



ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM TRATAMENTOS POR
RADIOCIRURGIA USANDO FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E FILME
RADIOCRÔMICO

Marco Antonio Costa Cardoso

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Ademir Xavier da Silva

Simone Coutinho Cardoso

Rio de Janeiro

Março de 2012

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM TRATAMENTOS POR
RADIOCIRURGIA USANDO FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E FILME
RADIOCRÔMICO

Marco Antonio Costa Cardoso

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Profa. Simone Coutinho Cardoso, D.Sc.

Dr. Denison de Souza Santos, D.Sc.

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2012

Cardoso, Marco Antonio Costa

Estudo da Distribuição de Dose em Tratamento de Radiocirurgia usando Fantoma Antropomórfico e Filme Radiocrômico/ Marco Antonio Costa Cardoso. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XII, 69 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Simone Coutinho Cardoso

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 65-69.

1. Radiocirurgia. 2. Filmes Radiocrômicos. 3. Fantoma Alderson Rando 4. Distribuição de Dose 5. Histograma Dose Volume. I. Silva, Ademir Xavier da *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM TRATAMENTOS DE
RADIOCIRURGIA USANDO FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E FILME
RADIOCRÔMICO

Marco Antonio Costa Cardoso

Março/2012

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Simone Coutinho Cardoso.

Programa: Engenharia Nuclear

O presente trabalho avaliou a distribuição de dose de um tratamento por radiocirurgia, desde o seu planejamento até a administração da dose ao volume alvo, de uma lesão do nervo auditivo. O sistema foi desenvolvido tendo por base a cabeça do simulador antropomórfico Alderson Rando com uma fatia modificada a fim de inserir um material para simular a lesão e permitir a inserção de filmes radiocrômicos. O simulador foi submetido a um tratamento idêntico ao que seria utilizado na rotina de um tratamento real. O Histograma Dose Volume oriundo do sistema de planejamento foi avaliado e comparado com o obtido dos filmes radiocrômico posicionados no interior do simulador. Os resultados mostraram uma concordância com incerteza de 3,4 %, permitindo propor um sistema de verificação do tratamento e controle da qualidade específico para a radiocirurgia.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

STUDY OF THE DOSE DISTRIBUTION IN RADIOSURGERY TREATMENTS
USING AN ANTROPOMORPHIC PHANTOM AND RADIOCHROMIC FILMS

Marco Antonio Costa Cardoso

March/2012

Advisors: Ademir Xavier da Silva
Simone Coutinho Cardoso.

Department: Nuclear Engineering

This work evaluated the dose distribution in a radiosurgery treatment, from the planning to the dose delivery to an assumed target volume in the auditory nerve. The analysis system was developed having as basis the head of the Alderson Rando, anthropomorphic phantom, containing one modified slice in which the insertion of a material simulating the lesion of auditory nerve. The phantom was subjected to a treatment identical to a real routine procedure. Dose-volume histograms were obtained from Treatment System Planning and radiochromic films positioned inside the anthropomorphic phantom. Both were analyzed and compared with each other. The results presented an agreement with 3,4% of uncertainty, which enable the propose of a treatment verification system and a specific quality control to radiosurgery.

SUMÁRIO

Capítulo I

I. Introdução	1
---------------	---

Capítulo II

II. Fundamentos Teóricos	6
II.1 História e Evolução da Radiocirurgia	6
II.2 Radiocirurgia Estereotáxica	7
II.3 Acelerador Linear	9
II.4 Dose Absorvida	12
II.5 Equilíbrio Eletrônico	13
II.6 Distribuição de Dose	16
II.6.1 Razão Tecido Máximo (TMR)	16
II.6.1.1 Percentual de Dose em Profundidade (PDP)	18
II.6.2 Fator de Espalhamento Total (St)	19
II.6.3 Razão Fora do Eixo (OAR)	20
II.7 Detectores de Radiação	20
II.7.1 Filme Radiocrômico	21
II.8 Simulador Antropomórfico	22
II.9 Algoritmo de Cálculo de Dose	24
II.9.1 Histograma Dose-Volume (DVH)	25
II.10 Controle da Qualidade	26

Capítulo III

III. Materiais e Métodos	27
III.1 Acelerador Linear	27
III.2 Procedimentos Utilizados nos Tratamentos por Radiocirurgia	29
III.2.1 Teste de Winston-Lutz	30

III.2.2 Máscara	31
III.3 Simulador	33
III.3.1 Fatia Confeccionada	33
III.4 Planejamento do Tratamento	36
III.4.1 Parâmetros Analisados no Planejamento	37
III.4.1.1 Percentual de Volume Irradiado	38
III.4.1.2 Dose Mínima no PTV	38
III.4.1.3 Dose Máxima no PTV e no Tronco	39
III.4.2 Tomografia do Conjunto	39
III.4.3 Ajuste Fino no Posicionamento do Fantoma no Acelerador	40
III.5 Filmes Radiocrômicos	43
III.5.1 Cuidados Pré e Pós-Digitalização dos Filmes Radiocrômicos	44
III.5.2 Curva de Calibração	45
III.5.3 Posicionamento dos Filmes Radiocrômicos para Irradiação	47
III.5.4 Análise dos Filmes Radiocrômicos	47
III.6 Execução do Tratamento	51
 Capítulo IV	
IV. Resