas em partes para o tratamento no Acelerador Linear, desde a confecção do imobilizador ao procedimento de checagem do tratamento e sua administração (PODGORSAK, 2005; WHO, 2008; SALVAJOLI, 2014; SAKURABA, 2015), conforme segue:

- a) Simulação: posicionamento e imobilização do paciente;
- b) Aquisição de Imagens;
- c) Transferência de parâmetros;
- d) Planejamento do Tratamento e Avaliação;
- e) Validação do Planejamento;
- f) Verificação do Posicionamento;
- g) Entrega do Tratamento e Verificação;

2.3 Efeitos biológicos da radiação

No modo de interação da radiação com a matéria acontece a transferência de energia, que pode gerar ionização e excitação dos átomos e moléculas acarretando alterações, podendo muitas vezes ser reparadas pelo próprio organismo, quando ocorre quebra do DNA este apresenta danos mais severos. Quando a radiação ionizante permeia a matéria, incluindo o corpo humano, é depositada parte da sua energia no material atravessado, como resultado da interação. A ionização consequente provoca alterações químicas nas células irradiadas, possivelmente levando a ocorrer danos biológicos (VELUDO, 2011).

Em virtude a uma dose de radiação alta (vários Gy), muitas células de tecido atingidas, em seu ciclo celular, podem não conseguir concluí-lo, desencadeando a morte celular. O aumento da taxa de perda pode às vezes ser compensado com o aumento da taxa de reposição, período esse de transição. A grande perda de células, pode causar prejuízos percebíveis no funcionamento de órgãos e sistemas.

A severidade do dano caracteriza o denominado efeito determinístico, uma vez que o limiar de dose que as células do tecido suportam, foi ultrapassado. As células mais radiosensíveis são da camada mais profunda da epiderme, as integrantes do ovário, dos testículos, da medula óssea e do cristalino, em contrapartida possuímos as células radorresistentes, dentre elas as células nervosas e musculares (VELUDO, 2011; OKUNO, 2013; TAUHATA et al, 2014).

A reação de um indivíduo à exposição a radiação depende de diversos fatores como: quantidade total de radiação recebida; textura orgânica individual; dano físico recebido simultaneamente com a dose de radiação (radiodermite, por exemplo); intervalo de tempo durante o qual a quantidade total de radiação foi recebida (OKUNO, 2013; TAUHATA et al, 2014).

A reação muitas vezes segue uma sequência de estágios iniciando-se no estágio físico em que ocorre a ionização de um átomo; estágio físico-químico, quando ocorrem as quebras das ligações químicas das moléculas que sofreram ionização, estágio químico, quando os fragmentos da molécula se ligam a outras moléculas, com duração de poucos segundos; estágio biológico que pode durar dias, semanas ou até várias dezenas de anos quando surgem efeitos bioquímicos e fisiológicos com alterações morfológicas e funcionais dos órgãos (OKUNO, 2013).

Os efeitos estocásticos são aqueles não aparentes, são alterações que surgem em células saudáveis e que se manifestam meses ou anos após exposição à radiação, não permitindo estabelecer claramente uma relação de "causa e efeito". Podem ser relacionados com baixas doses de radiação, inclusive as de exposição natural, a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar de dose, sendo os principais o câncer e o efeito hereditário (VELUDO, 2011; OKUNO, 2013).

É notável que o efeito ou dano biológico constitui a resposta natural de um organismo, ou parte dele, a um agente agressor ou modificador. O surgimento destes efeitos não significa definitivamente uma doença fatal, justificando o uso da radiação ionizante de forma segura e controlada nos tratamentos terapêuticos (TAUHATA et al, 2014).

2.4 Proteção radiológica

A proteção radiológica nasceu como consequência dos diversos casos de

acidentes e exposições às radiações ionizantes causando prejuízos à saúde. Portanto, os estudos e leis de proteção radiológica estão sempre sendo revisados e atualizados baseados nos conhecimentos científicos, visando proteger os seres vivos e o ambiente, regulamentando e limitando o uso das radiações em condições aceitáveis (ICRP, 2015). Atualmente há preocupação de instituições nacionais e internacionais quanto aos limites de dose no tratamento de radioterapia.

A CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), dentro de sua norma CNEN-NE-3.06 – Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Radioterapia, identifica a relevância no item 4.2, princípios da justificativa: o balanceamento entre a severidade da condição a ser tratada e a possibilidade de ocorrência de efeitos estocásticos e determinísticos. A resolução da CNEN de nº130/2012 institui o Programa de Garantia da Qualidade de Fontes de Radiação e de Sistemas de Planejamento de Tratamento, estabelecendo no Art. 33º requisitos específicos de proteção radiológica e segurança, preconizando a criação de mecanismos de controle da qualidade e procedimentos para revisar e avaliar a efetividade geral das medidas de segurança e proteção radiológica; devendo ser incluído de acordo com o Art. 34º. Que dispõe sobre o programa de garantia da qualidade de fontes de radiação: I testes periódicos relacionados em normas nacionais e recomendações internacionais vigentes. II - testes diários de verificação do fator de calibração para aceleradores lineares; III - testes diários de segurança para todas as fontes de radiação; IV - determinação mensal da dose absorvida na água em condições de referência, para fontes de teleterapia; entre outros.

O controle de qualidade minimiza erros de planejamento, de tratamento e administração da dose ao paciente, para melhorar os resultados e diminuir as taxas de complicações e recidivas, além de permitir a intercomparação de resultados entre diversos serviços que asseguram a padronização e normatização dos métodos de dosimetria e conseqüentemente proporciona a redução de acidentes (IAEA, 2000).

2.5 Radiocirurgia

A Rcir é uma técnica sofisticada que utiliza no seu planejamento o volume bem definido da área irradiada, necessitando de tecnologia de imagem volumétrica (3D) e um sistema computadorizado complexo para irradiar com precisão áreas pequenas e intracranianas do Sistema Nervoso Central, por meio de um estreito

feixe de fótons com alta energia, administrando em uma única vez uma alta dose na área tratada (CARDOSO, 2012; SAKURABA, 2015).

Entretanto, devido ao ganho terapêutico observado com o fracionamento, lesões maiores e localizadas próximo a estruturas cerebrais vitais podem ser tratadas de forma fracionada teoricamente sem um risco maior de complicações as áreas adjacentes. Deste modo duas técnicas de tratamento podem ser utilizadas de acordo com a patologia, tamanho e localização da lesão: a radiocirurgia estereotáxica que aplica uma alta dose de radiação em um pequeno volume alvo em uma única fração e a radioterapia estereotáxica fracionada que aplica a dose prescrita de radiação no volume alvo, em múltiplas frações (PODGORSAK, 2005).

Ela tornou-se uma abordagem de tratamento, caracterizada pela entrega de radiação com uma precisão geométrica muito alta. O método é especialmente usado para tumores cranianos benignos e malignos, porém, vem crescendo sua indicação e utilização para o corpo (SCHLEGEL, BORTFELD, GROSU, 2006).

As lesões mais comumente tratadas incluem malformações arteriovenosas, neurinomas acústicos, metástases cerebrais inacessíveis cirurgicamente, que não foram controladas pela radioterapia convencional, ou que recidivaram após cirurgia (SANTOS, 2003; PODGORSAK, 2005).

A radiação funciona danificando as células, reduzindo sua capacidade de se reproduzirem, realizando o tratamento sem a necessidade de exérese do tumor, devendo ter o controle da distribuição da dose no volume alvo, tornando-a razoavelmente uniforme e deve-se reduzir bruscamente nas bordas externas do campo (CARDOSO, 2012; SAKURABA, 2015).

A Rcir é uma opção de tratamento não invasivo para patologias do SNC, englobando além de tumores malignos e benignos as malformações arteriovenosas, fístulas arteriovenosas, metástases, e neuralgia do trigêmeo (SAKURABA, 2015). Esta modalidade de tratamento combina o uso de um sistema de localização de um alvo intracrâniano com feixes de radiação ionizante, para tratar lesões menores que 40 mm com altas doses em uma única fração, para este procedimento pode-se utilizar diferentes modalidades de equipamentos, cada um com suas especificações (LUNDGREN 2011; FRANCK, 2012; CARDOSO, 2012; SAKURABA, 2015).

Os equipamentos que podem ser utilizados para este procedimento são o Ciclotron, que emprega partículas pesadas de alta energia, o “*Gamma Knife*”, que consiste de um aparelho especial de cobalto-60 específico para Rcir do SNC,

contendo 201 fontes de cobalto-60 distribuídas de forma isocentricamente convergente, e o Acelerador Linear, que produz radiação γ de alta energia, sendo utilizado com acessórios especiais, que correspondem a colimadores circulares ou dinâmico de múltiplas lâminas, com característica robótica existe o “*Cyberknife*”, e também existe uma modalidade que se caracteriza pelo fato do Acelerador Linear estar acoplado a Tomografia Computadorizada denominado de Tomoterapia (LUNDGREN, 2011; CARDOSO, 2012).

2.5.1 Aspectos dosimétricos da radiocirurgia

Em radioterapia, o conceito de campo pequeno é subjetivo já que não existe ainda um consenso na literatura a este respeito. Podendo ser adotado campo pequeno como aquele que possui tamanho menor que $30 \times 30 \text{ mm}^2$. São campos que fogem daqueles tamanhos utilizados em tratamentos convencionais, os quais podem variar de $40 \times 40 \text{ mm}^2$ à $400 \times 400 \text{ mm}^2$ e, por isso, necessitam de uma atenção maior tanto nas medidas dosimétricas como nos cálculos de dose (DAS, DING, AHNESJO, 2008).

A razão destes campos pequenos saírem do padrão dos tamanhos de campos convencionais são os avanços tecnológicos das técnicas de tratamento utilizadas e, portanto, esses campos passaram a ser modificados de acordo com a necessidade desses tipos de tratamentos radioterápicos. Uma abordagem científica maior é necessária para definir uma condição de pequenos campos baseada na energia do feixe e na densidade do meio. Existem, essencialmente, três “fatores de equilíbrio” que determinam a escala do campo de radiação que é considerada como pequena ou não: a parte visível do campo de radiação criado pelo feixe de radiação projetada no detector; o tamanho do detector utilizado nas medidas e o alcance dos elétrons no meio (DAS, DING, AHNESJO, 2008).

A dosimetria para a Rcir é complexa devido a fatores como: relação entre o tamanho do detector e as dimensões do tamanho do campo que será irradiado, falta de equilíbrio eletrônico lateral em campos pequenos, e ainda o detector pode perder informação devido ao acentuado gradiente de dose (LUNDGREN, 2011).

Medidas da distribuição da dose em feixes de radiocirurgia exigem maior atenção, quando comparadas com as medidas da radioterapia convencional. Alguns fatores específicos para este tipo de tratamento devem ser levados em consideração

na dosimetria de feixe de fótons de pequenas dimensões, como: as dimensões do detector podem não ser compatíveis com o diâmetro do feixe de radiação; a dose no detector pode variar significativamente dentro do volume sensível; o detector pode perder resolução devido ao acentuado gradiente de dose; e o equilíbrio eletrônico lateral pode não existir (SANTOS, 2003).

Outro aspecto importante que tem relevância na dosimetria de feixes de fótons de pequenas dimensões é a resolução espacial das medidas dos perfis e penumbras, que são dependentes do tamanho do detector. É importante utilizar detector com alta resolução espacial, pequeno volume sensível e dimensões pequenas comparadas ao diâmetro do campo.

2.5.2 Radiocirurgia em aceleradores lineares

A radiocirurgia estereotáxica com Acelerador Linear (AL) começou no início dos anos 80, o físico sueco Larsson propôs usar o AL em vez do Cobalto 60 ou prótons. Os primeiros relatórios publicados sobre o uso clínico do AL vieram das cidades de Buenos Aires (BETTI e DERECHINSKY, 1983), Heidelberg (Hartmann et al., 1985) e Vicenza (Colombo et al., 1985), cujos autores todos desenvolveram o conceito para entregar uma radiação de dose única com arcos convergentes não coplanares (GROSU, A. L.; KNESCHAUREK, P.; SCHLEGEL, W., 2006).

Nos aceleradores lineares, múltiplos arcos de irradiação são utilizados e o cruzamento desses feixes é determinado no isocentro da lesão, este podendo ser em número variável, quando ocorrer casos de múltiplas lesões a ser irradiada. A maioria dos sistemas disponíveis utiliza técnicas dinâmicas em que a mesa do aparelho é fixa num determinado ângulo e, então, a fonte do aparelho faz o movimento de arco em torno do isocentro. Embora muitos centros de tratamentos usem os aceleradores lineares da radioterapia convencional, que foram adaptados para uso radiocirúrgico, existem aceleradores lineares dedicados disponíveis comercialmente, com excelente precisão mecânica, que utilizam colimadores circulares ou colimadores especiais, como os dinâmicos, para reduzir a penumbra do feixe e a dose de radiação no tecido normal. Campos de irradiação que conformam melhor os alvos incluem Micromultilaminas (mMLC) – Colimadores formados por multi-folhas (PODGORSAK, 2005; SCHLEGEL, 2006).

Nos tratamentos de radiocirurgia existe a necessidade do uso das

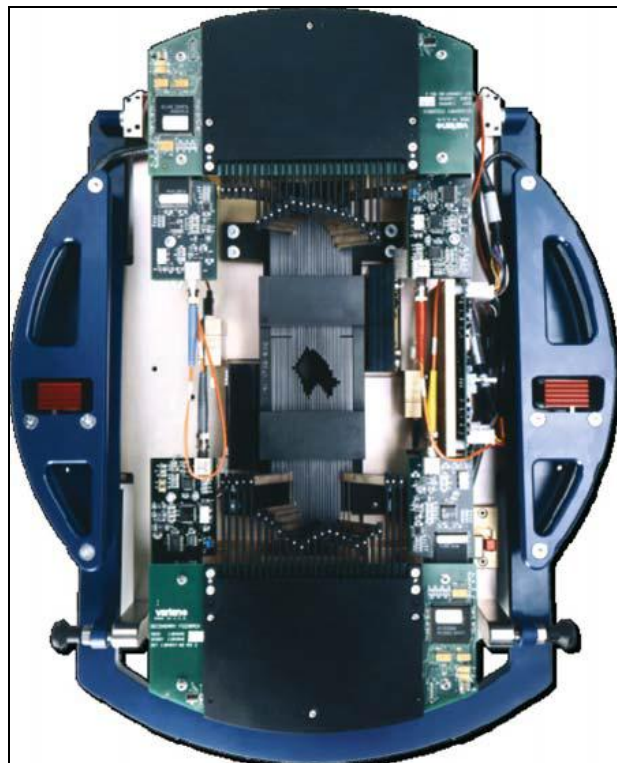
Micromultilâminas (mMLC), sendo que estas se caracterizam por seu diâmetro pequeno, pois as áreas tratadas necessitam de uma conformação extremamente precisa, por se tratar de SNC e áreas adjacentes delicadas (ALMEIDA, 2012).

A vantagem do uso de mMLC em comparação com colimadores circulares isocêntricos, tem sido muito bem demonstrado. Basicamente, o mMLC permite obter uma excelente cobertura do alvo sem quaisquer pontos de acesso, e ao mesmo tempo produz-se uma carga reduzida de dose para os tecidos normais. Alguns estudos recentes mostram significativa melhorias na distribuição de dose, obtidos por meio da redução da largura da folha de 4mm para 2mm, e mesmo a 2mm o patamar necessário ainda não é alcançado (BORTFELD, 1997).

O micro-MLC comumente utilizado para radiocirurgia é definido como tendo uma largura de folha inferior a 5 mm. Foi testado a dosimetria e características mecânicas de um 3 mm mMLC e concluiu que é adequado para uso em Radiocirurgia (CHAE; LEE; SON, 2014).

Os colimadores mMLC representam um colimador terciário de alta precisão, (figura 1), possibilitando que a dose seja precisamente adaptada ao formato do tumor, além de reduzir a irradiação do tecido normal.

Figura 1 - Colimador micro-multi-folhas: folhas finas de 3 mm no centro; folhas intermediárias de 4,5 mm; e folhas externas de 5,5 mm. O tamanho máximo do campo é de 10 x 10 cm



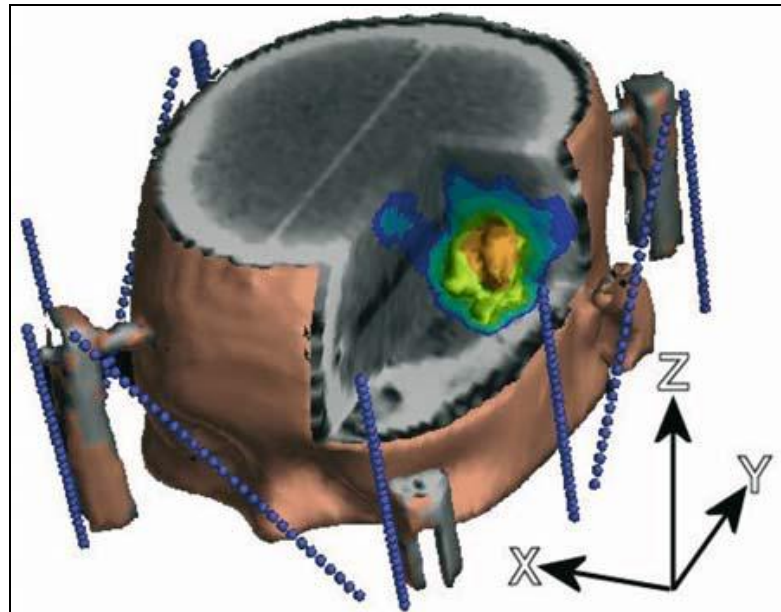
As técnicas de Radiocirurgia que podem ser utilizadas nos aceleradores lineares são:

- a) a rotação de um único plano;
- b) múltiplos arcos convergentes não coplanares e
- c) rotação dinâmica (SANTOS, 2003).

A Radiocirurgia consiste na irradiação com alta dose, em uma única fração, em um pequeno alvo precisamente localizado e com mínima irradiação para o tecido sadio vizinho (BARBOSA, 2011). As doses preconizadas pelo Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) variam de 1500 a 2400cGy para metástases, dependendo do volume da lesão. Para irradiar tumores primários, existe doses estabelecidas conforme o tamanho e localização do tumor, sua histologia e tecidos saudáveis adjacentes, assim como o equipamento e tecnologia escolhida. A re-irradiação não é indicada para todos Gliomas malignos recorrentes, o RTOG determinou o máximo tolerado após uma dose média inicial de radiação de 60 Gy foram 24 Gy, 18 Gy e 15 Gy para tumores <20 mm, 21-30 mm e 31-40 mm de diâmetro máximo, respectivamente, para Schwannomas Vestibulares é indicado uma dose única de 12 Gy (SALLES, 2011).

Nos procedimentos de radiocirurgia uma moldura ou caixa estereotáxica é utilizada para documentar radiograficamente as coordenadas das estruturas intracranianas, usando procedimentos de imagens tridimensionais de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, que possibilitam direcionar com alto grau de precisão espacial o feixe de radiação ao volume de tratamento (AMARAL, 2012).

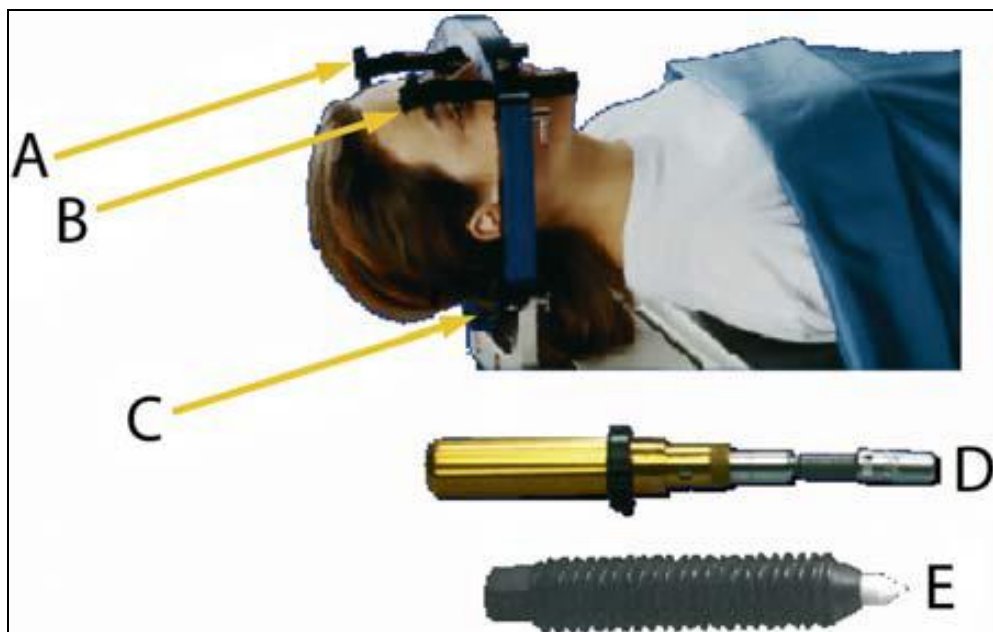
Figura 2 - Coordenadas estereotáxicas definindo as três dimensões no espaço que deve ser irradiado



Fonte: SCHLEGEL; BORTFELD; GROSU (2006, p. 269)

O anel e a moldura estereotáxica são usados para determinar o centro do volume tumoral, definir o sistema de referência tridimensional que contém o crânio do paciente e a lesão a ser tratada, este sendo fixado por meio de parafusos na calota craniana do paciente.

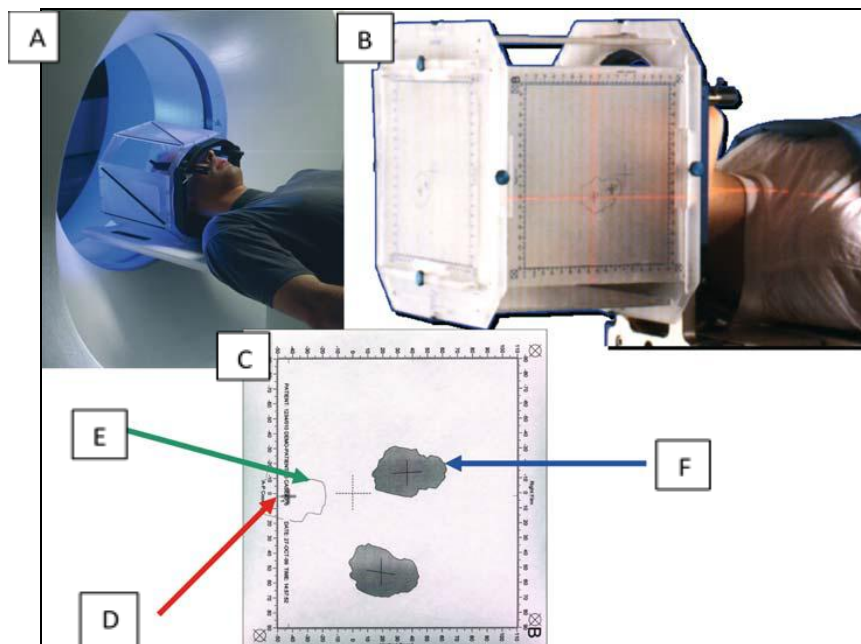
Figura 3 - (A) Fixação do anel – Halo na cabeça. (B e E) Fixadores e pinos de fixação com pontas de cerâmica. (C) Quadro robusto e leve de armação. (D) Chave de torque para ajuste de pressão de pinos



Fonte: SCHLEGEL; BORTFELD; GROSU (2006, p. 269)

Os principais passos no planejamento e entrega do tratamento de irradiação estereotáxica consiste em posicionar o *Halo* estereotáxico no crânio do paciente, conforme figura 3, de forma que fique firme no mesmo, posteriormente deve ocorrer a realização da tomografia computadorizada de localização com o armação encaixada no *Halo* (figura 4A), determinando de forma volumétrica as coordenadas X, Y e Z, conforme a figura 2, assim realizando após transferência de imagens o planejamento do tratamento no sistema, configurando e checando todos parâmetros necessários, após transferência de dados para o AL, posicionamento do paciente na mesa de tratamento com os equipamentos e acessórios necessários, ocorre a checagem das coordenadas (figura 4B) e, finalmente a, entrega da dose de tratamento por meio da irradiação com segurança no AL (SCHLEGEL, 2006).

Figura 4 - (A) Caixa de localização dos eixos para CT. (B) Caixa de posicionamento do alvo com os (C) filmes anexados ao mesmo com marcadores isocêntricos, (D) para configuração do laser, (E) contornos de lesões ortogonais, e (F) formas de lesão projetadas em ângulo de feixe para verificação de feixe conformacional com o campo de iluminação do AL.



Fonte: SCHLEGEL; BORTFELD; GROSU (2006, p. 270).

2.6 Controle de qualidade em aceleradores lineares

Garantia da Qualidade (GQ): São todos os planos e ações sistemáticas necessários para proporcionar a confiança adequada que um produto ou serviço necessita para satisfazer os requisitos básicos para a qualidade (ISO 9000,1994). Este é o sistema que verifica os dispositivos técnicos ou instrumentais para avaliar

se o equipamento implicado no processo da radioterapia satisfaz todas as especificações e requerimentos. Inclui principalmente a inspeção e verificação, segundo o Protocolo da GQ (IAEA, 2000).

Controle de Qualidade (CQ) é o processo regulador com a qual se mede o funcionamento real da qualidade, comparando com padrões existentes e finalmente a aplicação das ações necessárias para guardar ou recuperar a conformidade com padrões (ISO9000,1994). O CQ é uma porção da GQ, englobando as técnicas operacionais e as atividades usadas cumprindo a verificação que os requerimentos da qualidade estejam resolvidos, para assim ajustar e corrigir o funcionamento, no caso de os requerimentos não cumprirem o esperado.

GQ e CQ na Teleterapia são todos os procedimentos que asseguram a consistência da prescrição médica e do cumprimento seguro dessa prescrição, no volume alvo, e fornecem as doses absorvidas mínimas nos tecidos sadios, exposição mínima ao pessoal diretamente envolvido com os tratamentos, e ao monitoramento adequado do paciente dirigida à determinação do resultado final do tratamento (WHO, 1998; 2008; IAEA, 2000). Os Procedimentos da GQ e CQ na Radioterapia tem como objetivo reduzir as incertezas e erros: na dosimetria, no planejamento do tratamento, no funcionamento dos equipamentos, tratamento, etc, melhorando a acurácia e a precisão dosimétrica e geométrica da administração da dose absorvida.

Os aceleradores lineares representam a mais importante, prática e versátil fonte de radiação ionizante em radioterapia. Os principais componentes de um acelerador linear geralmente são agrupados em cinco classes: sistema de injeção; sistema de radiofrequência; sistema auxiliar; sistema de transporte do feixe e sistema de colimação e de monitoração do feixe.

Os aceleradores, sendo máquinas que produzem os feixes de radiação eletronicamente, podem ter seu desempenho alterado inesperadamente, então é necessário atender a dois requisitos essenciais: as medidas do CQ devem ser repetidas de forma rotineira e deve haver uma monitoração regular do desempenho por meio de uma manutenção preventiva, garantindo que as características da máquina não se desviem significativamente dos seus valores de referência do comissionamento (FURNARI, 2009).

Existem diversos documentos nacionais e internacionais relacionado ao comissionamento e testes de CQ, para o AL, entre eles o TECDOC 1151, AAPM,

(TG) *Task Group* nº 40, nº 100, nº 142, estes referenciando recomendações baseadas em desempenho com base no modo de falhas, efeitos e análises, mas incorpora conceitos orientados a processos e avanços em AL desde 1994 (KLEIN, 2010). Os testes devem ser realizados de acordo com documentos já estabelecidos, variando desde diários até bienais e, quando necessário, envolvendo testes de segurança, mecânicos e dosimétricos, conforme quadro 5,6,7,8,9 apresentadas no anexo A.

A *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) recomenda que a incerteza total de um tratamento de radioterapia não deve ultrapassar $\pm 5\%$ do seu valor planejado, ou seja, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse valor (PETCHEVIST, 2015).

O conteúdo do teste deve ser mantido o mais simples possível, consistente com os objetivos definidos, a fim de otimizar o tempo e esforço com o resultado esperado. A frequência dos testes segue uma hierarquia que pode variar de rotineiro, testes simples de parâmetros críticos que pode afetar dosimetricamente a dose no paciente, constância do fator de calibração do acelerador; ou geométrico, podendo englobar lasers, indicador de distância óptico, tamanho do campo; até os mais complexos testes anuais provenientes dos testes de aceitação e comissionamento, durante a revisão anual do sistemas de dosimetria, os fatores de calibração do AL também são estabelecidos, reiterados ou atualizados (PODGORSAK, 2005).

2.6.1 Controle de qualidade em radiocirurgia

A aplicação de um programa de garantia de qualidade bem estruturado do sistema de planejamento radiocirúrgico, é uma condição essencial para assegurar o sucesso do tratamento em radiocirurgia estereotáxica. As recomendações gerais dos protocolos para o controle de garantia da qualidade em radiocirurgia são elaborados por um comitê internacional de especialistas em radiocirurgia e pela Associação Americana de Física Médica (AAPM) , sob a direção de um comite e subcomitê de Garantia de Qualidade e Melhoria de Resultados no que refere o uso das radioação ionizantes (KLEIN, 2010). As linhas gerais desse programa consistem de uma investigação cuidadosa para garantir com exatidão a posição central do alvo,

o volume alvo ou qualquer outra estrutura anatômica do paciente em termos das coordenadas estereotáticas, a partir das coordenadas das imagens; de métodos para verificar individualmente a exatidão do posicionamento do paciente (que significa posicionar o alvo no isocentro da unidade de tratamento); e de procedimentos que verifiquem se a distribuição da dose liberada no paciente realmente combina com a distribuição da dose calculada e planejada, incluindo a sua localização espacial referente ao isocentro.

Um acelerador linear em boa condição mecânica tem uma precisão isocêntrica dentro de ± 1 mm, que é essencialmente da mesma ordem de magnitude que a precisão exigida na localização do alvo. O posicionamento de um alvo predeterminado no centro do isocentro do acelerador linear introduz a sua própria imprecisão, porque depende de meios óptico e mecânicos para indicar a posição do isocentro no espaço. Com um bom programa de calibração do equipamento e manutenção, esta exatidão pode ser mantida dentro de uma fração de milímetro. A precisão espacial global da dose cedida ao alvo em Radiocirurgia com Acelerador Linear é estimada em cerca de ± 2 mm (SANTOS, 2003).

A calibração e verificação do isocentro e alvo estão estabelecidos no protocolo *APM Report* n° 54/1995, o qual estabelece que os fatores de rendimento em relação ao tamanho de campo entre 12,5 a 35 mm de diâmetro, deve ser medidas com as câmaras de ionização cilíndricas e de placas paralelas, uma vez que os diâmetros internos dos volumes sensíveis destas câmaras são iguais a 3,5 e 5,4 mm respectivamente. Portanto, a eficácia do tratamento radiocirúrgico depende de uma avaliação precisa de todas as possíveis fontes de incertezas, que incluem a localização da lesão pelo uso das técnicas de aquisição de imagens tridimensionais, a precisão da fixação do anel estereotático no crânio do paciente, o planejamento correto do tratamento, a identificação precisa do isocentro da lesão e da aplicação correta da dose prescrita (PODGORSAK, 2005).

As técnicas de Rcir se baseiam em combinações específicas de rotações de cabeçote, colimador e mesa do AL, medidas de CQ são realizadas para evitar desvios muito significativos dos parâmetros aceitos, com uma técnica de imobilização rígida, usando fixação do crânio com pinos na mesa, não garante a ausência de movimentos intrínsecos da estrutura irradiada ou do paciente, por isso é relevante incluir, além dos testes do AL, testes mais específicos para Rcir, conforme quadro 8 e 9 no anexo A, entre estes podemos citar o teste para o sistema de

localização e imobilização estereotáxico, testes dosimétricos, sistema de planejamento e liberação do tratamento para Rcir (TORETI, 2009).

É importante que as equipes envolvidas com os tratamentos de radiocirurgia estabeleçam recomendações e criem procedimentos que visem garantir a qualidade do tratamento, de modo a atender os requisitos específicos para a técnica empregada e em concordância com os protocolos adotados. A Agência Internacional de Energia Atômica por meio TECDOC-1151 ressalta ainda que, além dos argumentos da OMS, dever-se-ia adicionar outro, que teve sua importância ampliada recentemente: Um programa de Garantia de Qualidade é o método mais simples e eficaz de reduzir acidentes em radioterapia.

2.7 Método de dosimetria química

A dosimetria química consiste na determinação da dose absorvida a partir das medidas da variação das concentrações dos reagentes químicos na solução, induzidas pela radiação ionizante. Quando a radiação interage com o meio, esta pode ser convertida na produção de íons. Estes podem favorecer reações com outras moléculas produzindo radicais livres e íons secundários, que podem reagir e formar produtos químicos estáveis (SILVEIRA, 2010).

Este processo está baseado na determinação da dose de radiação por meio da mudança química produzida em um meio sensível à radiação, que é o volume sensível do dosímetro químico. A mudança química é relacionada a energia absorvida no meio exposto a radiação ionizante (OLIVEIRA, 2014; MOREIRA, 2012).

Esse método de dosimetria apresenta qualidades variáveis, por possuir a capacidade de ser confeccionado com o formato e tamanho desejado e poder ser trabalhado com um grande intervalo de dose de alta energia, embora o dosímetro químico mais utilizado seja o filme radiocrômico para energias de megavoltagem, o Fricke é considerado o mais preciso em relação a sua utilização para a determinação da dose absorvida em tecidos moles. O uso de géis na dosimetria teve seu início em 1950 com o estudo das propriedades químicas destes compostos após a irradiação, entretanto somente após a evolução tecnológica com o uso dos computadores, pode-se trabalhar com dosimetria bidimensional e tridimensional, além de apresentar menor dependência energética e maior equivalência ao tecido

humano se comparado a outras formas de dosimetria clínica (DEL LAMA, 2013).

2.7.1 Método de dosimetria Fricke

O dosímetro Fricke iniciou-se em 1927, por Hugo Fricke e Stern Morse, estes desenvolveram o dosímetro padrão constituído por sulfato ferroso, ácido sulfúrico e água. Ao longo do tempo, estes sofreram modificações em suas composições, as quais podem ser feitas nas concentrações de seus reagentes por meio de adição ou substituição de seus componentes (FERREIRA, OLIVEIRA, 2016; DEL LAMA, 2013).

A evolução do Fricke padrão se deu pelo fato da combinação do corante alaranjado xilenol e da gelatina animal de pele de porco, modificação da água destilada por água ultrapura originando o Fricke Xilenol Gel Modificado (FXG) (ZAIAS, 2006; MOREIRA, 2012).

O princípio básico tanto da solução original quanto da modificada é a oxidação radio-induzida pela radiação ionizante dos íons ferrosos (Fe^{+2}) em íons férricos (Fe^{+3}), sendo a concentração do (Fe^{+3}) relacionada a dose absorvida (ZAIAS, 2006; MOREIRA, 2012; DEL LAMMA, 2013). O FXG apresenta vantagens se comparada ao original, por possuir maior estabilidade em relação a oxidação natural dos íons ferrosos e possuir maior resolução espacial (DEL LAMA, 2013).

2.7.2 Método de dosimetria Fricke modificado (FXG)

Protocolos atuais de dosimetria na radioterapia preconizam o uso de um sistema de medição composto por uma câmara de ionização e por um eletrômetro que mede cargas coletadas dentro de um simulador de água, tanto para feixe de fótons quanto de elétrons. Para esta utilização este sistema é calibrado por um laboratório secundário credenciado pela Agência Internacional de energia Atômica (AIEA) (MOREIRA, 2012). A minimização na incerteza pode ser alcançada por meio de melhorias na dosimetria, bem como nos cuidados no posicionamento e irradiação do paciente submetido a feixes de fótons e elétrons de alta energia, a eficácia do resultado de entrega de dose é determinante, portanto é benéfico a dosimetria Fricke voltada para este seguimento (MOREIRA, 2012).

O dosímetro químico Fricke Xilenol Gel (FXG), apresenta características

equivalentes dos tecidos moles e tem se mostrado adequado nas determinações da dose de radiação ionizante para vários tipos de radiação e diferentes energias (BERO, 2000; DEL LAMA, 2013). Sua aplicação em dosimetria inclui, além de feixes de raios-x e radiação gama, feixes de elétrons ou partícula beta, podendo ser usado para determinação absoluta de dose com uma incerteza de 1 a 2%. (FERNANDES, 1979). Alguns laboratórios de padronização têm feito uso do dosímetro FXG, considerado um padrão dosimétrico absoluto – em medidas de dose de radiação entre 20 e 400Gy, cobrindo um amplo espectro de energia, desde raios-x, raios γ e feixe de elétrons rápidos (IAEA TRS-398, 2000; ISSO/ASTM 51261, 2002).

A partir do dosímetro Fricke padrão, com a utilização de outras soluções nele, possibilitou o desenvolvimento do que atualmente é conhecido como o Fricke Xilenol Gel, que se diferencia do primeiro pela combinação do corante alaranjado Xilenol e da gelatina animal (pele de porco) (MOREIRA, 2012). No ano de 1950 introduziu-se a indução da carga na forma de cores produzidas pela ação da radiação ionizante em corantes na investigação das doses em géis. Em 1957 as profundidades de dose de fótons e elétrons em géis de ágar foram pesquisadas utilizando espectrofotometria. Atualmente estes dosímetros químicos vem sendo bastante estudados na forma de gel e gel polímero, os quais permitem a avaliação tridimensional da dose (OLIVEIRA, 2014).

Um dosímetro químico ideal deve possuir: sensibilidade no intervalo de dose e energia desejada, ampla faixa de resposta proporcional à dose absorvida; independência com a energia do tipo de radiação utilizada, também deve possibilitar que seja simples na sua preparação e análise das mudanças químicas, além de baixa difusão do produto final, dessas qualidades o FXG, possui a maior parte delas (OLIVEIRA, 2014).

Comparando o dosímetro FXG com outros métodos de dosimetria, suas vantagens compreendem em sua facilidade de preparação, moldável em qualquer forma e tamanho desejados, equivalência ao tecido em um amplo intervalo de energias de fótons, aplicável em imageamento tridimensional, não é tóxico e é completamente não destrutivo e não invasivo (CAVINATO, 2009). Este dosímetro possui um número atômico muito semelhante ao tecido do corpo humano, pode ser moldável em formato desejado e utilizado para leitura dosimétrica de dose total interna em uma única vez, ampla faixa de dose de 1 a 30 Gy, e fácil disponibilidade dos reagentes para sua confecção (SILVEIRA, 2010). O FXG pode ser aplicado em

procedimentos de simulação de doses internas em Radioterapia e Braquiterapia (PEDROSA, 2005). Este dosímetro também apresenta algumas desvantagens: a oxidação natural e contínua dos íons Fe^{2+} 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). Por outro lado, o FXG possui um número atômico (Z) muito semelhante ao tecido do corpo humano, pode ser moldável em formato desejado e utilizado para leitura dosimétrica de dose total interna em uma única vez, ampla faixa de dose de 1 a 30 Gy, e fácil disponibilidade dos reagentes para sua confecção (SILVEIRA, 2010).

2.7.3 Equação para o rendimento radioquímico dos íons Fe^{3+} do dosímetro FXG

O uso do dosímetro químico FXG está fundamentado na ocorrência de efeitos químicos radioinduzidos, após os íons ferrosos (Fe^{2+}) serem expostos a radiação ionizante, transformando em íons férricos (Fe^{3+}), conforme a dose absorvida a partir das medidas da variação das concentrações dos reagentes químicos na solução (MOREIRA, 2012).

A produção de espécies iônicas da solução ferrosa (Fe^{2+}) após irradiadas, é dada pelo rendimento químico radioinduzidos $G(\text{Fe}^{3+})$, é um dos parâmetros associados a quantidade do número de íons de Fe^{3+} formados por 100 eV de energia absorvida pelo sistema irradiado para os raios X, radiação gama e feixes de elétrons rápidos (PEDROSA, 2005). Geralmente esses valores são tabelados e em particular, para esse tipo de radiação ionizante, o valor de $G(\text{Fe}^{3+})$ permanece praticamente constante (entre 0,03 e 30 MeV) sendo de 15,5 a 15,6 íons / 100 eV ou $9,7 \times 10^{17}$ íons / joule. A concentração de íons férricos (Fe^{3+}) deve ser determinada usando o modo de análise por espectrofotometria ótica, pois, conforme mencionado, o espectrofotômetro informa o valor da absorbância que corresponde com o logaritmo da razão entre as intensidades I_0 e I , correspondendo respectivamente ao feixe luminoso antes e após atravessar o volume sensível da cubeta que contém a solução de Fricke-gel, de acordo com a equação 1, expressada pela lei de Lambert Beer.

$$\Delta(\text{OD}) = \log I_0 / I \quad (\text{Eq. 1})$$

Onde I_0 é a intensidade inicial do feixe de radiação. A absorvância (A) é uma grandeza adimensional que pode ser representada por outra expressão levando em conta a concentração molar dos íons férricos, e é dada pela equação 2.

$$\Delta(\text{OD}) = \varepsilon \cdot l \cdot \delta M, \quad (\text{Eq. 2})$$

Onde:

ε = coeficiente de extinção molar, em $\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$

l = comprimento da cubeta

δM = variação da concentração molar dos íons férricos ($\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$)

De modo que considerando que a dose absorvida média na água, no dosímetro Fricke gel é expressa pela equação 3:

$$D = (\delta M \times N_A) / G(\text{Fe}^{3+}) \cdot \rho \quad (\text{Eq. 3})$$

Portanto, combinando as Equações 1, 2 e 3, obtém-se a expressão final para a dose absorvida média na água, no dosímetro Fricke xilenol gel:

$$D = (\Delta(\text{OD}) \times N_A) / \varepsilon \cdot l \cdot G(\text{Fe}^{3+}) \cdot \rho \quad (\text{Eq. 4})$$

Em que:

D = dose absorvida na solução de FXG

$\Delta(\text{OD})$ = variação da densidade óptica da solução irradiada em relação à não irradiada no pico de absorção máxima do Fe^{3+} (585 nm)

N_A = número de Avogadro ($6,02 \times 10^{23}$ mol)

ε = coeficiente de extinção molar da solução de FXG ($\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$)

l = comprimento da cubeta (10^{-2} m)

$G(\text{Fe}^{3+})$ = rendimento radioquímico (íons / J)

ρ = massa específica da solução de FXG

Com o valor do rendimento radioquímico, $G(\text{Fe}^{3+})$ é possível estimar o valor da dose absorvida (D) do dosímetro da solução de FXG. O que permite obter informação a respeito de sua *performance*, quanto a sua resposta frente à linearidade em relação à sua absorvância e seu valor de dose absorvida lida em um gráfico, correspondendo a uma equação da reta.

2.8 Espectrofotometria

A concentração de íons Fe^{+3} induzida pela radiação pode ser determinada utilizando a técnica de Espectrofotometria de Absorção Óptica (EAO), a qual mede a absorção (ou absorvância) da solução (MOREIRA, 2012). O sinal produzido pelo espectrofotômetro corresponde nada mais que a diferença entre o valor da radiação incidente num material e o da transmitida por ele nos comprimentos de onda selecionados entre 400 nm a 700 nm, no caso da espectroscopia UV- visível (FELIPE, 2003).

O dosímetro FXG é baseado na oxidação Fe^{+2} a Fe^{+3} , formando o complexo $[\text{Fe}^{+3}\text{OX}]$, cujo pico de absorvância é centrado entre 580-585 nm, com características semelhantes às dos tecidos moles, como a densidade e número atômico efetivo, dependência linear com a dose absorvida em uma ampla gama de energia utilizada em radioterapia (OLIVEIRA, 2014).

A espectrofotometria é baseada na Lei de Lambert-Beer, que é estabelecida por meio de cálculos, determinando medidas de absorção de radiação por uma dada amostra, nas regiões ultravioletas, visível e infravermelho do espectro eletromagnético, estipulando a relação entre a intensidade da luz incidindo na solução, e a intensidade da luz saindo da solução (FELIPE, 2003).

Espectrofotometria na região UV-VIS do espectro eletromagnético é uma das técnicas analíticas mais empregadas, em função de robustez, custo relativamente baixo e grande número de aplicações desenvolvidas (PEDROSA, 2005; MOREIRA, 2012).

2.9 Relação entre densidade ótica (OD) e dose absorvida

A radiação ionizante é estabelecida como aquela que tem energia suficiente para interagir com o meio por onde ela se propaga, produzindo íons, ocasionando um processo de emissão de energia da radiação X, e a grandeza física que representa a quantidade de radiação ionizante absorvida em um meio é determinada por meio da dose absorvida D , definida como energia depositada (E) por unidade de massa (m) do meio na qual ela interage. No sistema Internacional de Medidas, a dose absorvida é dada em Gray (Gy) (FERREIRA; OLIVEIRA, 2016). O FXG tem um número atômico efetivo ($Z_{\text{eff}}=7,75$) e densidade volumétrica ($\rho=1,05\text{g/cm}^3$) próximo

aos valores do tecido mole ($Z_{\text{eff}}=7,42$) e ($\rho=1,04\text{g/cm}^3$), possuindo um comportamento satisfatório e muito similar ao valor do seu coeficiente de atenuação mássico para aferições de feixes de fótons de alta energia (MOREIRA, 2012).

O dosímetro químico Fricke à base de íons Fe^{+2} , quando irradiado, os íons são convertidos em Fe^{+3} , e constitui medida indireta proporcionalmente à quantidade da dose absorvida contida na amostra. Portanto, a dose absorvida pode ser inferida pela concentração de Fe^{+3} , o que possibilita a determinação da absorbância que está relacionada a concentração dos íons de interesse, neste caso o Fe^{+3} . Essa reação química decorre devido a quelação dos íons Fe^{3+} pelo corante alaranjado xilenol, após estas serem irradiadas, produzindo o composto indicador de dose absorvida sendo verificado por meio da espectrofotometria visível (MOREIRA, 2012; FERREIRA, OLIVEIRA, 2016).

A absorbância $OD = A$ é a resposta obtida por meio da intensidade de luz que atravessa uma amostra irradiada, o qual é representada pela equação 1, sendo o logaritmo decimal da razão entre a intensidade incidente no meio, I_0 , e a intensidade transmitida, I_t , que emerge do meio e atinge o detector (BENEVIDES, 2015; OLIVEIRA, ALMEIDA, CALDAS, 2016).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

As seções a seguir detalham os materiais utilizados para os procedimentos experimentais e as metodologias adotadas e adaptadas da literatura envolvendo as etapas necessárias para as coletas de dados realizados neste trabalho.

3.1 Delineamento da Pesquisa

A pesquisa baseia-se no método quantitativo experimental, este consiste na determinação de um objeto de estudo, na seleção das variáveis capazes de influenciá-lo e na definição das normas de controle e de observação dos efeitos produzido no objeto (GIL, 1999; LAKATOS, MARCONI, 2001).

A confecção do dosímetro FXG foi realizada no laboratório de química analítica pertencendo ao curso Técnico de Química do Campus Florianópolis do IFSC, após irradiação das amostras o mesmo retornou para a realização da leitura espectrofotométrica.

As coletas foram realizadas em 08 de novembro de 2017, sendo em duplicata para a amostra com o dosímetro FXG e uma amostra com a CI, à partir do protocolo estabelecido. Foi caracterizado todo o processo de tratamento da Rcir no SNC, desde a fixação do *Halo* estereotáxico no objeto simulador confeccionado para o estudo, até a entrega total da dose planejada, sendo irradiado no Acelerador Linear 600 C/D do fabricante *Varian Medial Systems* pertencente a Unidade de Radioterapia do CEPON na cidade de Florianópolis.

3.2 Materiais utilizados para preparação das amostras FXG

Para a preparação do FXG, conforme o Apêndice C, foram utilizados: gelatina de origem animal (gelatina 300 Bloom), fornecida pela Sigma-Aldrich Brasil Ltda; corante alaranjado de Xylenol; sulfato ferroso de amônio; ácido sulfúrico; água ultrapura, todos esses reagentes fornecidos pela empresa Dinâmica (Diadema, Brasil). As concentrações utilizadas desses materiais se encontram na tabela 1, juntamente com a fórmula para a preparação do dosímetro FXG, foi utilizado balança eletrônica analítica modelo Shimadzu AUX 220 para pesagem, três béqueres de vidro, conforme (figura 31) do Apêndice C, cubeta tipo padrão de polimetil

metacrilato (PMMA), para armazenamento.

Tabela 1 - Composição química para a solução dosimétrica Fricke Xilenol Gel

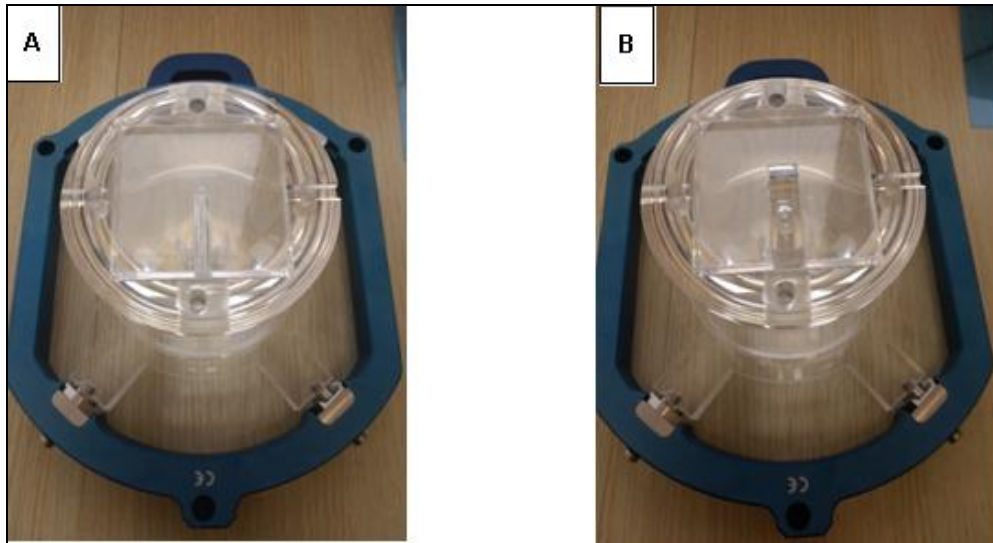
Composto	Fórmula Molecular	Peso Molecular (g/mol)	Concentração mM
Gelatina	C17 H32 N5 O6	402,47	124,38
Xilenol	C13 H28 N2 O13 S Na4	760,58	0,1
Sulfato Ferroso	Fe (NH4)2 (SO4)2 6H2O	392,47	0,5
Ácido Sulfúrico	H2SO4	98,07	25

Fonte: BERO (2000)

3.3 Objeto simulador e acessórios para as medidas dosimétricas

Foi necessário a construção do objeto simulador de acrílico para a simulação das doses absorvidas envolvendo as soluções do dosímetro Fricke Xilenol Gel (FXG) em que as amostras foram irradiadas com uso do acelerador linear do Centro de Pesquisas Oncológicas - CEPON. O objeto simulador foi confeccionado com recursos provenientes do programa de Pós-Graduação e o material escolhido foi acrílico ou PMMA (Polimetil-metacrilato acrílico) uma vez que esse possui o coeficiente de atenuação mássico e densidade próximas da água e de tecidos, podendo assim reproduzir aproximadamente os parâmetros anatômicos do SNC, a fim de simular a localização de tumores no cérebro e permitir que as amostras possam ser irradiadas. De modo que o objeto simulador é constituído por uma esfera possuindo um diâmetro total de $\varnothing = 130$ mm, com dois hemisférios com um raio de 65 mm com rebaixo interno de 80 x 80 mm e 6,0 mm de profundidade (figura 5 A e B). O objeto simulador foi projetado para que as medições pudessem ser realizadas tanto com o FXG como com o dosímetro clínico, no caso a CI, possibilitando dessa forma a intercomparação das duas medidas lidas, sendo confeccionado outros acessórios também para este fim, que compreendem em um suporte para a fixação do objeto simulador de acrílico com uma espessura de 10 mm na forma de um "X" com reforço nos 04 pontos de fixação no *Halo*.

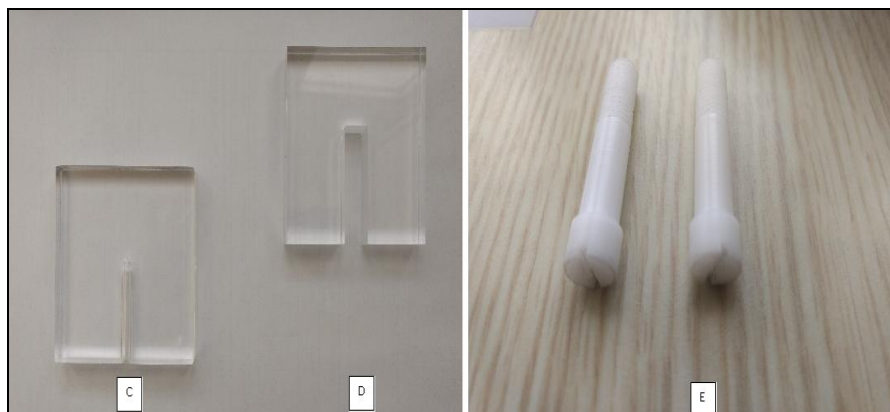
Figura 5 - Vista superior do objeto simulador com o suporte de fixação de PMMA fixado no *Halo* com as placas internas para o encaixe da CI (A) e placa interna para a colocação da cubeta contendo o dosímetro FXG (B)



Fonte: A autora (2017)

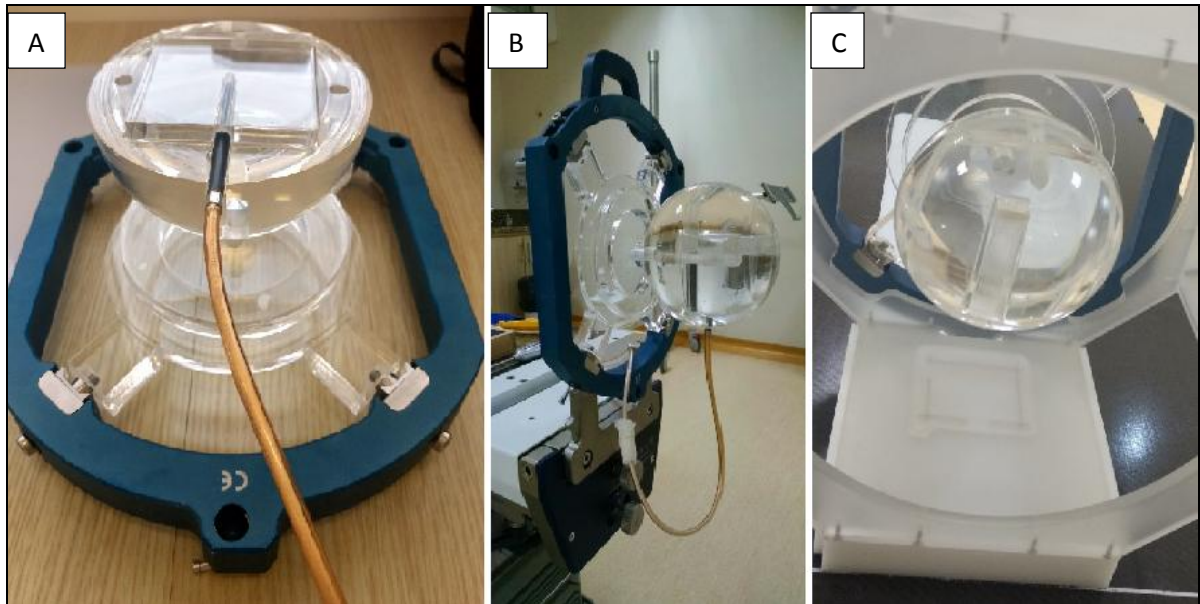
Foi confeccionado dois conjuntos de placas internas (figura 6 C e D), para a realização do encaixe da câmara de ionização e cubeta contendo o dosímetro FXG no momento da simulação com a entrega da dose planejada, estas formando dois blocos separadamente de PMMA medindo 79 x 79 mm e 12 mm de espessura, onde cada bloco foi colado em duas partes usinadas individualmente. Foram confeccionados, ainda, três parafusos usinados (figura 6 E) com cabeça sextavada com fenda, medindo 45 mm de comprimento e rosca padrão M6, constituídos de Nylon branco, sendo que dois desses foram utilizados para fazer a união dos hemisférios e um terceiro para fixação do objeto simulador de PMMA no suporte do *Halo*, usinados, utilizando tarugos de *Nylon* branco.

Figura 6 - Conjunto de placas internas, para encaixe da câmara de ionização (C), cubeta (D), parafusos usinados para fixação (E)



Fonte: A autora (2017).

Figura 7 - Conjunto completo dos acessórios confeccionados



Fonte: A autora (2017)

(A) Placa interna encaixada com a CI dentro do objeto simulador, este em metade da esfera, fixada no *Halo* com o suporte de fixação em “X”; (B) Conjunto completo com a metade de cada esfera fixado ao suporte “X”, este preso ao Halo já fixado na mesa de tratamento; (C) Conjunto completo com a metade de cada esfera, contendo a placa interna com a cubeta do dosímetro FXG e caixa de localização para simulação da tomografia computadorizada.

3.4 Tomografia computadorizada

As imagens tomográficas foram adquiridas no tomógrafo modelo CT simulador para tratamentos radioterápicos *Mult Slice* de 4 canais, fabricado pela *General Electric* (figura 8), pertencente ao CEPON, seguindo os padrões da instituição de aquisição de imagens para radiocirurgia de crânio. De modo que a posteriori, foi realizada a avaliação de volumes e dimensões do objeto simulador de acrílico com a caixa de localização pela verificação da reconstrução tridimensional realizada no Sistema de Planejamento *IPlan v4.5.4*, da *Brainlab*.

Figura 8 - Tomógrafo modelo CT Simulador *Mult Slice* – GE do CEPON



Fonte: A autora (2017)

3.5 Acelerador linear de radioterapia para irradiação das amostras

Para a realização da aquisição dos dados referentes às irradiações das soluções de FXG e Câmara de Ionização, foi utilizado o Acelerador Linear 600 C/D do fabricante *Varian Medial Systems* (figura 9) pertencente a Unidade de Radioterapia do CEPON na cidade de Florianópolis, com energia nominal de 6 MV. Este acelerador possui a capacidade de acoplar o conjunto estereotáxico da *BrainLab*, este foi utilizado conforme rotina de tratamento Radiocirúrgico.

Figura 9 - Acelerador Linear 600 C/D do CEPON, Fabricante: *Varian Medial Systems*

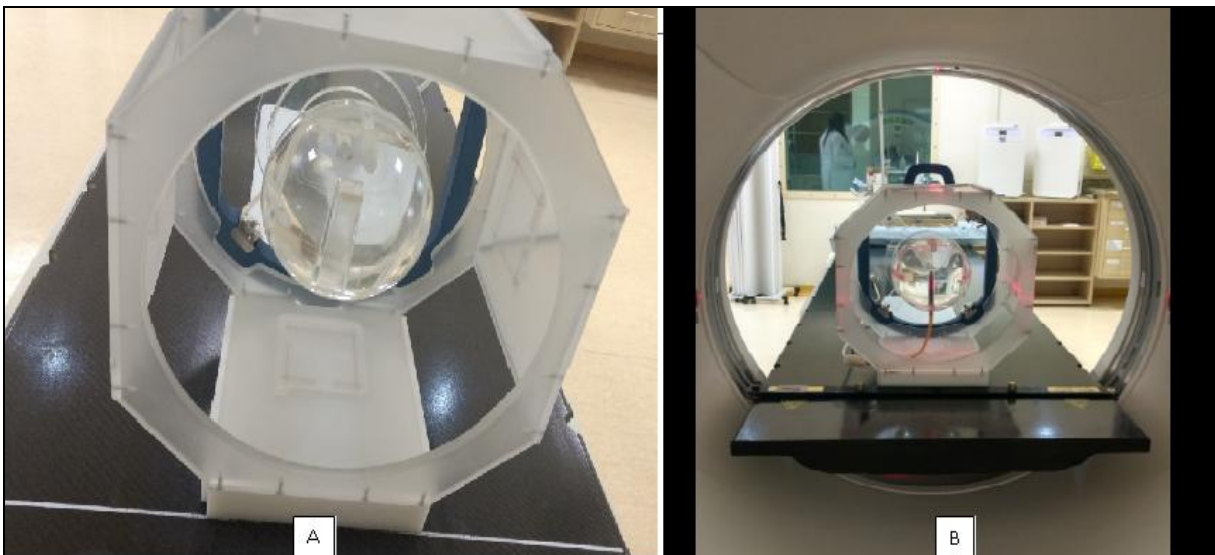


Fonte: A autora (2017)

3.6 Tomografia computadorizada de simulação

A simulação consiste na realização da tomografia com o objeto simulador, nele é inserida a cubeta no primeiro momento e depois a CI, cada uma devidamente encaixada na placa interna específica (supracitado anteriormente na seção dos materiais e métodos). A cubeta contendo água (simulando o tecido mole) foi lacrada com filme de policloreto de vinila (PVC), a CI foi fixada no centro do objeto simulador e, em seguida, acoplada ao sistema de Radiocirurgia (Rcir) da *Brainlab*, contendo: *Halo* de fixação, caixa de localização e a base de apoio para tomografia (figura 11).

Figura 10 - Posicionamento do objeto simulador fixado no *Halo*, encaixado na caixa de localização para aquisição de CT, este sobre a mesa do tomógrafo (A) e vista anterior com a cubeta contendo água, (B) câmara de ionização



Fonte: A autora (2017)

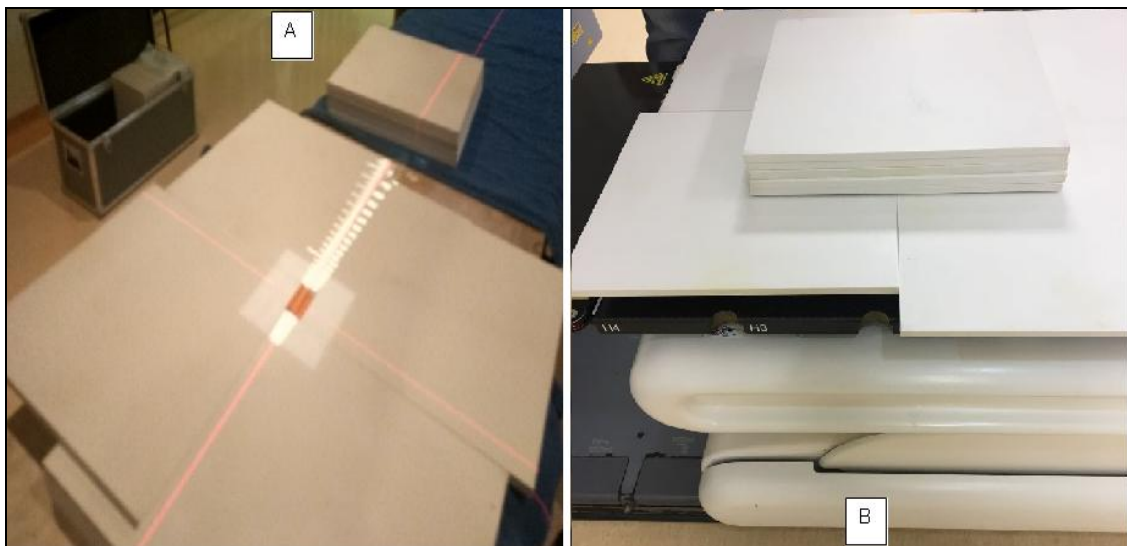
Após a tomografia do objeto simulador, as imagens foram transferidas para o Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS, do Inglês *Treatment Planning System*) *iPlan* RT Dose 4.5.4. Este sistema possui diversas funções, a partir da aquisição de imagens de tomografia computadorizada diagnóstica, ressonância magnética ou angiografia, é possível realizar fusão de imagens para reconstruções tridimensionais, auxiliando na localização e delimitação da área de tratamento assim como o planejamento da distribuição da dose.

3.7 Irradiação das amostras com as soluções de FXG e determinação da curva de calibração de resposta em função da dose absorvida

Foram confeccionadas 20 cubetas com FXG no laboratório de Química Analítica do IFSC sendo transportadas ao CEPON, as amostras ficaram acondicionadas em temperatura ambiente dentro da caixa térmica por aproximadamente 2h. Em seguida, as mesmas foram irradiadas no acelerador linear de fótons X com energia nominal de 6,0 MV com a dose pré-estabelecida e planejada pelo físico médico.

Duas cubetas foram inseridas em um objeto simulador (placas de água sólida) para garantir a homogeneidade da dose. Foi realizado a tomografia do arranjo experimental para o planejamento das doses e o mesmo foi reproduzido no acelerador linear para sua irradiação. As doses estabelecidas para a curva de calibração foram de 3,0; 5,0; 9,0; 12,0; 15,0; 18,0 e 20,0 Gy, com ângulo de “Gantry” a 0° e colimação de campo de 10 x 10 cm², com distância fonte superfície de 96,5 cm. Posteriormente, as amostras irradiadas foram lidas no espectrofotômetro para a obtenção da relação das doses em função da densidade ótica (OD), isto é, determinação da curva de calibração.

Figura 11 - Posicionamento de cubetas no centro do objeto simulador (A) e colocação das placas sobre as mesmas (B) para Irradiação das amostras e determinação da curva de calibração



Fonte: A autora (2017)

3.8 Irradiação das amostras com as soluções de FXG e determinação da dose de simulação da Rcir

As cubetas contendo o FXG foram posicionadas no AL dentro do objeto simulador, estas encaixada na placa interna para este fim, devidamente fixadas na mesa de tratamento acoplada ao sistema de Radiocirurgia (Rcir) da *BrainLab*, este contendo o *Halo* de fixação, utilizando o quadro estereotáxico para o correto posicionamento do isocentro, pois este permite que seja fixado os mapas de localização. A irradiação será realizada em duas amostras, com dose total previamente planejada e, posteriormente, será lido no espectrofotômetro seus resultados para análise.

Figura 12 - Posicionamento do objeto simulador com a cubeta internamente no mesmo, fixado na mesa de tratamento no AL



Fonte: A autora (2017)

3.9 Irradiação com a câmara de ionização

Os aceleradores lineares Varian 600 C/D são calibrados com a C.I Farmer Modelo TN30013, da fabricante PTW (figura 14), de modo que esta foi enviada ao laboratório de metrologia credenciado para obtenção de seu fator de calibração $N_{D,W}$

em 29/03/2017. No presente trabalho foi necessário a utilização da C.I modelo A16 fabricante Exradin (figura 15), por possuir pequeno volume ($0,007 \text{ cm}^3$), uma vez que a mesma é utilizada apenas para fins específicos, no caso da radiocirurgia, esta modalidade de tratamento que possui a característica de tratamento de pequenos campos. Esta não é a câmara padrão do Serviço de Radioterapia e por isso não foi enviada ao laboratório, tendo a necessidade de realizar a intercomparação com a câmara padrão do Serviço.

Figura 13 - Câmara de Ionização modelo Farmer, do CEPON



Fonte: A autora (2017)

Figura 14 – Câmara de ionização modelo A 16, do CEPON



Fonte: A autora (2017)

A intercomparação é realizada submetendo as duas CI's ao mesmo feixe de

radiação, com o mesmo arranjo geométrico e sob condições controladas de pressão e temperatura. Apresenta-se no quadro 1 os parâmetros estabelecidos para a intercomparação:

Quadro 1 - Parâmetros para intercomparação das CIs

Energia nominal	6 MeV
Objeto simulador	Água
Distância fonte-superfície (DFS)	100,0 cm
Distância fonte-CI	110,0 cm
Tensão aplicada no eletrômetro	- 300 V
Unidade monitora (UM)	100
Nº de medidas	5

Fonte: A autora (2017)

As leituras (cargas, nC) obtidas com o eletrômetro modelo PTW Unidos E são aplicadas à equação para determinação da dose, fornecida pelo protocolo TRS-398 da Agência internacional de Energia Atômica (IAEA) conforme equação descrita a seguir:

$$D_w = L \cdot f_k \cdot N_{D,w}$$

Em que:

D_w : dose absorvida na água;

L: leitura, em nC;

f_k : produto dos fatores de influência, temperatura, pressão, polaridade e recombinação iônica;

$N_{D,w}$: fator de calibração da câmara de ionização.

A dose absorvida na água é igual para as duas câmaras, visto que foram irradiadas sob as mesmas condições. Sendo assim, os dois lados da igualdade da equação podem ser unidas e a única incógnita da equação passa a ser o fator de calibração ($N_{D,w}$) para a CI A16. Para a CI tipo Farmer, este fator foi determinado pelo laboratório de metrologia. Além disso, as medidas com as duas CI's foram realizadas simultaneamente e com o mesmo eletrômetro. Portanto, os fatores de influência podem ser considerados iguais para ambas as câmaras e o fator f_k pode ser eliminado da equação. Desta forma, o fator de calibração pode ser obtido para a CI A16.

3.10 Leitura espectrofotométrica das amostras do dosímetro FXG

A densidade ótica (absorbância) das cubetas irradiadas para obtenção da curva de calibração e as irradiadas simulando o tratamento de Rcir, foram medidas em 08 de novembro de 2017, aproximadamente 3h após irradiação de todas as amostras das soluções de FXG, no espectrofotômetro Agilent Technologies Cary 60-UV-VIS (figura 10) pertencente ao laboratório de Química Analítica do Campus Florianópolis no IFSC.

Figura 15 - Espectrofotômetro Agilent Technologies Cary 60-UV-Vis utilizado para leituras dos dosímetros



Fonte: A autora (2017)

Para a análise dos resultados foi construído um modelo para encontrar relações entre as variáveis dependentes (y) e independentes (x) que buscam estimar a calibração, o mais conhecido é a regressão linear múltipla (RLM) ou simples (RLS), que descreve uma relação linear entre as respostas e as concentrações dos componentes das amostras (MORGANO et al., 2005). Na calibração são obtidas duas matrizes, uma matriz com respostas instrumentais (variáveis independentes: LEITURAS - X) e uma matriz com os resultados das concentrações (variáveis dependentes: DOSE - Y), normalmente obtidos pelos métodos convencionais de análise (MORGANO et al., 2005).

A eficiência dos modelos de regressão considerou os pressupostos de linearidade (o modelo linear descreve corretamente a relação funcional entre X e Y); variâncias homogêneas entre as doses estudadas. Os dados foram analisados no programa *Statistical Package for Social Sciences* versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA, 2010) para Windows, sendo que, para critérios de decisão estatística adotou-se o nível de significância de 5%.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, os dados, que foram coletados serão apresentados nos itens abaixo, contemplando a escolha da dose absorvida planejada, simulação para a entrega da dose e irradiação das amostras do dosímetro FXG e CI, posteriormente realizando a leitura destas e análise de resultados.

4.1 Análise da dose absorvida pelo Sistema de Planejamento de Tratamento - TPS

Para o estudo foi estabelecido no TPS de simulação uma dose absorvida de 15,0 Gy em cinco arcos dinâmicos, este planejado no sistema *lplan 4.5.4* simulando uma entrega de dose total de 15,02 Gy para a irradiação das amostras do FXG e 15,28 Gy para a irradiação da CI. Estas doses absorvidas foram estabelecidas a partir da estimativa do Histograma Dose Volume (DVH) fornecido pelo sistema de planejamento, este preconizado e realizado na prática em tratamentos de radioterapia. Inclusive a Rcir em uma única fração, indo de encontro com a correta distribuição da dose total, levando em consideração os possíveis danos radiobiológicos na área saudável adjacente ao tratamento e a entrega de dose total necessária para o resultado satisfatório deste (PETCHEVIST, 2015).

Para tratamentos desta modalidade, é usual uma dose elevada administrada em uma única fração, esta pode estar compreendida entre 12,0 e 25,0 Gy, levando em consideração o tamanho e localização do tumor, sua histologia e tecidos saudáveis adjacentes, assim como o equipamento e tecnologia escolhida (LUNDGREN, 2011; SALVAJOLI, 2014; DEL VECCHIO, 2015; FRANCK, 2012).

Os tratamentos de tumores do SNC podem receber altas doses, porém, pode-se trabalhar também com protocolos fracionados em mais vezes aumentando assim seu diâmetro para irradiação (DEL VECCHIO, 2015).

Na presente pesquisa destaca-se que o tamanho do volume simulado para este estudo ficou definido em 30 mm, tendo o intuito de se aproximar de um tamanho médio para a modalidade que foi avaliada, a literatura indica tamanhos que compreendem diâmetros de 30 a 35 mm para Rcir (DEL VECCHIO, 2015). O tamanho médio foi definido também para se trabalhar com o material selecionado e disponível para execução e validação dos resultados para o protocolo de Rcir. A

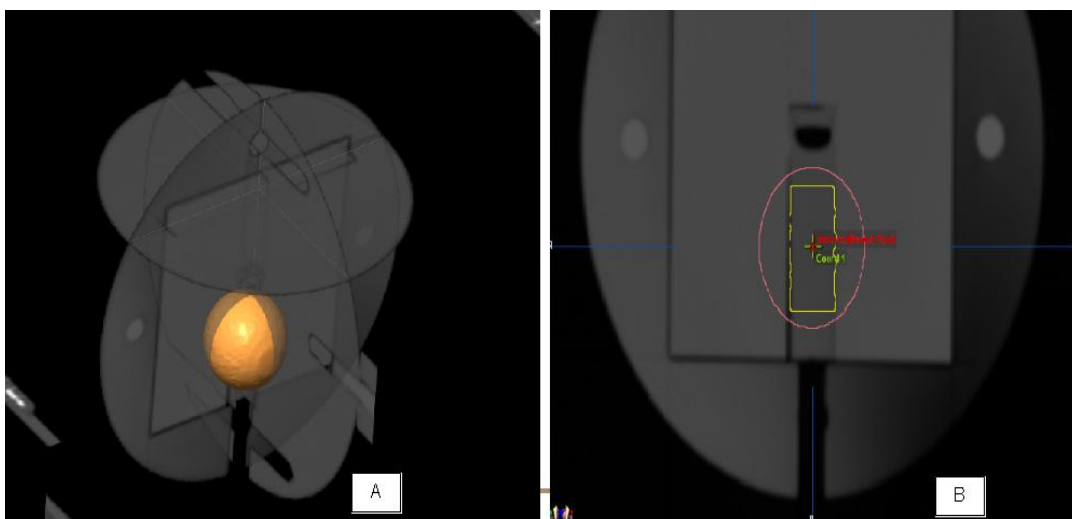
distribuição de dose absorvida no meio é ponto crucial para garantir a precisão da localização do tumor na região do volume-alvo.

4.2 Simulação do Sistema de Planejamento do Tratamento (TPS) por radiocirurgia usando dosímetro FXG

A partir da tomografia de simulação, esta imagem foi transferida para o sistema de planejamento *Iplan 4.5.4 da BrainLAB*, onde foi delineado o volume de 30 mm a ser irradiado, (figura 16A), também englobando o volume total da cubeta e seu isocentro, indicado na figura 16B, sendo delineado a estimativa de dose máxima e mínima entregue no volume alvo simulado, entregando a dose estimada para um resultado satisfatório nos tratamentos de Rcir para SNC e protegendo áreas saudáveis com os limites aceitáveis para estes, indo de encontro com o recomendável, respeitando a ocorrência dos possíveis danos biológicos que podem acontecer nestes tratamentos.

É recomendado pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) que a entrega de dose deve ser avaliada e distribuída de maneira que fique dentro dos limites aceitáveis de $\pm 5\%$ no volume alvo planejado (PTV do inglês *Planning Target Volume*), não devendo ultrapassar este limiar de entrega de dose, este sendo checado com o sistema de controle de qualidade do software, e validado pelo Médico Radioterapeuta e Físico Médico, e somente após essa validação é gerado os mapas de localização (PETCHEVIST, 2015).

Figura 16 - Simulação diâmetro do tumor (A); Simulação Contorno da cubeta (B)



Fonte: A autora (2017)

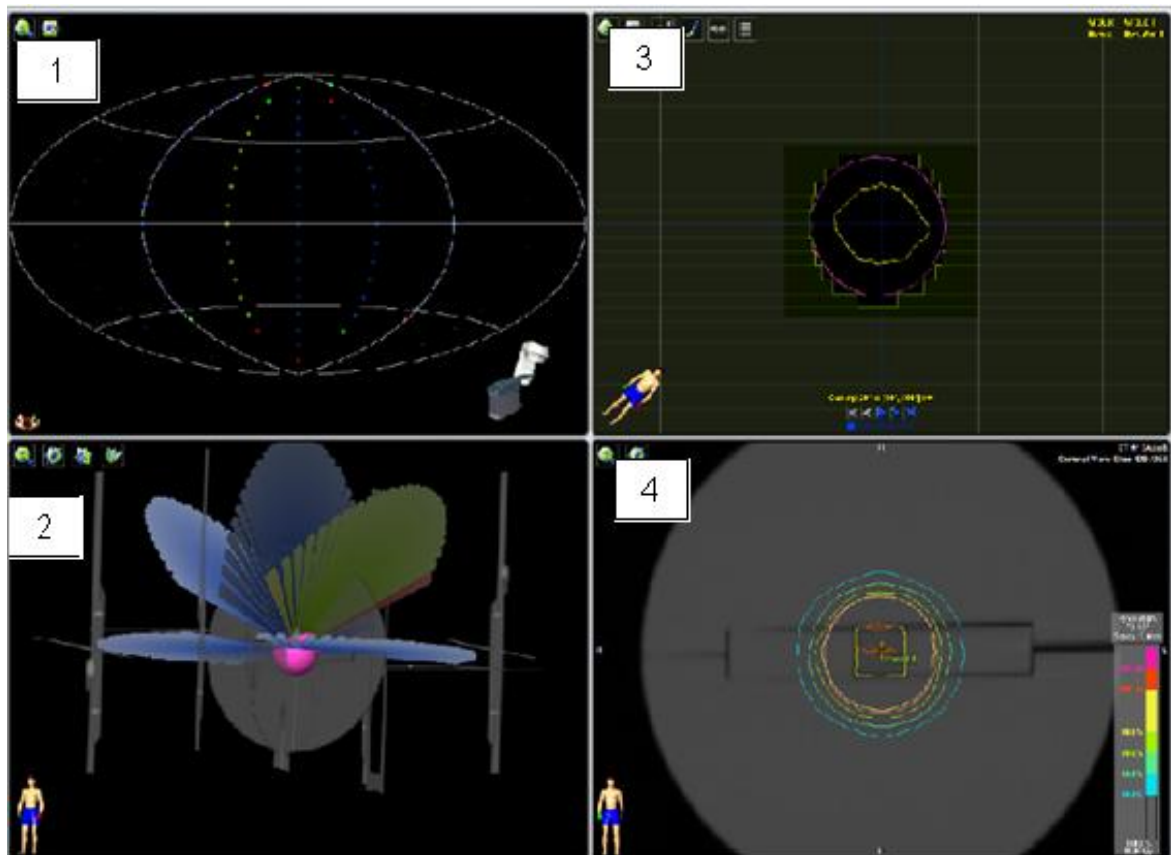
Foi realizada a reconstrução e visualização tridimensional do objeto simulador, para a simulação do tratamento, obtendo uma configuração em cinco arcos dinâmicos, caracterizando a entrega de dose com distribuição aceitável, esta em 100%.

A distribuição da dose deve ocorrer em virtude dos danos biológicos que podem acarretar este tipo de tratamento, levando em consideração esta distribuição e redução destes (OKUNO, 2013; TAUHATA et al, 2014).

A utilização do Histograma Dose Volume (DVH) é uma ferramenta computacional relevante para a avaliação da distribuição da entrega da dose no tumor e áreas saudáveis adjacentes, trazendo uma análise do comportamento da entrega de dose planejada em um volume definido (CARDOSO, 2012).

A validação da aplicação da dose prescrita foi atingida a partir da estimativa do Histograma Dose Volume (DVH) fornecido pelo sistema de planejamento do tratamento, fornecendo subsídios para a escolha do que foi planejado, indo de encontro ao preconizado para este estudo.

Figura 17 - Determinação da isodose no volume (3, 4) em cinco arcos dinâmicos (1, 2)



Fonte: A autora (2017)

O TPS após finalizado e checado, foram gerados mapas de localização com as coordenadas cartesianas, estes mapas foram colocados na caixa de localização estereotáxica, esta foi fixada no crânio do paciente (objeto simulador) com o uso do *Halo* e parafusos que mantem a característica de fixação precisa, indo de encontro ao fator segurança e reprodutibilidade do que foi planejado a partir da tomografia de localização no isocentro do tratamento (PODGORSK, 2005).

A geração dos mapas de localização para a transferência das coordenadas cartesianas para o objeto simulador seguiu a tabela 2.

Tabela 2 - Parâmetros dosimétricos estabelecidos para o tratamento simulado

ID de exportação: nome	Ângulo da Mesa (°)	Início do Gantry (°)	Parada do Gantry (°)	Rot. Dir.	Ângulo Colimador (°)	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	UM
Arc.Din.1	50,0	20,0	150,0	Cw	270,0	17	20	22	22	405
Arc.Din.2	0,0	140,0	10,0	ccw	270,0	17	20	21	21	334
Arc.Din.3	0,0	350,0	220,0	ccw	270,0	17	20	21	21	359
Arc.Din.4	315,0	210,0	340,0	Cw	270,0	17	20	21	21	406
Arc.Din.5	90,0	10,0	170,0	cw	210,0	20	17	22	22	494

Fonte: A autora (2017)

4.3 Irradiação do dosímetro FXG no TPS para simulação do tratamento para Rcir

Após a finalização do planejamento e cálculo da dose para o dosímetro FXG, os parâmetros dosimétricos apresentados na tabela 2 foram transferidos ao acelerador Linear 600 C/D para execução da irradiação das amostras.

O posicionamento no AL deve ser realizado utilizando o quadro estereotáxico, pois este permite que seja fixado os mapas de localização com as coordenadas previamente planejadas, para que na sala de tratamento realize a checagem do mesmo com o Isocentro do equipamento, este sendo executado com o auxílio do laser de localização da sala. (SCHLEGEL, W; BORTFELD, T; GROSU, A. L; 2006).

O objeto simulador já acoplado ao *Halo* deve ser mantido para a realização da tomografia de simulação, não sendo mais removido, mantendo a característica de um planejamento completo do paciente. Desse modo, o estudo proposto no presente trabalho foi o de validar todo o planejamento desde sua simulação da CT até a

irradiação. Na sequência, o objeto simulador foi fixado à mesa de tratamento pelo suporte de cabeça, onde encaixava-se o *Halo* com parafusos, deixando todo o conjunto fixo, a parte irradiada a mesa de tratamento do AL. Essa configuração para o sistema com a caixa contendo o objeto simulador e o *Halo* constituiu a característica da metodologia de avaliação da dose neste procedimento a fim de se obter precisão no volume alvo, para o momento da entrega da elevada dose para Rcir.

Com os mapas de localização gerados pelo sistema de planejamento, estes foram fixados nos três lados na caixa de localização estereotáxica (figura 18), conforme protocolo preconizado, o objeto simulador foi alinhado para que o isocentro da cubeta, este simulando o tumor, coincida com o isocentro do acelerador linear (figura 19).

Figura 18 - Mapas de localização gerados pelo *iPlan*



Fonte: A autora (2017)

Figura 19 - Suporte de cabeça – objeto simulador fixado a mesa no AL



Fonte: A autora (2017)

Previamente o AL deve estar devidamente calibrado, apresentando precisão entre o isocentro de irradiação e o de rotação do *gantry* e da mesa, de acordo com TG 142 o limite aceitável para R_{cir} é de 1,0 mm. Além disso, a estabilidade mecânica deve ser controlada com testes de controle de qualidade (PEREIRA, NANDI e SARAIVA, 2017). A rotina de tratamento no AL necessita que o isocentro planejado da parte de interesse esteja precisamente coincidindo com o isocentro do equipamento. Por esta questão, é relevante a realização dos testes de controle de qualidade a fim de verificar se os isocentros do equipamento foram corretamente checados conforme estabelecem as normas, para que ocorra o mínimo de erro, estes dentro dos limites aceitáveis pelos programas de GQ.

O tratamento foi realizado conforme o planejado, ilustrado pela figura 20, no AL, e o objeto simulador (figura 21) foi irradiado com as doses e parâmetros na tabela 2 supracitada, entregando uma dose total de 15.02 Gy, distribuída em cinco arcos dinâmicos. O objeto simulador foi irradiado duas vezes, sendo a primeira com a cubeta A e a segunda com a cubeta B, com o mesmo planejamento e entrega de dose, posteriormente lidas no espectrofotômetro pertencente ao laboratório de Química Analítica do IFSC.

Figura 20 - Coordenadas do planejamento no AL

Varian Medical Systems - 4D Console version 11.1
CL600C/D #1021 VAR_REC Scale

PHANTOM RCIR, Fricke

Limpar preparação

Próximo campo Modo de Sequência automática

[defunct]Manu

- 1: Dyn. Arc 1
- 2: Dyn. Arc 2
- 3: Dyn. Arc 3
- 4: Dyn. Arc 4
- 5: Dyn. Arc 5

Mostrar foto do pacient

Inicializar Editar

Modo CQ
AVISO: Este modo não deve ser usado para tratamentos clínicos, pois não registra a dose.

	Planejado	Real		Planejado	Real	Planejado	Real	
Técnica	ARC	*****	Âng. do colim. (graus)	270.0	270.0	MLC	Arco dinâmico	
Energia (Mv/MeV)	6X	*****	Campo Y (cm)			Vertical da mesa (cm)	10.0	15.0
Taxa da dose (UM/min)	500	*****	Campo X (cm)			Longitudinal da mesa (cm)	100.0	61.8
UM(UM)	405	*****	Âng. do gantry (graus)	20.0	20.1	Lateral da mesa (cm)	0.0	0.3
Tempo (min)	0.97	*****	Ângulo inicial (graus)	20.0	*****	Âng. de mesa (graus)	50.0	50.1
Tabela de tol.	T1		Ângulo final (graus)	150.0	*****	SSD (cm)	91.8	
EDW (graus)			Direção	Sentido horário				
Accessório	NoAccy	NoAccy	Y1 (cm)	2.2	2.2			
			Y2 (cm)	2.2	2.2			
			X1 (cm)	1.7	1.7			

Fonte: A autora (2017)

Figura 21 - Irradiação de simulação da Rcir



Fonte: A autora (2017)

4.4 Leitura e construção da curva espectrofotométrica das amostras do dosímetro FXG

A leitura foi realizada aproximadamente 30 minutos após o término da irradiação de todas as amostras obedecendo padrões em estudos evidenciados anteriormente (OLIVEIRA, 2014). Considerando então, que o dosímetro de FXG possui uma característica de resposta proporcional à dose absorvida, estes foram transportados ao Laboratório de Química Analítica do IFSC, do Campus Florianópolis, no interior de uma caixa térmica, para que a estabilidade da temperatura seja garantida e não vindo a prejudicar nas medidas espectrofotométricas. De modo que foi lido em triplicata cada amostra para a construção da curva de calibração do dosímetro químico de FXG, apresentando suas leituras de absorbância na tabela 4 apresentada no Apêndice D.

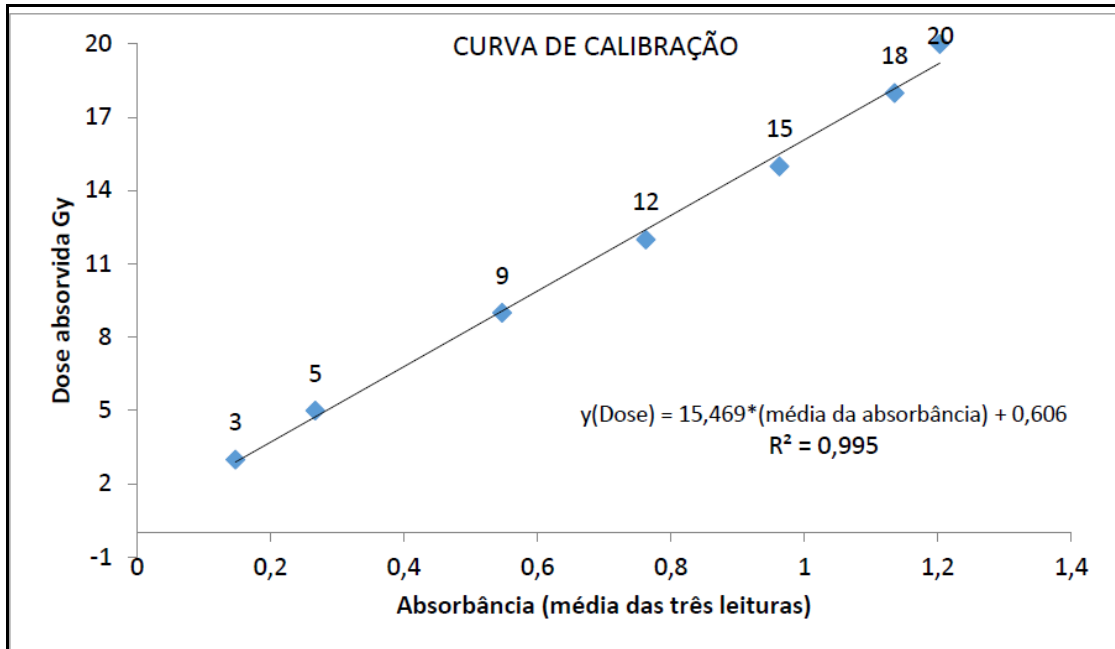
Sua composição com o alaranjado Xilenol permite a leitura por espectrofotometria UV visível no comprimento de onda de 585 nm (MOREIRA, 2012), por esta razão foi utilizado este método de leitura das amostras irradiadas (figura 23). Os dados foram compostos por 7 valores de dose absorvida nas amostras de solução de FXG, onde em cada uma foram consideradas duas cubetas (cubeta 1 e cubeta 2) com três leituras independentes.

Para determinação da curva de calibração, foi implementada a técnica de análise de regressão linear simples que estima a equação da reta pelo método dos mínimos quadrados, onde tomou-se como base as três leituras (variáveis independentes) realizadas sobre duas cubetas em cada uma das doses (variável dependente) observadas no estudo. O pressuposto principal utilizado para aplicação da técnica de regressão foi o Coeficiente de Correlação Linear, R (Coef. de Spearman), devendo ser maior ou igual a 0,995.

Para elaboração da curva de calibração, utilizou-se como referência a solução FXG preparada conforme estabelecido no estudo para irradiação das amostras, a dose utilizada ficou compreendida entre 3 e 20 Gy, representando a curva de resposta em função da dose absorvida para as amostras irradiadas. Sendo que foi analisado sua absorbância na concentração da amostra, esta apresentou um comportamento linear no intervalo de dose estudado e um coeficiente de correlação relativa de 0,995, conforme a leitura no espectrofotômetro, o valor do coeficiente

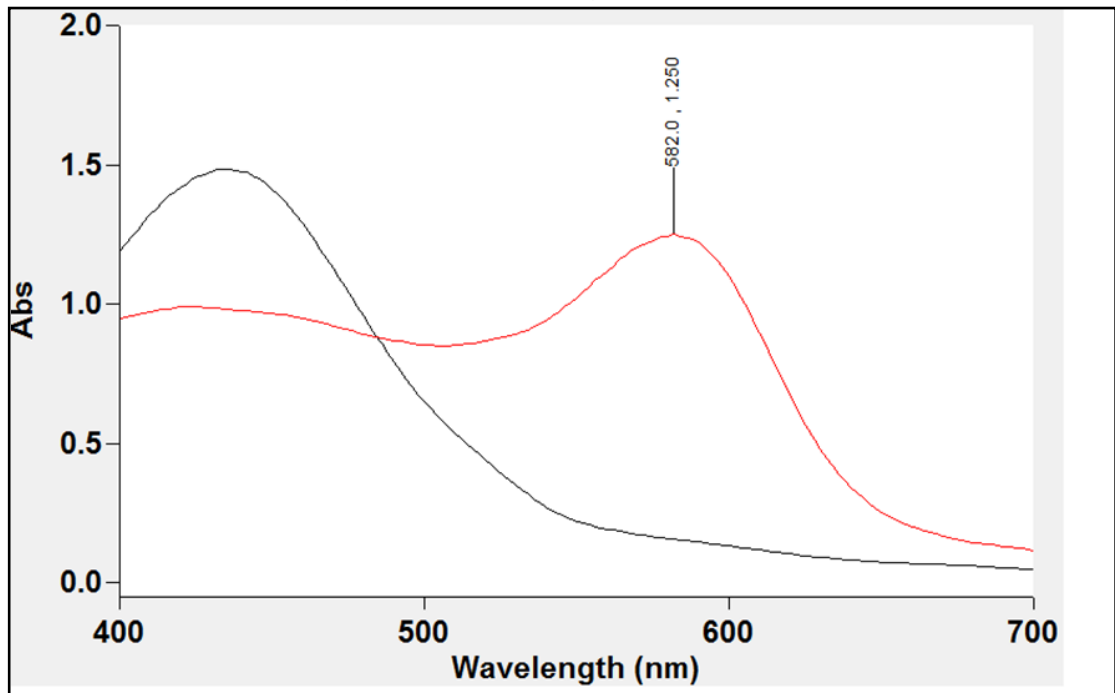
angular da reta obtida por regressão linear representa o valor da dose absorvida média, conforme visto na figura 22.

Figura 22 – Curva de calibração para o dosímetro FXG



Fonte: A autora (2017)

Figura 23 – Espectro de absorção ótica para a solução Fricke gel identificando a banda de 582nm



Fonte: A autora (2017)

4.5 Leitura e construção da curva espectrofotométrica para dose planejada

A dosimetria clínica tem papel importante na verificação de entrega de dose em tratamentos na Teleterapia. Conforme visto, existem muitos métodos para quantificar a quantidade de energia depositada nos tecidos, incluindo a câmara de ionização e uso de filmes radioquímicos que possuem características aceitáveis. Porém, o dosímetro FXG é um dosímetro químico que se apresenta como sensível para respostas de absorção de elevados valores de dose absorvida, e conforme já destacada anteriormente (12,0 a 20,0 Gy), pode constituir uma alternativa viável para avaliação da dose planejada nos tratamentos utilizando Rcir (FERREIRA; OLIVEIRA, 2016). Diante do exposto foram irradiadas duas amostras, cubeta A e cubeta B, conforme o que foi simulado pelo Sistema de Planejamento da Rcir para um volume tumoral no SNC de 30 mm. Uma vez que foi possível estimar o valor da dose absorvida sendo de 15,02 Gy, os quais foram efetuados em cinco arcos dinâmicos, e a leitura da absorbância no espectrofotômetro, conforme tabela 3, gerou a média de três valores de dose das amostras de FXG, este representando uma de dose absorvida média em 14,61 Gy, atendendo aos 100% de entrega de dose no volume-alvo.

Tabela 3 - Leitura de absorbância da simulação do tratamento de Rcir cubeta A e B

Amostra	Dose	1°LEITURA	2°LEITURA	3°LEITURA	Média 3 leituras
Cubeta A	15 Gy	0,8997	0,8995	0,8993	0,8995
Cubeta B		0,9116	0,9115	0,9114	0,9115

Fonte: A autora (2017)

Os valores foram inseridos à equação da reta obtida por regressão, gerada pela curva de calibração, para determinação da Dose absorvida, estas apresentadas na tabela 3.

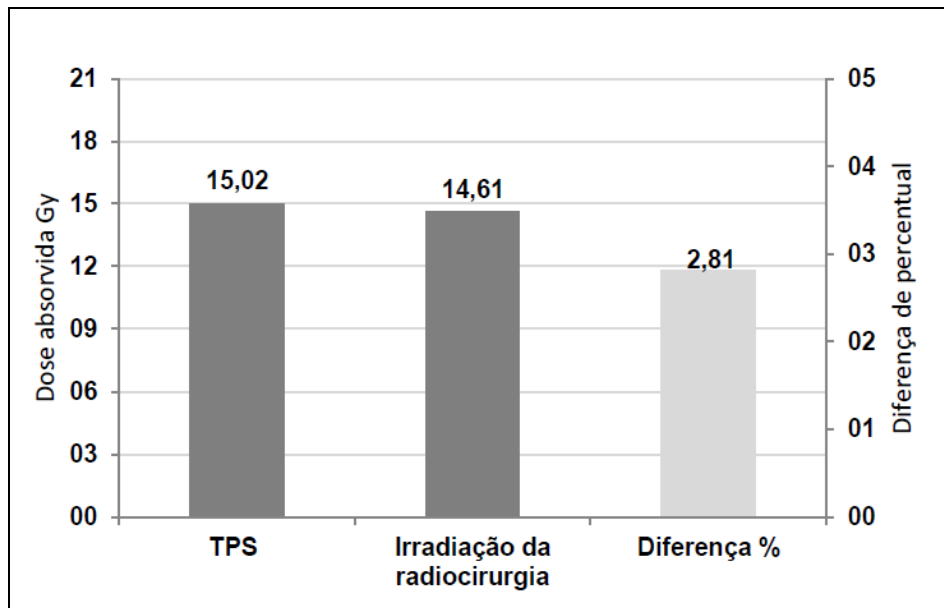
Tabela 4 - Leitura de absorvância da simulação do tratamento de Rcir cubeta A e B convertidos em Gy

Radiocirurgia	Dose	1°LEITURA	2°LEITURA	3°LEITURA	Média 3 leituras
Cubeta A		14,523	14,520	14,517	14,520
	15 Gy				
Cubeta B		14,707	14,705	14,704	14,705

Fonte: A autora (2017)

Foi obtida a média de duas leituras denominadas cubeta A e B estas irradiadas com os mesmos padrões estabelecidos no TPS, estas que foram inseridas no objeto simulador confeccionado para este fim. Os resultados apontaram que o método de dosimetria empregado no sistema TPS, apresentou uma reprodutibilidade em seu posicionamento e fixação na mesa de tratamento. Isso ficou demonstrado, pelo fato de que os valores respectivos de dose absorvida relativa (14,52 e 14,70 Gy), quando comparados o valor da dose absorvida média de 14,61Gy corroboraram em um percentual de 2,81% entre o valor calculado pelo TPS e o medido pelo FXG, conforme está indicado no gráfico 1. Além disso, esses resultados encontram-se dentro dos limites aceitáveis preconizados pelo ICRU de $\pm 5\%$ no volume alvo planejado, TG142, que determina o valor de 3% de aceite. Este limite estando acima deste valor, mas abaixo de 3%, fica estabelecida a necessidade de um acompanhamento diário deste parâmetro, e caso ainda apresente este comportamento é necessária uma ação com o objetivo de reestabelecer a sua conformidade. Cabe ressaltar que o experimento foi realizado uma única vez, representando uma amostra pequena, sendo interessante realizar mais vezes esse teste, para que tenhamos uma avaliação mais robusta com mais dados, gerando uma análise mais complexa.

Gráfico 1 - Representação da diferença de percentual



Fonte: A autora (2017)

Na avaliação da curva de calibração (Apêndice D) sobre as medidas de cada uma das cubetas, buscando explicar a dose, o gráfico apontou que as duas curvas para cada dose, não apresentaram diferença significativa. Neste aspecto buscou-se, por meio da seguinte expressão dada por: (dose absorvida lida no espectrofotômetro = $b_p \cdot \text{Cubeta1} + \text{constante}$), identificar quais das cubetas lidas apresentou um resultado experimental em relação á estimativa teórica da dose absorvida. De acordo com os modelos obtidos por meio da equação acima, verificou-se que, as leituras da cubeta A ($15,434 \cdot \text{Média cubeta1} + 0,621 / R^2 = 0,994$) mostraram-se mais fidedignas ($R^2_{C1} = 0,994 > R^2_{C2} = 0,987$), quando comparadas as leituras da cubeta B Irradiação Rcir ($15,502 \cdot \text{Media cubeta2} + 0,591 / R^2 = 0,987$) com relação ao valor do coeficiente de Spearman (0,995). Apesar das duas diferenças detectadas, o coeficiente das duas equações não diferiu de forma significativa nesta amostra, conforme observado na tabela 5.

Tabela 5 - Média das três leituras em cada uma das cubetas; diferenças absoluta e relativa entre as médias das cubetas

Dose Gy	Média		*Diferença CB – CA	
	Cubeta A – CA	Cubeta B – CB	Absoluta	Relativa (%)
03	0,146	0,150	0,004	2,3973
05	0,266	0,268	0,002	0,7510
09	0,551	0,544	0,007	-1,2346
12	0,762	0,764	0,002	0,2626
15	0,966	0,960	0,007	-0,6933
18	1,137	1,134	0,002	-0,2112
20	1,203	1,204	0,000	0,0083

*Diferença da média da cubeta B e a média da cubeta A, onde resultados negativos indicam que a média na cubeta 1 foi superior a cubeta enquanto que resultados positivos apontam para média maior na cubeta 2

Fonte: A autora (2017)

4.6 Cálculo do valor do rendimento radioquímico da solução de FXG:

$$G(\text{Fe}^{3+})_{\text{FXG}}$$

A partir da determinação do coeficiente de extinção molar ε (valor obtido da curva de calibração pela leitura espectrofotométrica de acordo com o APÊNDICE A) e a determinação da massa específica da solução FXG utilizadas para este estudo (maiores detalhes se encontram no APÊNDICE B).

Desse modo a produção de espécies iônicas da solução férrica (Fe^{3+}) após irradiadas, é dada pelo rendimento radioquímico $G(\text{Fe}^{3+})$ é um dos parâmetros associados a quantidade do número de íons de Fe^{3+} formados por 100 eV de energia absorvida pelo sistema irradiado para os raios X, radiação gama e feixes de elétrons rápidos (PEDROSA, 2005, OLIVEIRA, 2014). Sendo que para o dosímetro Fricke, vários autores apontam que seu valor teórico para fótons X se encontra na média de $16,11 \times 10^{-7} \text{ mol} \cdot \text{J}^{-1}$ ou $9,7 \times 10^{17} \text{ íons} \cdot \text{J}^{-1}$ para cada 100 eV (PEDROSA, 2005, GUPTA & NARAYAN, 1985). Desse modo, de acordo com a metodologia, por meio da equação (4) e considerando a dose absorvida conhecida (D) e realizada sua leitura no espectrofotômetro do laboratório Química Analítica do IFSC, estes que se encontram no apêndice A, B, foi possível calcular analiticamente os valores do rendimento radioquímico, na solução de FXG, conforme a equação (5):

$$G\text{Fe}^{3+} (\text{mol} / \text{J}) = \Delta DO \times N_A / \varepsilon \cdot D_c \cdot l \cdot \rho \quad (5)$$

Em que :

ε = coeficiente de extinção molar do Fe^{3+} = 105,75 mol .m²

l = caminho óptico dado pela largura da cubeta de plástico (1,0 cm ou 10⁻² m)

ρ = densidade relativa da solução de FXG (1,015 x 10³ Kg / m³)

ΔDO = diferença da densidade óptica ou as absorvâncias lidas no espectro de 582 nm pela média das absorvância máximas lidas nas amostras irradiadas)

$Abs_{(582 \text{ nm})}$ = absorvância correspondendo ao pico na cor alaranjado do xilenol (1,250)

$Abs(\text{FXG})$ = valor médio das absorvâncias lidas no espectrofotômetro para 15 Gy (0,9622) – retirado do Quadro 4 do APÊNDICE D.

$$\Delta DO = A - A_0 = 1,250 - 0,9622 = 0,2878 \quad (6)$$

D_c clínica = dose absorvida para R_{cir} no objeto simulador (15,02 J / Kg)

Substituindo os dados acima da eq. (6) e os parâmetros experimentais na equação (5), obtêm-se:

$$G\text{Fe}^{3+}(\text{íons} / \text{J}) = (0,278 \times 6,02 \times 10^{23} \text{ mol} / 15,02 \text{ J.Kg}^{-1} \times 105,75 \text{ mol.m}^2 \times 10^{-2} \text{ m} \times 1,015 \times 10^3 \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-3})$$

$$G(\text{Fe}^{3+}) = 1,674 \times 10^{23} \text{ mol} / 1,612 \times 10^4 \text{ mol.J}^{-1}$$

Ou

$$G\text{Fe}^{3+}(\text{íons} / \text{J}) = 1,038 \times 10^{19} \text{ íons} / \text{J} \text{ (em cada 100 eV)}$$

Ou convertendo para moles, obtém:

$$G\text{Fe}^{3+}(\text{mol} / \text{J}) = 17,25 \times 10^{-7} \text{ mol.J}^{-1}$$

Verificou-se acima que o valor do rendimento radioquímico para o dosímetro de FXG de nosso estudo apresentou resultados muito próximos dos já calculados e anteriormente registrados na literatura (PEDROSA, 2015). Destacam-se os estudos desenvolvidos por Klassen e colaboradores (KLASSEN et al., 1999) em que foi apresentado a comparação do valor do $G(\text{Fe}^{3+})$ entre raios γ de cobalto 60 com energia variada de acelerador linear de fótons X, correspondendo aos seguintes

valores, respectivamente, $16,13 \times 10^{-7} \pm 0,05 \text{ mol.J}^{-1}$, $16,25 \times 10^{-7} \pm 0,06$ e $16,21 \pm 0,06 \text{ mol J}^{-1}$ para or $G(\text{Fe}^{3+})$ em ^{60}Co , 20 MV e 30 MV.

4.7 Simulação do Sistema de Planejamento do Tratamento (TPS) por radiocirurgia usando a C.I

Protocolos atuais de dosimetria na radioterapia preconizam o uso de um sistema de medição composto por uma câmara de ionização e por um eletrômetro que mede cargas coletadas dentro de um simulador de água (MOREIRA, 2012). Para a realização de uma avaliação do comportamento da dosimetria pelo FXG, é relevante a coleta de dados com uma Câmara de Ionização devidamente calibrada, como institui as normas, para este feito foi reproduzido os testes igualmente, sendo coletado dados por meio da leitura pela CI para Rcir, para posterior realização da intercomparação do comportamento do teste com o FXG e CI.

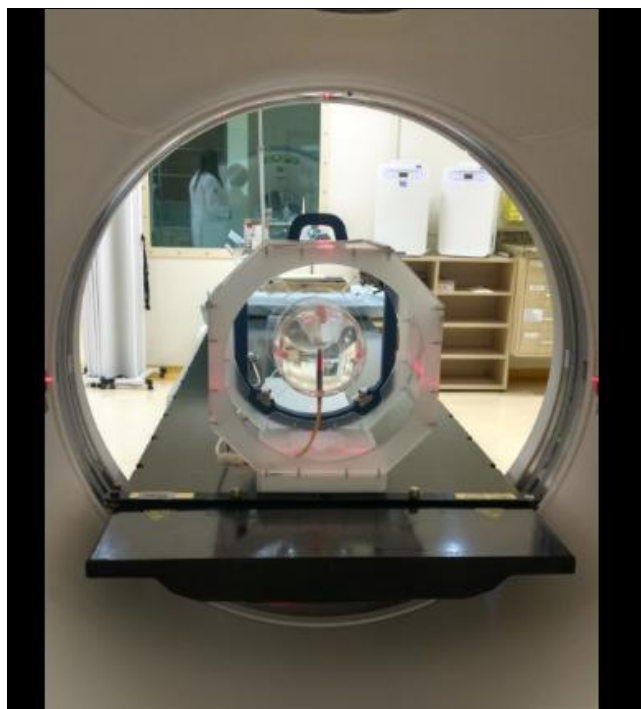
Foram realizadas duas tomografias, uma com a CI A16 inserida ao objeto simulador (figura 24 e 25) e outra sem a CI. A CI foi necessária para determinação do volume de sua cavidade e posterior cálculo da dose em seu interior. No entanto, algumas partes metálicas no seu cabo geraram alguns artefatos na imagem, impossibilitando a reconstrução tomográfica do objeto simulador com precisão. Esse fato prejudicou a definição dos limites do objeto, bem como da medida da densidade eletrônica do mesmo, grandeza fundamental para o cálculo correto da distribuição de dose pelo sistema de planejamento. Por esta razão, a tomografia foi repetida sem a CI e após as duas imagens foram fusionadas para obtenção de todas as características necessárias para o planejamento.

Figura 24- Objeto simulador com o encaixe interno e CI posicionada



Fonte: A autora (2017)

Figura 25 - Posicionamento para CT

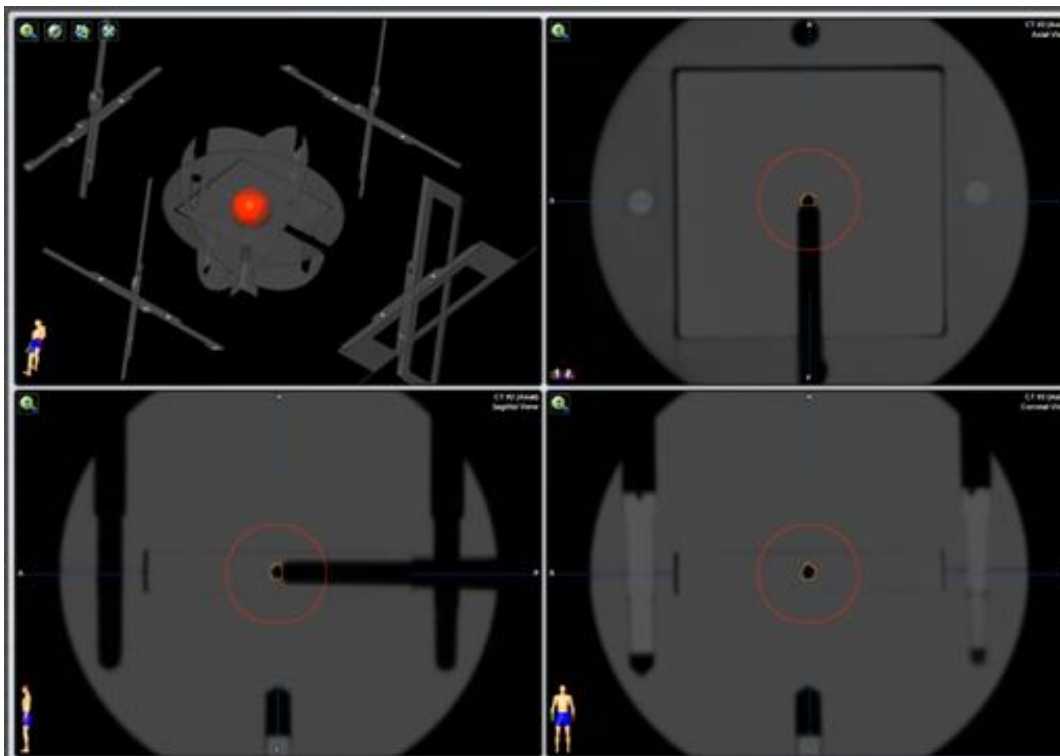


Fonte: A autora (2017)

4.8 Irradiação da CI A16 no TPS para simulação do tratamento para Rcir

Após a tomografia do objeto simulador, suas imagens foram transferidas para o sistema *iPlan* RT Dose 4.5.4. Usando apenas este sistema, foi possível realizar a fusão das séries tomográficas de simulação com e sem CI e delimitado o volume a ser irradiado, este sendo determinado em 30mm (figura 26) simulando o tamanho médio de tumores que contemplam o uso do tratamento de Radiocirurgia, também englobando o volume total da CI.

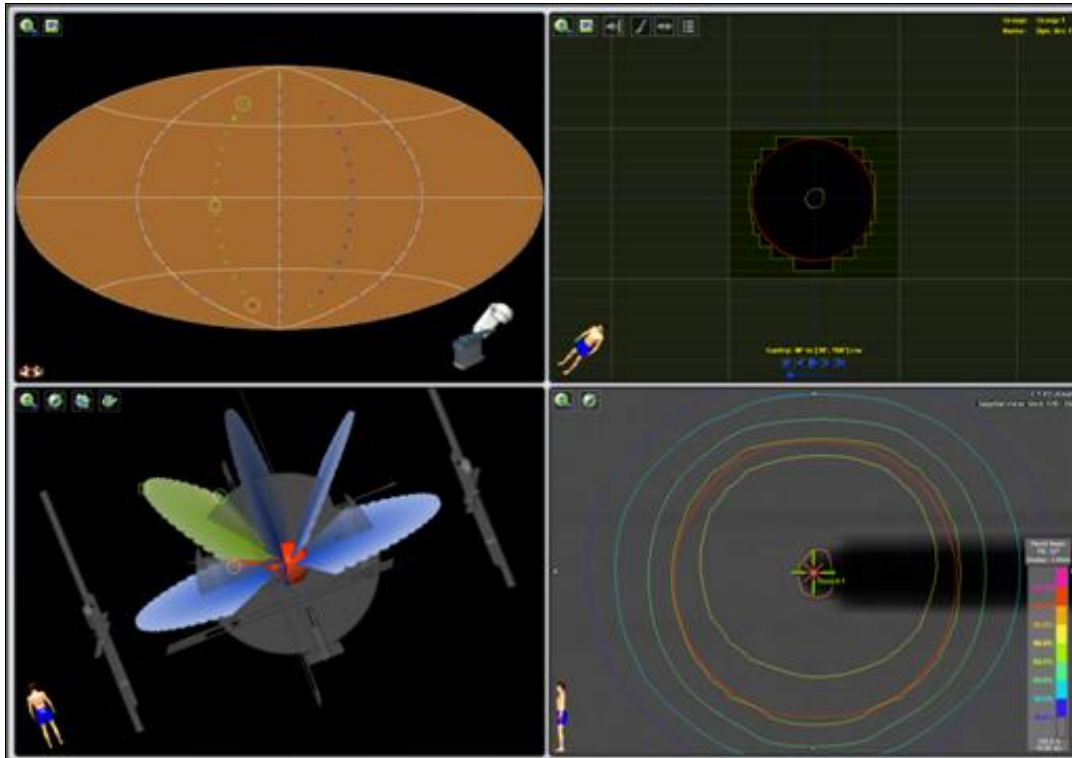
Figura 26 - Determinação do volume simulado a ser irradiado de 30mm com a CI



Fonte: A autora (2017)

Reconstrução e visualização tridimensional do objeto simulador para a simulação do tratamento, este determinado em cinco arcos (figura 27), sendo por meio deste planejamento avaliado curva de isodose e sua distribuição, assim como a determinação do histograma dose volume. Geração dos mapas de localização para a transferência das coordenadas cartesianas para o objeto simulador.

Figura 27 - Determinação dos arcos dinâmicos e Histograma



Fonte: A autora (2017)

Tabela 6– Parâmetros dosimétricos estabelecidos para o tratamento simulado

ID de exportação: nome	Ângulo da Mesa°	Início do Gantry°	Parada do Gantry°	Rot. Dir.	Ângulo Colimador°	X1 mm	X2 mm	Y1 mm	Y2 Mm	UM
Arc.Din.1	0,0	340,0	200,0	ccw	270,0	20	20	21	21	414
Arc.Din.2	0,0	20,0	160,0	cw	270,0	20	20	21	21	414
Arc.Din.3	90,0	170,0	10,0	ccw	0,0	20	20	21	20	372
Arc.Din.4	45,0	30,0	60,0	cw	270,0	17	20	21	21	417
Arc.Din.5	315,0	330,0	20,0	ccw	270,0	20	20	21	21	415

Fonte: A autora (2017)

Após a finalização do planejamento e cálculo da dose para a CI os parâmetros foram transferidos ao acelerador 600 C/D para a execução da irradiação do tratamento. O objeto simulador, acoplado ao *Halo*, este já fixo para a realização da tomografia de simulação, não devendo mais ser removido, mantendo a característica de simulação de um planejamento completo do paciente, é fixado à mesa de tratamento pelo suporte de cabeça (figura 28), onde encaixa o *Halo*, este sendo preso por encaixes de parafusos, fixando verdadeiramente a parte irradiada,

neste caso simulando o SNC do paciente, para que no momento da entrega da alta dose, tenhamos precisão no volume alvo.

Com os mapas de localização gerados pelo sistema de planejamento, o objeto simulador foi alinhado para que o centro da CI coincida com o isocentro do acelerador linear (figura 29).

Figura 28 - Mapas de localização de coordenadas Estereotáxica, fixados na mesa com todo o conjunto da CI e objeto simulador, para irradiação de simulação



Fonte: A autora (2017)

A CI A16 foi inserida no objeto simulador e conectada ao eletrômetro, formando o conjunto dosimétrico. Este foi ligado e ao eletrômetro foi aplicada uma tensão de -300 V. Esperou-se aproximadamente uma (1) hora antes do início das medidas para aquecimento e estabilização dos componentes eletrônicos do sistema.

Após o tempo de estabilização, todo o sistema foi submetido a uma irradiação com 500 UM's (aproximadamente 500 cGy), também com o objetivo de estabilização do sistema. Em seguida, foi obtida a leitura de *background* (sem irradiação) para eliminar a influência de possível irradiação de fundo. Também foram obtidos os valores de pressão e temperatura no momento da irradiação.

O tratamento foi executado conforme o planejamento, foi irradiado com as doses e parâmetros, conforme tabela 6. Posicionamento do objeto simulador no AL para irradiação com a CI, entregando uma dose total de 15.28Gy, distribuída em cinco arcos dinâmicos, e para cada arco do tratamento foram registradas as cargas coletadas pelo eletrômetro. Os valores foram inseridos à equação do TRS-398 para determinação da Dose equivalente. A soma das Doses de cada arco forneceu a Dose total do tratamento medida pela CI A16.

Figura 29 - Posicionamento do objeto simulador no AL para irradiação com a CI



Fonte: A autora (2017)

4.9 Análise de dose absorvida com câmara de ionização

O fator de calibração da CI A16 foi realizado utilizando o objeto simulador de água, utilizado para controle de qualidade do Cepon, para coleta de doses e suas respectivas leituras, ocorrendo conforme os parâmetros da tabela.

Tabela 7- Valores nC duas CIs

CI	L1	L2	L3	L4	L5	Lmed
Farmer	12,31	12,31	12,33	12,32	12,31	12,318
A16	0,182	0,183	0,183	0,183	0,183	0,183

Fonte: A autora (2017)

Tabela com a leituras (nC) obtidas com as duas CI's e respectivos valores médios. A diferença numérica dos valores entre as duas câmaras se deve à diferença dos seus volumes sensíveis.

O valor do fator de calibração da CI TN30013 (Farmer) é 5,381 cGy/nC. Tal valor foi determinado pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

Igualando-se as equações de Dose fornecida pelo protocolo TRS-398, pode-se determinar o fator de calibração para a CI A16. Seu valor calculado é: 363,594 cGy/nC, ou 3,636 Gy/nC.

4.9.1 Estimativa da dose absorvida de radiação utilizando CI A16

Tabela 8 - Valores em nC

Arcos	1	2	3	4	5	Soma
P = 1014 hPa; T° = 21,0 C	0,873	0,872	0,790	0,871	0,868	4,274

Fonte: A autora (2017)

Valores medidos (nC) para cada arco, a somatória dos valores e sua variação em relação ao valor médio calculado pelo sistema de planejamento. Também são apresentados os valores de pressão e temperatura.

Utilizando-se a mesma equação do TRS-398, agora com o valor $N_{D,w}$ para a CI A16, pode-se inferir a dose medida no tratamento Simulado.

Tabela 9 - Valores em Gy

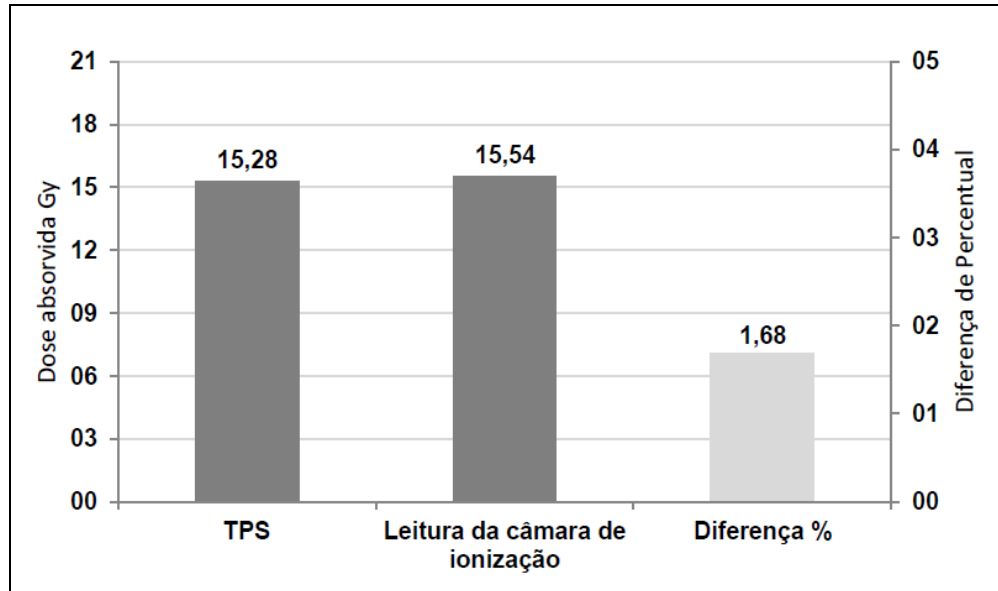
Arcos	1	2	3	4	5	Soma
P = 1014 hPa; T° = 21,0 C	3,17	3,17	2,87	3,17	3,16	15,54

Fonte: A autora (2017)

Nova tabela, porém, com as leituras convertidas em Dose (Gy).

O valor médio calculado pelo Sistema de Planejamento foi 15,28 Gy, e o lido pela CI foi de 15,54Gy obtendo-se assim uma variação percentual de 1,68% entre o valor calculado e o medido pela CI A16, conforme o gráfico 2.

Gráfico 2 – Representação da diferença de percentual



Fonte: A autora (2017)

A dose obtida com o FXG, por meio da leitura pelo espectrofotômetro e a curva de calibração, apresentou uma diferença percentual de 2,81% em relação à dose calculada pelo TPS.

Neste trabalho, a dosimetria utilizando FXG, sob as mesmas condições experimentais, apresentou uma diferença de 6,36 % do resultado obtido com a CI.

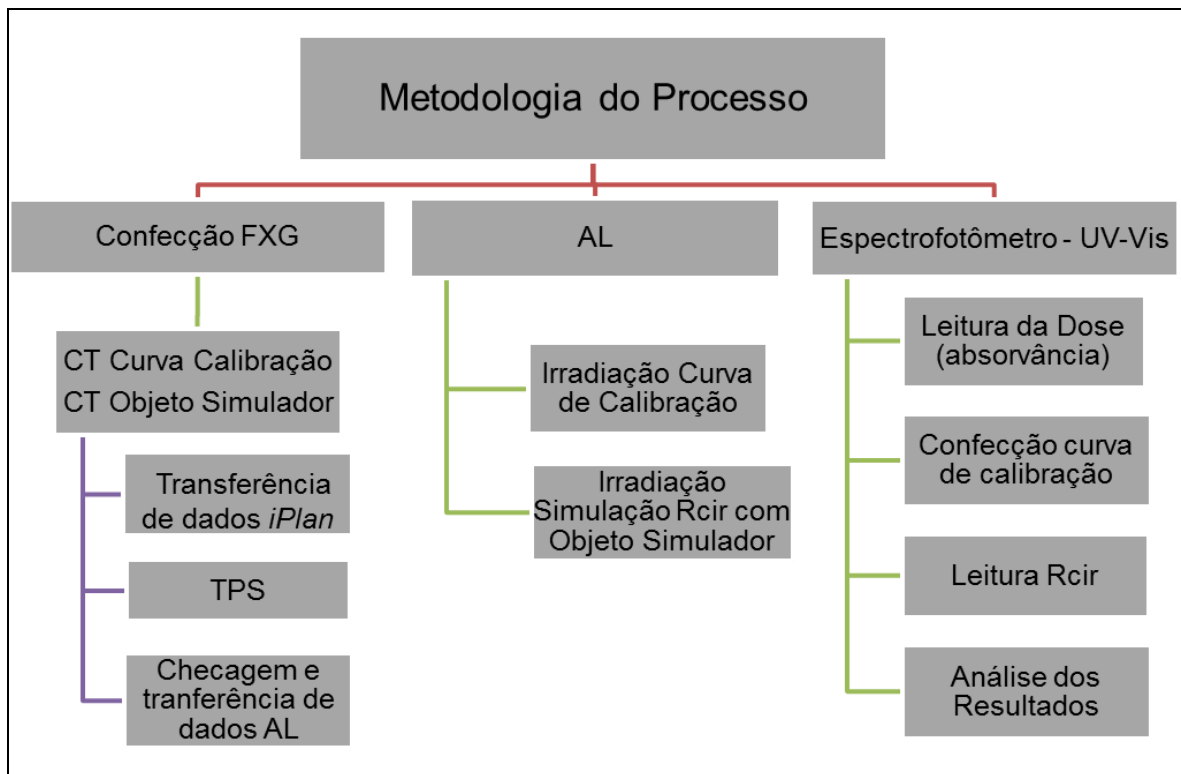
De acordo com a literatura, o FXG tem sua estabilidade química dependente de fatores como temperatura, ar ambiente e tempo de leitura. Isto pode ter influenciado no desvio encontrado. Apesar de necessitar de novos estudos, é provável que controlados tais fatores seja possível obter uma exatidão ainda maior.

Os equipamentos utilizados para tratamentos em centros de Oncologia, utilizam radiação ionizante, e para este fim é necessário teste de comissionamento para a utilização destes, quando instalados estes testes devem ser realizados, e a partir disso é instituído valores de aceitação (TORETI, 2009). É recomendável a criação e validação de testes de CQ para verificação periódica desses valores, preservando a segurança dos tratamentos.

A presente pesquisa visa a implantação de um teste de CQ que seja capaz de

verificar todos os processos envolvidos no procedimento de Radiocirurgia. Desenvolveu-se, então, uma metodologia (figura 30) utilizando o FXG e um objeto simulador elaborado especialmente para isso, que seja capaz de simular cada etapa do procedimento, desde a aquisição das imagens na tomografia até a entrega da dose no acelerador linear. Desta forma, é possível verificar a localização espacial realizada pelo TPS, a reprodutibilidade do sistema de fixação e a precisão mecânica e dosimétrica do acelerador linear.

Figura 30 – Organograma da metodologia do processo



Fonte: A autora (2017)

5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

Orientações precisas tem sido realizadas por órgãos nacionais e internacionais referentes a procedimentos de CQ nos tratamentos de Rcir, dentre elas, destacam-se a RDC 20/ 2006 Anvisa, Organização Mundial da Saúde, Agencia Internacional de Energia Atômica, Associação Americana de Física Médica, entre outros, com o intuito de estabelecer segurança nos tratamentos.

A dose absorvida lida por espectrofotometria obtida em duplicata para o FXG resultou em 14,52 e 14,70 Gy, quando comparados aos valores obtidos pelo TPS calculado em 15,02 Gy, resultou no valor da dose absorvida média de 14,61 Gy. De modo que gerou um desvio percentual de 2,81% entre o valor calculado pelo TPS e o medido pelo FXG. Por outro lado, para o valor médio calculado pelo Sistema de Planejamento para a Câmara de Ionização que foi de 15,28 Gy, e o lido pela CI foi de 15,54Gy obtendo-se assim uma variação percentual de 1,68% entre o valor calculado e o medido pela CI A16.

Neste trabalho, a dosimetria utilizando FXG, sob as mesmas condições experimentais, apresentou uma diferença de 6,36 % do resultado obtido com a CI.

Com a análise realizada pode-se concluir que o objeto simulador confeccionado para o primeiro teste possuiu características dentro do preconizado na literatura para simular a área de estudo, trazendo uma confiabilidade relacionada a este aspecto. Pois, o mesmo atendeu às características de reprodutibilidade do posicionamento do paciente em todas as etapas do planejamento da Rcir, desde sua fixação no *Halo*, aquisição da tomografia de planejamento e entrega de dose, representando ser um protótipo que pode corresponder com a realidade de um tratamento envolvendo o SNC e apresenta custos em sua confecção economicamente viável, o que o torna praticável.

O dosímetro FXG apresentou parâmetros de respostas dentro do esperado, por possuir características relevantes para este método, e por ser confeccionado no formato e tamanho necessário. Além disso, possibilitou uma leitura interna da dose planejada, uma vez que pode refletir seus resultados comparativamente com a realidade da entrega de dose clínica e seu Isocentro em uma determinada profundidade.

O estudo mostrou também a relevância de se realizar uma análise mais criteriosa e sistemática dos resultados obtidos a partir dos testes realizados e seus

resultados, a fim de prever eventualmente a ocorrência de falhas e/ou anomalias na entrega da dose.

O método de dosimetria química do FXG demonstrou ser viável para ser implantado como protocolo para o CQ nos procedimentos de Rcir. Pois, manteve em todo processo, suas características de estabilidade após irradiação, facilidade na confecção, custo econômico aceitável, e linearidade da dose absorvida em função da absorvância do FXG.

Por fim, pode se inferir que é viável a utilização do teste de CQ apresentado no presente estudo, porém, são necessários alguns ajustes para melhorar a performance do objeto simulador confeccionado, correção na movimentação dos parafusos de fixação no *halo*, o que ocasionou diferenças em alguns milímetros entre as bordas, devendo ser aprimoradas as placas internas do objeto simulador, para que tenham melhor encaixe interno e novos formatos para que a leitura dos dados da câmera de ionização do setor de radioterapia possa apresentar maior acurácia, diminuindo assim as diferenças significativas entre o que foi lido na C.I e o dosímetro FXG.

Um dos problemas encontrados durante o presente trabalho foi devido à demora de aquisição do objeto simulador por meio da empresa contratada após a entrega do projeto com os croquis do protótipo e sua confecção específica para este fim. Desse modo, não foi possível realizar uma amostra significativa e coleta de dados para uma análise mais complexa.

Portanto, sugere-se melhorias no dosímetro FXG para implantação do mesmo como rotina de um CQ em um centro radioterápico, tais como; melhora na rotina de leitura pós irradiação do dosímetro químico e realização de testes de repetição uma vez ao mês em um ano e posterior análise quantitativa dos dados.

REFERÊNCIAS

- AGILENT. **Sistemas UV-Vis e UV-Vis-NIR: Cary 60 UV-Vis**. Disponível em: <<https://www.agilent.com/en/products/uv-vis-uv-vis-nir/uv-vis-uv-vis-nir-systems/cary-60-uv-vis>>. Acesso em: 09 fev. 2018.
- ALMEIDA, Carlos E. de. **Bases físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT**. Rio de Janeiro: CEBIO/UERJ, 2012. 259 p. Disponível em: <<file:///C:/Users/everaldon/Downloads/documento17.pdf>>. Acesso em: 03 nov. 2016.
- AMARAL, Leonardo Lira do. **Programa de controle da qualidade dosimétrico, validado com auxílio de filme radiocrômico, aplicado à radioterapia estereotáxica**. 2012. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2012. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-16042012-144526/pt-br.php>>. Acesso em: 03 maio 2016.
- AMERICAN CANCER SOCIETY, Guidebook on Glioblastoma. **A comprehensive guide to symptoms, treatment, research, and support**. Disponível em: <<http://www.medifocus.com/2009/preview.php?assoc=digest&keyword=W93510093&gid=OC009>>. Acesso em: 02 nov. 2016, p. 15-17.
- BARBOSA, Nilséia Aparecida. Utilização de dosimetria termoluminescente para o controle da qualidade da dose entregue em radiocirurgia estereotáxica. **Rev. Bras. Pesq. Des.**, v. 13, nº 1, março 2011. Disponível em: <<http://docplayer.com.br/47377211-Utilizacao-de-dosimetria-termoluminescente-para-o-controle-da-qualidade-da-dose-entregue-em-radiocirurgia-estereotaxica.html>>. Acesso em: 28 set. 2016.
- BENEVIDES, Clayton Augusto. **Avaliação espectroscópica de corantes orgânicos submetidos a raios-X: aplicação em dosimetria de radiação ionizante**. 94 f. Tese (Doutorado em Engenharia elétrica). Universidade Federal de Pernambuco, 2015. Disponível em: <file:///C:/Users/everaldon/Downloads/Benevides_Clayton_Tese_Eng_Eletrica_2015.pdf>. Acesso em: 09 out. 2016.
- BERO, M. A., et al. Tissue-equivalent gel for non-invasive spatial radiation dose measurements. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B**, v. 166-167, 820-825; 2000. Disponível em: <http://www.academia.edu/7995488/Tissue-equivalent_gel_for_non-invasive_spatial_radiation_dose_measurements>. Acesso em: 18 out. 2016.
- BORTFELD, T. et al. **Mini and micro multileaf collimators**. German Cancer Research Center (DKFZ). Research Program Radiology .Im: Neuenheimer Feld 280.69120, Heidelberg, Germany, 1997.

BUENO, Giselle Oliveira Vieira. **Proposta de procedimentos para evitar erros em radioterapia baseados em lições aprendidas de exposições acidentais.**

Dissertação. 69 f. IPEN - Ciências na Área de Tecnologia Nuclear. Aplicações. São Paulo. 2007. Disponível em:

<file:///C:/Users/Usuario/Downloads/Tese_Gisele_Oliveira_Vieira_Bueno.pdf>.

Acesso em: 03 nov. 2016.

CAMBRUZZI, Eduardo; ZETTLER, Cláudio Galeano e col. Perfil e prevalência dos tumores primários do sistema nervoso central no Grupo Hospitalar Conceição, de Porto Alegre, RS. **Revista da AMRIGS**, Porto Alegre, 54 (1): 7-12, jan.-mar. 2010.

Disponível em: <<http://docplayer.com.br/16624090-Perfil-e-prevalencia-dos-tumores-primarios-do-sistema-nervoso-central-no-grupo-hospitalar-conceicao-de-porto-alegre-rs.html>>. Acesso em: 14 set. 2017.

CARDOSO, M. A. C. **Dosimetria relativa com filme radiocrômico em tratamento de radiocirurgia.** Monografia. UFRJ, 2009.

<<http://antigo.nuclear.ufrj.br/MSc%20Dissertacoes/2012/Dissertacao%20Marco%20Antonio%20Costa%20Cardoso.pdf>>. Acesso em: 20 jul. 2016.

CARDOSO, Marco Antonio Costa. **Estudo da distribuição de dose em tratamento de Radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocrômico.**

Dissertação. 69 f. UFRJ/COPPE. Programa de Engenharia Nuclear. 2012.

Disponível em:

<<http://antigo.nuclear.ufrj.br/MSc%20Dissertacoes/2012/Dissertacao%20Marco%20Antonio%20Costa%20Cardoso.pdf>>. Acesso em: 28 set. 2016.

CASTRO, Douglas Guedes. **Gama radiocirurgia para adenomas hipofisários:**

avaliação inicial uninstitucional das respostas hormonal, radiológica e complicações. São Paulo, 2007. 84 f. Dissertação (Mestrado) - Fundação Antônio Prudente. Curso de Pós-Graduação em Ciências - Área de concentração: Oncologia. 2007.

<<http://livros01.livrosgratis.com.br/cp033814.pdf>>. Acesso em: 28 set. 2016.

CAVINATTO, Christianne Cobello. **Padronização do método de dosimetria Fricke Gel e avaliação tridimensional de dose empregando a técnica de imageamento por ressonância magnética.** São Paulo, 2009. 97 f. Dissertação (Mestrado em Ciências, Área Tecnologia Nuclear). Disponível em:

<<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-05112009-102509/en.php>>. Acesso em: 11 jul. 2016.

CHAE, Soo-Min; LEE, Gi Woong; SON, Seok Hyun. The effect of multileaf collimator leaf width on the radiosurgery planning for spine lesion treatment in terms of the modulated techniques and target complexity. **Radiation Oncology**, 2014, 9:72.

Disponível em: <<https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-717X-9-72>>. Acesso em: 04 out. 2016.

CLAUDE, Picard The first human stereotaxic apparatus. The contribution of Aubrey Mussen to the field of stereotaxis. **J Neurosurg**, 59, p.673-676, 1983. Disponível em:

<http://www4.utsouthwestern.edu/swneurosurg/The_contribution_of_Aubrey_Mussen_to_the_field_of_stereotaxis.pdf>. Acesso em: 02 nov. 2016.

DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJO, A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. **Medical Physics**, 35, p. 206-215, 2008. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1118/1.2815356/full>>. Acesso em: 02 nov. 2016.

DEL LAMA, Lucas Sacchini. **Caracterização e adaptação do dosímetro Fricke para Dosimetria em irradiação de sangue**. Tese (Doutorado em Ciências – Área: Física aplicada à Medicina e Biologia). 174 f. Ribeirão Preto/USP. 2013. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-11112013-115906/pt-br.php>>. Acesso em: 18 ago. 2016.

DEL VECCHIO REYES, Andrea J. Radioterapia estereotáxica y radiocirurgía en meningiomas: serie de casos. **Médica cirujana**, v. 56, n. 2, abril-junio, 2015, p. 212-225. Pontificia Universidad Javeriana Bogotá, Colombia. Disponível em: <<http://www.redalyc.org/pdf/2310/231040432009.pdf>>. Acesso em: 28 out. 2017.

FELIPE, Daniel Souza. **Desenvolvimento, teste e aplicação de protótipo para dosimetria da solução Fricke modificada**. Dissertação (Mestrado em Ciências - Área: Física Aplicada a Medicina e Biologia). 51 f. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP, RIBEIRÃO PRETO, 2003.

FERNANDES, Lizete. **Estudo de sistemas dosimétricos - sulfato ferroso - sulfato férrico, placas de vidro e soluções aquosas coloridas**. Dissertação de Mestrado – IPEN. 1979. Disponível em: <<http://repositorio.ipen.br:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/9714/00455.pdf?squence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 06 jun. 2016.

FERREIRA E. S; OLIVEIRA L. N. Viabilidade de novas formulações do dosímetro químico Fricke Gel. **HOLOS**, Ano 32, v. 8, 2016. Disponível em: <<file:///C:/Users/everaldon/Downloads/2810-15084-1-PB.pdf>>. Acesso em: 12 nov. 2017.

FRANCK, Flávia Aparecida. **Estudo da interferência da caixa de localização na qualidade da imagem tomográfica e no cálculo da dose de radiação em tratamentos de radiocirurgia**. 69 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2012. Disponível em: <http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/521/1/CT_CPGEI_M_Franck%2C%20FI%2C%20A1via%20Aparecida_2013.pdf>. Acesso em: 26 out. 2017.

FURNARI, Laura. Controle de qualidade em radioterapia. **Revista Brasileira de Física Médica**, 2009; 3 (1): 77-90. Disponível em: <<http://www.rbfm.org.br/rbfm/article/viewFile/37/29>>. Acesso em: 02 nov. 2017.

GUPTA B E NARAYAN G. G(Fe³⁺) values in the FBX dosimeter. **Phys Med Biol**, 30, 337- 40, 1985.

ICRP 2015. **Annual report ICRP reference 4828-4042-9106**. 11 August, 2016

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. 1993. **Prescribing, recording and reporting photon beam therapy**. ICRU Report 50, ICRU, Bethesda, Maryland, USA.

ICRU REPORT No. 91 Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. The International Commission On Radiation Units And Measurements (Published July, 2017). **Journal of the ICRU**, v. 14, n. 2, 2014. Published by Oxford University Press.

IAEA - International Atomic Energy Agency. **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy**. Vienna, 2000. (Technical Reports Series, 398). Disponível em: <http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS398_scr.pdf>. Acesso em: 28 out. 2016.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER – INCA. **ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2011. Disponível em: <http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/abc_do_cancer.pdf>. Acesso em: 25 jul. 2017.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER – INCA. **Estimativa 2016: incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer, 2015. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/bvscontrolecancer/publicacoes/edicao/Estimativa_2016.pdf>. Acesso em: 25 jul. 2017.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Quality management and quality assurance standards-part I, guidelines for selection and use**. ISO 9000, Geneva, 1994.

ISSO/ASTM 51707. **Guide for estimating uncertainties in dosimetry for radiation processing**, 2002.

KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.

KLASSEN N V, SHORTT, K R, SEUNTJENS, J e ROSS C K,. Fricke dosimetry : the difference between $G(\text{Fe}^{3+})$ for ^{60}Co γ – rays and high energy x-rays. **Phys. Med. Biol.** 44, 1609-24, 1999.

KLEIN, Eric E. **Linear accelerator quality assurance TG 40 - TG-142**. Apresentação em slides da Washington University, St. Louis, MO. 2010. Disponível em: <<https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14457-90829-566.pdf>>. Acesso em: 11 nov. 2017.

LEKSELL, L. Stereotactic Radiosurgery. **J. Neurol.**, Karolinska Sjukhuset, Stockholm, Sweden, v. 46, p. 797-803, 1983. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1027560/?page=1>>. Acesso em: 02 nov. 2016.

LUNDGREN, Maria da S. F. **Dosimetria em radiocirurgia para tumores cerebrais**. 93 f. Tese (Doutorado em Tecnologias energéticas e nucleares – Área de concentração: Dosimetria e instrumentação nuclear). Universidade Federal de Pernambuco, 2011. Disponível em:

<https://repositorio.ufpe.br/bitstream/handle/123456789/9338/arquivo8248_1.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 28 set. 2016.

MANGUEIRA, Thyago Fressatti. **Avaliação dosimétrica da solução fricke gel usando a técnica de espectrofotometria para aplicação na dosimetria de elétrons e nêutrons**. 2009. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009. Disponível em:

<<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-29032012-144938/pt-br.php>>. Acesso em: 12 mar. 2017.

MASCARENHAS, F. et al. A radiocirurgia extereotáxica em tumores benignos e malignos do sistema nervoso central. **Acta Med Port.**, 2005; 18: 45-60. Disponível em:

<<https://www.actamedicaportuguesa.com/revista/index.php/amp/article/viewFile/1003/672>>. Acesso em: 03 out. 2016.

MAZZILLI, Bárbara. et al. **Noções básicas de proteção radiológica**. São Paulo: IPEN, 2002. 57 p. Disponível em:

<<http://doczz.com.br/doc/121426/no%C3%A7%C3%B5es-b%C3%A1sicas-de-prote%C3%A7%C3%A3o-radiol%C3%B3gica>>. Acesso em: 25 jul. 2017.

MOREIRA, Marcos Vasques. **Dosimetria Fricke Xilenol Gel na região de não-equilíbrio para radioterapia com feixes de fótons e elétrons**. Dissertação (Mestrado em Ciências – Área: Física aplicada à Medicina e Biologia). 84 f. Ribeirão Preto/USP. 2012. Disponível em:

<<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-22072013-102348/pt-br.php>>. Acesso em: 08 jun. 2016.

MORGANO, M. A. et al. Determinação de proteína em café cru por espectroscopia NIR e regressão PLS. **Ciência e Tecnologia de Alimentos**, v. 25, n. 1, p. 25-31, 2005. Disponível em: <<http://marcia.iqm.unicamp.br/Pub78.pdf>>. Acesso em: 18 dez. 2017.

OKUNO, Emiko. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. **Estud. av.**, v. 27, n. 77, São Paulo, 2013. Disponível em:

<http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-40142013000100014>. Acesso em: 02 nov. 2017.

OLIVEIRA, Paulo Márcio de. **Avaliação de dose nos sistemas de irradiação de bolsas de sangue para esterilização**. São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2014. 83 f. Dissertação (Mestrado em Ciências, Área Tecnologia Nuclear). Disponível em:

<http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Paulo%20Marcio%20de%20Oliveira_M.pdf>. Acesso em: 11 jul. 2016.

PEDROSA, Guilherme Andrade Campos. **Utilização do dosímetro Fricke para dosimetria de máquinas teleterapêuticas, irradiadores Gammacel, e aparelhos de raios – X superficiais**. 92 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologias energéticas e nucleares – Área de concentração: Dosimetria e radioproteção). Universidade Federal de Pernambuco, 2005. Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/bitstream/handle/123456789/9942/arquivo9092_1.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 28 set. 2016.

PELLIZZON, A. C. S.; GUIMARÃES, F. S. Tumores de cabeça e pescoço. In: Pellizzon, A. C. A. et al. **Rotinas e condutas em radioterapia**. 3. ed. São Paulo: Lemar, 2008.

PEREIRA, Adelino J. et al. **Manual para técnicos em radioterapia**. Rio de Janeiro: INCA, 2000. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/pqrt/download/tec_int/PQRT_man_tec_rdrtrp.pdf>. Acesso em: 10 nov. 2016.

PEREIRA, Aline Garcia, NANDI, Dorival Menegaz, SARAIVA, Crystian Wilian Chagas. Teste de Winston-Lutz: uma análise quantitativa. **Associação Brasileira de Física Médica @ Revista Brasileira de Física Médica**. 2017, v. 11, n. 1, p.15-20. Disponível em: <http://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/407/v11n1p15_10/01/2018>. Acesso em: 10 jan. 2018.

PETCHEVIST, Paulo Cesar Dias. **Comissionamento dos parâmetros físicos dosimétricos em aceleradores lineares clínicos usando o dosímetro FXG**. 2015. Tese (Doutorado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2015. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-21072015-101409/en.php>>. Acesso em: 16 jan. 2018.

PODGORSK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005. Disponível em: <http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1196_web.pdf>. Acesso em: 10 maio 2017.

RIBEIRO, João Pedro Rodrigues Marques da Cunha. **Análise de doentes diagnosticados com tumores do sistema nervoso central e respectiva avaliação dos Long Term Survivors, ao longo de dez anos, no Centro Hospitalar do Porto**. 2016, 46 f. Mestrado. Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar da Universidade do Porto. 2016. Disponível em: <<https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/88732/2/168988.pdf>>. Acesso em: 14 set. 2017.

ROSS C K, KLASSEN N V, SHORTT, K R e SMITH, G D. A direct comparison of water calorimetry and Fricke dosimetry. **Phys. Med. Biol.** 34, 23–42, 1989.

SAKURABA, Roberto Kenji. **Desenvolvimento de um sistema de verificação dosimétrica tridimensional utilizando Fricke gel na aplicação para a verificação da Radioterapia em Arco Modulado Volumétrico (VMAT) nos tratamentos com movimentação do alvo pela respiração.** Tese (Doutorado Direto em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear). 110 f. São Paulo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2015. Disponível em: <http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Roberto%20Kenji%20Sakuraba_D.pdf>. Acesso em: 16 set. 2017.

SALLES, Antonio A. F. de. **Shaped beam radiosurgery: state of the art.** USA: Ed. Springer, 2011.

SALVAJOLI, João Victor. Tratamento das metástases cerebrais com radiocirurgia: quando e como indicar? **Jornal Brasileiro de Neurocirurgia**, 25 (3): p. 240-250, 2014. Disponível em: <file:///C:/Users/Everaldo/Downloads/6_Treatment%20of%20Brain%20Metastases%20with%20Radiosurgery%20-%20when%20and%20how%20to%20indicate.pdf>. Acesso em: 20 set. 2016.

SANTOS, Walter Menezes. **Contribuição ao planejamento e a dosimetria de feixes de fótons aplicados a radiocirurgia e a radioterapia extereotáxica.** Tese (Doutorado). 142 f. Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Tecnologias Energéticas e Nucleares. 2003 Disponível em: <https://repositorio.ufpe.br/bitstream/handle/123456789/9610/arquivo9051_1.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 15 nov. 2016.

SCHLEGEL, W.; BORTFELD, T.; GROSU, A. L. (Eds.). **New Technologies in Radiation Oncology.** USA: Ed. Springer, 2006.

SCHLEGEL, Wolfgang e co. **New Technologies in 3D - conformal radiation therapy: introduction and overview.** In: *New Technologies in Radiation Oncology.* Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2006.

SILVEIRA, Michele C. **Distribuição da dose absorvida no tratamento da micose fungóide através da dosimetria Fricke Xilenol Gel.** Dissertação (Mestrado em Ciências – Área: Física aplicada à Medicina e Biologia). 58 f. Ribeirão Preto/USP. 2010. Disponível em: <<file:///C:/Users/everaldon/Downloads/MichelySilveira.pdf>>. Acesso em: 08 jun. 2016.

SOBIN, Lh; WITTEKIND, Ch. **TNM: classificação dos tumores malignos.** Tradução de Instituto Nacional do Câncer. 6. ed. Rio de Janeiro: INCA, 2004. Lábio e Cavidade Oral; p. 8-24.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos.** 10. Revisão, abril/2014. Rio de Janeiro: IRD/CNEN. 344 p. Disponível em: <http://www.ird.gov.br/index.php/component/jdownloads/send/36-apostilas/105-radioprotecao-e-dosimetria-fundamentos-final-i?option=com_jdownloads>. Acesso em: 26 mar. 2016.

TECDOC 1151. **Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia** – protocolo de controle de qualidade. Ministério da Saúde, INCA - Instituto Nacional do Câncer, Rio de Janeiro, 2001. Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/PQRT_TECDOC_1151_port.pdf>. Acesso em: 23 abr. 2017.

TORETI, Dalila Luzia. **Aceite, comissionamento e controle de qualidade em radiocirurgia**. Dissertação. 71 f. IPEN - Ciências na Área de Tecnologia Nuclear. Aplicações. São Paulo. 2009. Disponível em: <http://pelicano.ipen.br/PosG30/TextoCompleto/Dalila%20Luzia%20Toreti_M.pdf>. Acesso em: 28 set. 2016.

VELUDO, Patrícia Carvalho. **Efeitos da radiação X e níveis de exposição em exames imagiológicos**. Mestrado. 64f. Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Portugal, 2011. Disponível em: <<https://estudogeral.sib.uc.pt/bitstream/10316/20124/1/Efeitos%20da%20Radia%C3%A7%C3%A3o-X%20e%20Niveis%20de%20Exposi%C3%A7%C3%A3o%20em%20Exames%20Imagiol%C3%B3gicos.pdf>>. Acesso em: 02 nov. 2017.

WHO - World Health Organization. **Quality assurance in radiotherapy**. Geneva, 1998. Disponível em: <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/40423/1/9241542241_eng.pdf>. Acesso em: 14 maio 2016.

WHO - World Health Organization. **Radiotherapy risk profile**. Technical Manual. 2008. Disponível em: <http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf>. Acesso em: 22 jul. 2016.

ZAIAS, Herofen. **Desenvolvimento de um novo gel e otimização de leitor para dosimetria química**. Dissertação (Mestrado em Ciências – Área: Física aplicada à Medicina e Biologia). 63 f. Ribeirão Preto/USP. 2006. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-30092010-110923/pt-br.php>>. Acesso em: 11 jul. 2016.

APÊNDICE A – Descrição da determinação do coeficiente de extinção molar ϵ da solução do dosímetro FXG

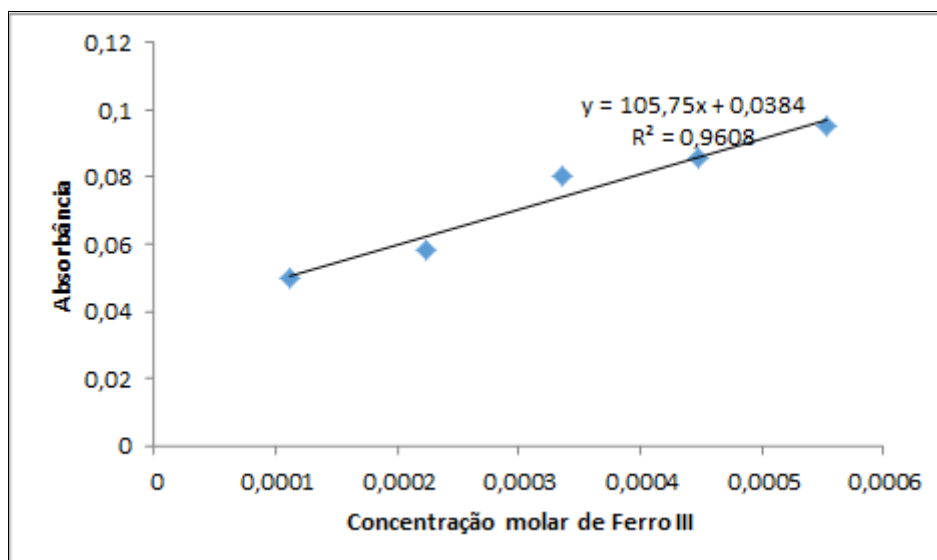
As soluções foram feitas em ácido sulfúrico em concentração fixa (25 mM), referentes às mesmas concentrações da solução FXG, em água ultrapura, apresentados no quadro 2. De modo que com os valores da concentração das soluções de cloreto férrico (eixo x) e os de absorvância (eixo y) foi possível esboçar o gráfico, o qual o coeficiente angular da equação da reta indicou o valor estimado do coeficiente de extinção molar sendo representado pela figura 31.

Quadro 2 - valores das concentrações versus absorvância para diversas concentrações de soluções de Fe³⁺

Concentração (mol / litro)	Absorbância
0,5542	0,0950
0,4478	0,0857
0,3359	0,0800
0,2239	0,0582
0,1120	0,0502

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

Figura 31 - Curva concentração x absorvância de ferro III para a determinação do coeficiente de extinção molar do espectrofotômetro Agilent Technologies Cary 60



Fonte: A autora (2017)

APÊNDICE B: Descrição da determinação da densidade relativa ρ da solução de dosímetro FXG

A densidade relativa ρ_{FXG} da solução FXG foi determinada com um picnômetro de vidro de 50 ml utilizando água ultrapura para que se possa obter um valor de referência da densidade ρ_R em relação à da solução do dosímetro FXG, conforme indicada na tabela 1. A metodologia seguiu-se primeiramente com a determinação das massas do picnômetro de vidro vazio (32,9183), depois do picnômetro com água purificada descontada a massa do picnômetro de vidro vazio (50,5046) e em seguida, do picnômetro com a solução do dosímetro FXG descontada a massa do picnômetro de vidro vazio (51,2579). De modo que a água ultrapura e a solução FXG estavam à temperatura ambiente de 22 °C e o picnômetro foi seco antes de se acrescentar à solução FXG.

A densidade relativa da solução do dosímetro FXG (ρ_{FXG}) foi determinada, apresentando o seguinte resultado destacado no quadro 3 e indicada na equação posterior.

Quadro 3 - Densidade relativa da solução do dosímetro FXG (ρ_{FXG})

Medida Pic. Vidro	Medida Pic. Vidro + água	Medida Pic.Vidro + FXG
32,9183	83,4229	84,1762
	Medida da água	Medida FXG
	50,5046	51,2579

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

Onde:

$$\rho_{FXG} = ((\text{Medida Pic.Vidro} + \text{FXG}) - \text{Medida pic. Vidro vazio}) / ((\text{Medida Pic.Vidro} + \text{água}) - \text{Medida pic. Vidro vazio})$$

Equação para o cálculo da densidade:

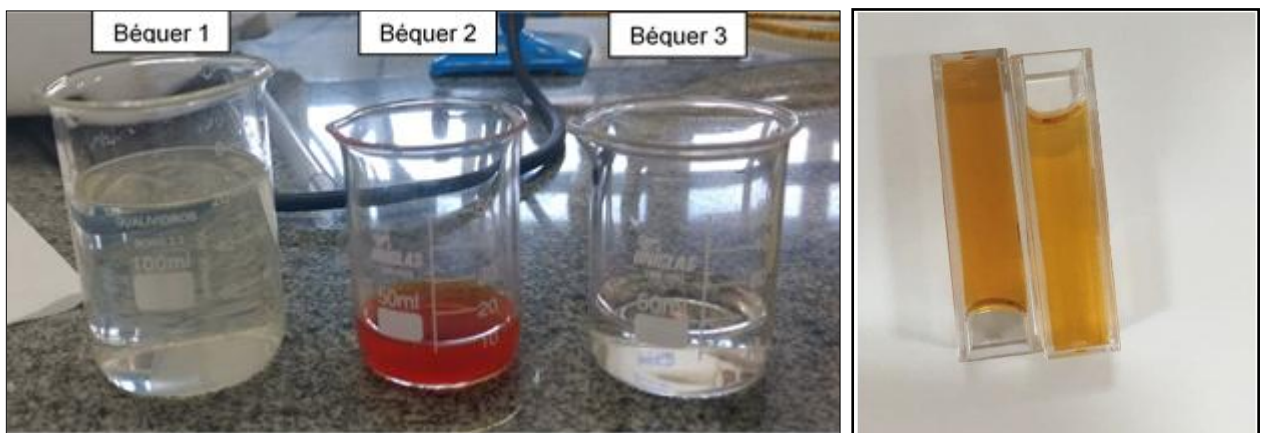
$$\rho_{FXG} = (84,1762 - 32,9183) / (83,4229 - 32,9183)$$

$$\rho_{FXG} = 51,2579/50,5046 = 1,015 \text{ g/cm}^3$$

APÊNDICE C: Preparação do dosímetro Fricke Gel Xilenol (FXG)

A amostras da solução para o dosímetro de Fricke Xilenol Gel - FXG, foram preparadas com metodologia adaptada conforme Bero (2000) e Felipe (2003), utilizando-se gelatina de pele de porco 300 Bloom (Sigma Aldrich), água ultrapura, à pressão (1 atm) e temperatura ambiente de 22°C. De forma que o primeiro passo envolveu a solubilização da gelatina de pele de porco 300 Bloom (figura 32) em um béquer (1) com 75% da água ultrapura total, a ser utilizada para a preparação das soluções de FXG. Após 10 minutos da adição da água no béquer (1), a gelatina hidratada foi aquecida até atingir 40°C, e o sistema de aquecimento desligado. Na sequência, no béquer (2) pesou-se a quantidade necessária de alaranjado xilenol chegando a concentração de 1 mM juntamente com o volume necessário de ácido sulfúrico chegando a concentração de 25 mM. A parte dos 25% restantes de água ultrapura, adicionou-se no béquer (3) uma solução com sulfato ferroso II e ácido sulfúrico. Posteriormente, a solução do béquer 3 e 2 foi adicionada ao béquer 1, este chegando a temperatura de 30°C, mantendo-se sempre em agitação até a completa homogeneização, constituindo a solução final. Após o preparo da solução química, esta foi inserida em cubetas padrão de PMMA com dimensões de 1,0 cm x 1,0 cm x 4,5 cm³, e levadas a um refrigerador para formação de gel, numa temperatura de 4°C. Na tabela 1 são mostradas as concentrações e informações dos reagentes para o preparo da solução química FXG.

Figura 32 - Os reagentes utilizados para o preparo para confecção do dosímetro FXG e cubeta contendo o FXG



Fonte: A autora (2017)

APÊNDICE D - Leitura de absorvância no espectrofotômetro em função da dose absorvida

Quadro 4 - Leitura de absorvância no Espectrofotômetro em função da dose absorvida

ABSORBÂNCIA				
Cubetas	Dose	1°LEITURA	2°LEITURA	3°LEITURA
5	3,0 Gy	0,1459	0,1471	0,1449
6		0,1497	0,1501	0,1488
7	5,0 Gy	0,2671	0,2670	0,2649
8		0,2694	0,2689	0,2667
9	9,0 Gy	0,5515	0,5519	0,5489
10		0,5447	0,5436	0,5436
11	12 Gy	0,7627	0,7624	0,7595
12		0,7648	0,7650	0,7608
13	15 Gy	0,9683	0,9671	0,9637
14		0,9613	0,9602	0,9576
15	18 Gy	1,1358	1,1380	1,1360
16		1,1393	1,1331	1,1301
17	20 Gy	1,2042	1,2044	1,2017
18		1,2046	1,2039	1,2020

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

ANEXO A: Testes de controle de qualidade

Utilizou-se como referencial para a elaboração dos testes dados adaptados de Furnari, 2009, TG 142.

Quadro 5 - Testes de segurança do acelerador linear

	Teste	Tolerância
Diários	Trava da porta (<i>Interlock</i>)	Funcional
	Interrupção do movimento (botões da mesa)	Funcional
	Monitor Audiovisual	Funcional
	Lâmpadas indicadoras do feixe	Funcional
	Interrupção do feixe (<i>Beam-off</i> ou chave)	Funcional
Mensais	Trava de filtros, bandejas ou cones	Funcional
Anuais	Testes indicados pelo fabricante	Funcional

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

Quadro 6 - Testes mecânicos do acelerador linear

	Teste	Tolerância SEM IMRT / COM IMRT	
Diários	Lasers localizadores	2mm	1,5mm
	Indicador de distância (SSD)	2mm	
	Precisão dos indicadores de tamanho de campo	±2mm	
Mensais	Precisão do indicador óptico de distância	1mm (SSD=100cm); 2mm (outras SSD)	
	Precisão do indicador dos ângulos do Gantry e colimador	1 grau	
	Coincidência do campo radioativo com Luminoso	2mm (simétrico) 1mm de cada lado (assimétrico)	
	Indicador da posição da mesa	2mm	
	Lasers localizadores	± 2mm	±1mm
	Isocentro mecânico do colimador	≤ 1mm	
	Precisão do posicionamento da régua de filme portal	2mm	
Trimestrais	Indicação da posição da mesa e dos seus deslocamentos vertical, lateral e longitudinal	2mm	
	Isocentro do gantry; Isocentro radioativo de rotação do gantry; Isocentro radioativo da mesa	< 2mm (± 1mm da posição de referência)	

	Precisão no posicionamento das bandejas, filtros e filtros compensadores	Funcional com folga < 2mm
	Travamento dos aplicadores de Elétrons	Funcional com folga < 1mm
Anual	Flexão vertical do gantry 2mm Flexão Lateral do gantry (congruência de campos opostos)	2mm
	Flexão do tampo da mesa com carga	1grau

Quadro 7 - Testes dosimétricos do acelerador linear

	Teste	Tolerância Sem IMRT / Com IMRT
Diário	Constância dos fatores de calibração de fótons (todas energias)	± 3%
	Constância do fator de calibração de elétrons (semanalmente, com exceção de máquina com uma só energia ou necessidade de monitoração diária)	± 3%
	Planura e simetria de fótons (todas as energias) Planura e simetria de elétrons (todas as energias na semana de forma alternada)	± 3%
	Qualidade do feixe de fótons (PDP10,20 TMR10,20)	± 3%
	Qualidade do feixe de elétrons R50	± 3%
Mensal	Fator de calibração de fótons e elétrons	± 2%
	Constância da câmara de backup do monitor do AL	Funcional
Semestrais	Variação da planura dos fótons e elétrons ± 1% Variação da simetria dos fótons e elétrons	1%
Anuais	Dependência do f. de calibração com tam. campo (2 ou +)	± 2% (<4X4cm ²), 1% (≥4X4cm ²)

	Linearidade do f. de calibração de fótons com UM (avaliar linearidade da ionização versus UM)	$\pm 2\% \geq 5UM$ / $\pm 5\% \geq (2-4UM)$, $\pm 2\% \geq 5UM$
	Constância do f. de calibração de fótons e elétrons em função da taxa de dose	$\pm 2\%$ em relação à referência

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

Quadro 8 - Testes mecânicos do acelerador linear para Rcir

	Teste	Tolerância Rcir
Diários	Lasers localizadores	1mm
	Indicador de distância (SSD)	2mm
	Precisão dos indicadores de tamanho de campo	$\pm 1mm$
	Trava de acessórios estereotáxicos (antes do tratamento)	Funcional
Mensais	Indicador da posição da mesa	1mm
	Lasers localizadores	$< \pm 1mm$
	Indicador dos ângulos da rotação da mesa	$0,5^\circ$
Trimestrais	Indicação da posição da mesa e dos seus deslocamentos vertical, lateral e longitudinal	1mm ou 1% do deslocamento



Fonte: Dados da pesquisa (2017)

Quadro 9 - Testes dosimétricos do acelerador linear para Rcir

	Teste	Tolerância Rcir
Diário	Constância dos fatores de calibração de fótons (todas energias)	$\pm 3\%$
	Constância do fator de calibração de elétrons (semanalmente, com exceção de máquina com uma só energia ou necessidade de monitoração diária)	$\pm 3\%$
	Planura e simetria de fótons (todas as energias) Planura e simetria de elétrons (todas as energias na semana de forma alternada)	$\pm 3\%$
	Qualidade do feixe de fótons (PDP10,20 TMR10,20)	$\pm 3\%$
	Qualidade do feixe de elétrons R50	$\pm 3\%$
	Qualidade do feixe de fótons (PDP 10,20 TMR 10,20)	$\pm 1\%$ em relação valor de referência
	Qualidade do feixe de elétrons R50	$\pm 1\text{mm}$
	Constância da taxa de dose	$\pm 2\%$
Mensal	Fator de calibração de fótons e elétrons	$\pm 2\%$
	Constância da câmara de backup do monitor do AL	Funcional
Semestrais	Varição da planura dos fótons e elétrons $\pm 1\%$ Varição da simetria dos fótons e elétrons	1%
Anuais	Dependência do f. de calibração com tam. campo (2 ou +)	$\pm 2\%$ (<4X4cm ²), 1% ($\geq 4 \times 4 \text{cm}^2$)
	Avaliação do erro na UM e no ângulo de rotação no modo arco em SRT/SBRT (velocidades extremas)	1UM/1° ou 2%
	Linearidade do f. de calibração de fótons com UM (avaliar linearidade da ionização versus UM)	$\pm 5\% \geq (2-4 \text{ UM})$, $\pm 2\% \geq 5 \text{ UM}$
	Constância do f. de calibração de fótons e elétrons em função da taxa de dose	$\pm 2\%$ em relação à referência
	Constância do f. de calibração de fótons e elétrons em função do ângulo do gantry	$\pm 1\%$ em relação à referência
	Modo arco (1er UM por grau)	$\pm 1\%$ em relação à referência

Fonte: Dados da pesquisa (2017)

ANEXO B: TPS – Sistema de planejamento do tratamento simulado do dosímetro Fricke Xilenol Gel e Câmara de ionização



 BRAINLAB		iPlan RT Dose 4.5.4				
Patient Name:	PHANTOM RCIR^Fricke					
Patient ID:	08112017					
Treatment Plan:	Dyn 5 arcs Approved					
Comment:	Localizacao ok Tumor ok					

Machine : CEPON 600C/D m3

Linac Name : Varian Generic
 Linac Convention : IEC
 Linac Energy [MV] : 6
 Flattening Filter Mode : Standard
 Blocking Device Type : MLC - BrainLAB m3
 Dose Algorithm : BrainLAB.PencilBeam.X, Kernel Resolution : 0.75 mm
 Machine Profile : CEPON 600C/D m3,6.0 MV XRays,23-Jun-2017 16:19:13 UTC-3:00
 Machine Profile Status : Approved by daniel
 Machine Profile Checksum : c2230e854da88e2f767c89a0914350a1
 Nominal Linac Output : 1.000 Gy / 100 MU at SSD = 1000 mm, depth = 15 mm

Coord. Name	A-P [mm]	Lat [mm]	Vert [mm]	Isocenter Dose [Gy]	Overall Dose [Gy]
Coord 1	-20.0	0.0	8.2	15.02	15.02

Group 1; PTV = PTV ; Dose Rate = 500 MU/Min ; Fract. = 1

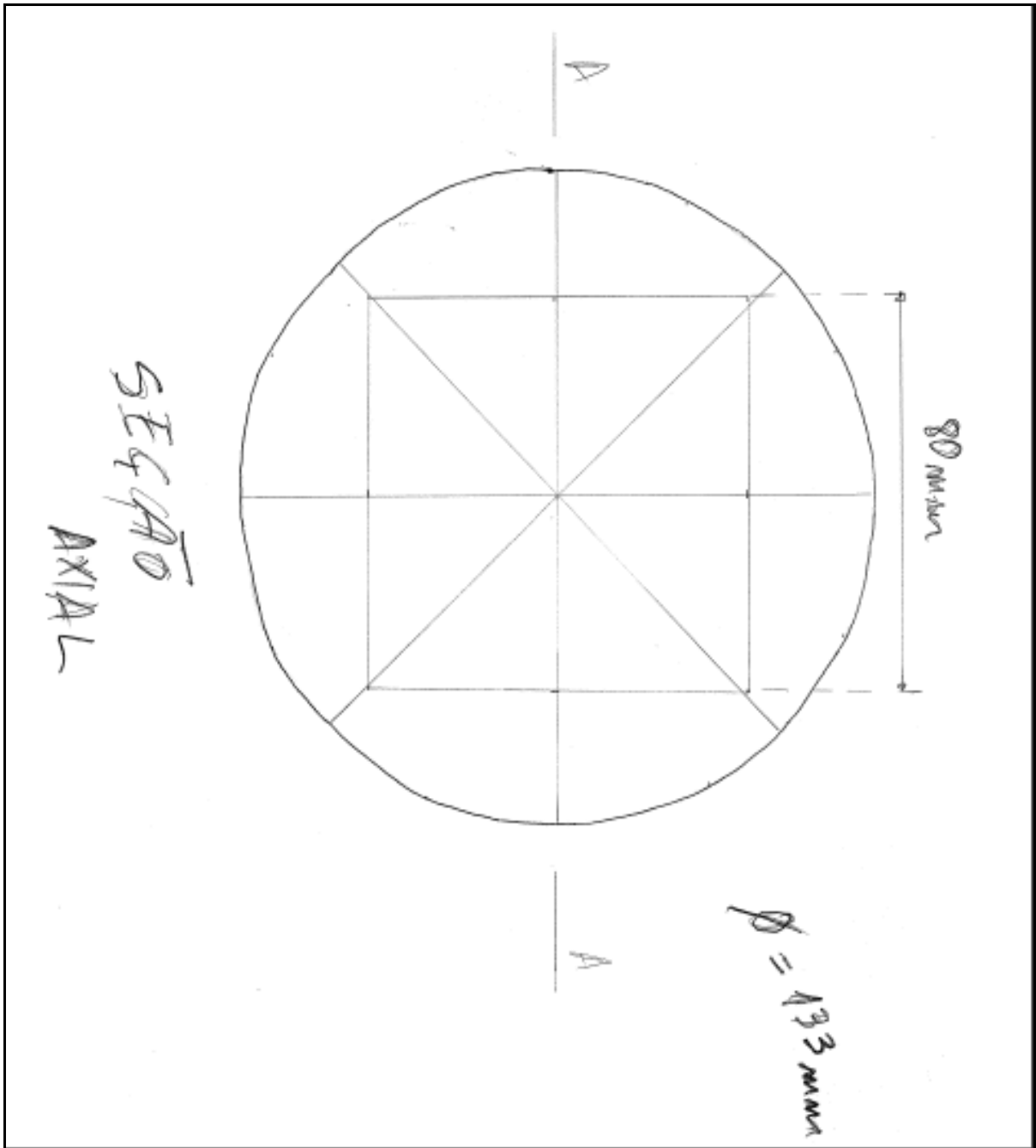
 BRAINLAB		iPlan RT Dose 4.5.5	
Patient Name:	PHANTON RCIR^A16		
Patient ID:	01122017		
Treatment Plan:	Phantom Rcir (5 arcs) 01122017 Approved		
Comment:	Localizacao (sem camera) Fusoao (cl e sl camera)		

Machine : CEPON 600C/D m3

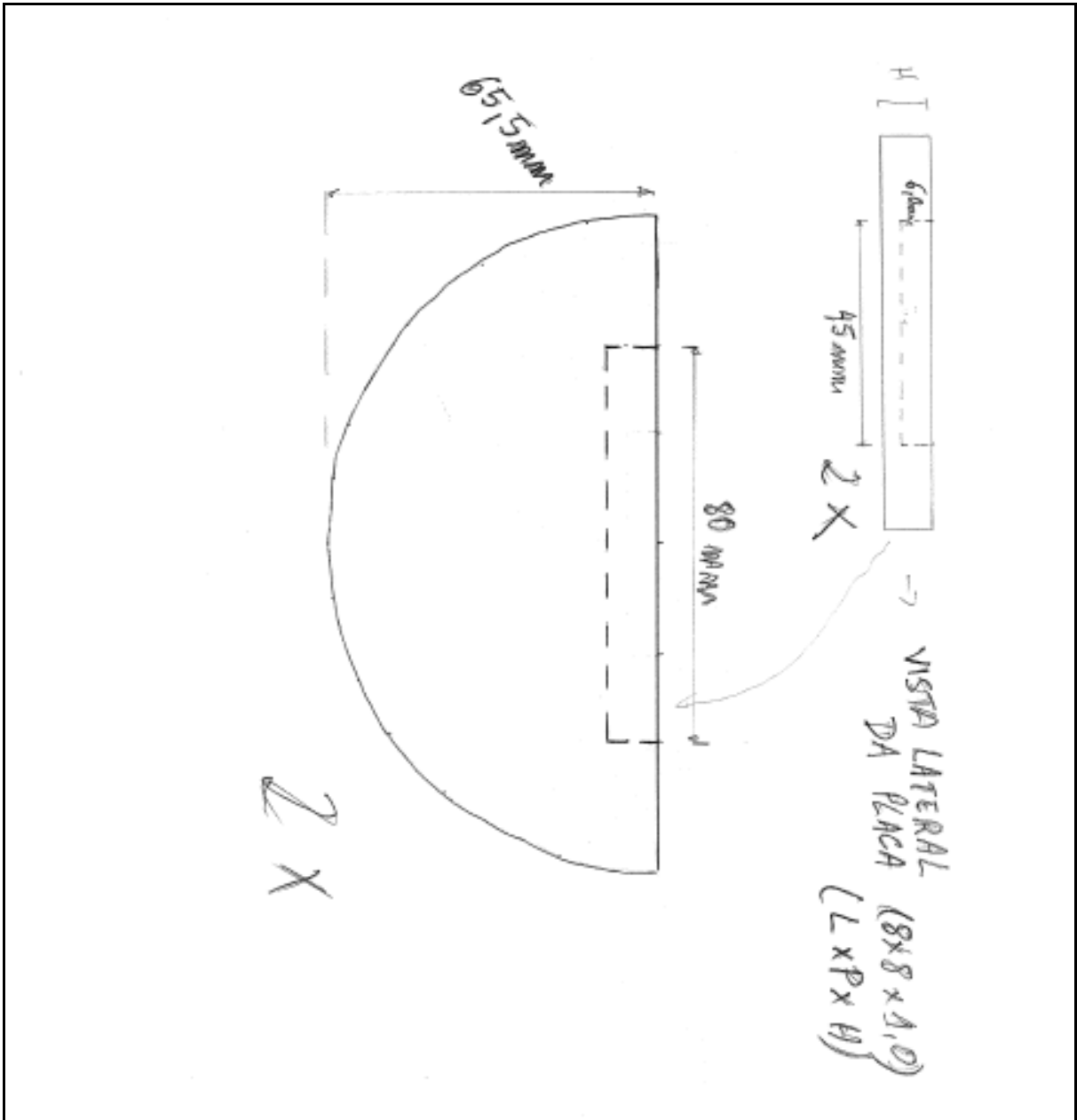
Linac Name : Varian Generic
 Linac Convention : IEC
 Linac Energy [MV] : 6
 Flattening Filter Mode : Standard
 Blocking Device Type : MLC - BrainLAB m3
 Dose Algorithm : BrainLAB.PencilBeam.X, Kernel Resolution : 0.75 mm
 Machine Profile : CEPON 600C/D m3,6.0 MV XRays,23-Jun-2017 16:19:13 UTC-3:00
 Machine Profile Status : Approved by daniel
 Machine Profile Checksum : c2230e854da88e2f767c89a0914350a1
 Nominal Linac Output : 1.000 Gy / 100 MU at SSD = 1000 mm, depth = 15 mm

Coord. Name	A-P [mm]	Lat [mm]	Vert [mm]	Isocenter Dose [Gy]	Overall Dose [Gy]
Coord 1	0.0	0.9	8.5	15.28	15.28

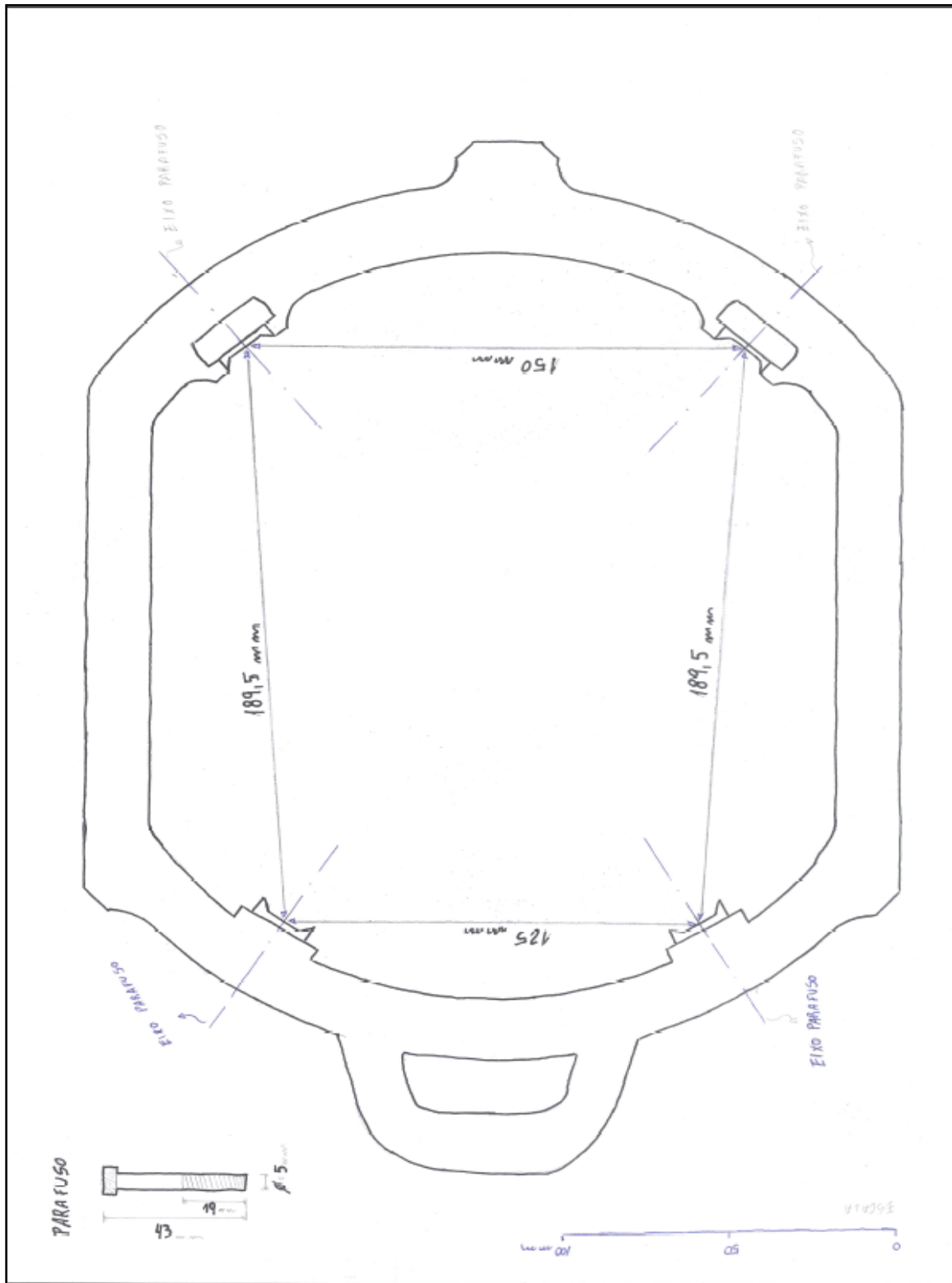
ANEXO C: Croqui do Objeto simulador



ANEXO D: Croqui do Objeto simulador



ANEXO E: Croqui do Halo



ANEXO F: Solicitação de autorização para realização de pesquisa



SOLICITAÇÃO DE AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DE PESQUISA NO CENTRO DE PESQUISAS ONCOLÓGICAS – CEPON

Florianópolis, ____ de _____ de 20____

À

Dra. Maria Tereza Evangelista Schoeller

Diretora Geral do Centro de Pesquisas Oncológicas – CEPON

Solicitamos a V. Sa., autorização para realização da pesquisa, intitulada Desenvolvimento de um objeto simulador para controle de qualidade em radiocirurgia utilizando dosimetria Fricke xilenol gel por meio de espectrofotometria UV-VIS, realizada pela pesquisadora Camila Masiero Pereira sob orientação do Prof. Dr. Alexandre D´Agostini Zottis.

Trata-se de um projeto de pesquisa de mestrado, o qual pertence ao curso de Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu do Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Santa Catarina. O objetivo do estudo tem como finalidade principal avaliar a aplicabilidade de um método alternativo na dosimetria clínica e Controle de Qualidade, específico para o planejamento por Radiocirurgia usando a dosimetria de Fricke xilenol gel em um objeto simulador específico.

Contando com a autorização desta Instituição, coloco-me à disposição para qualquer esclarecimento.

Atenciosamente

Assinatura do pesquisador principal

Assinatura do orientador da pesquisa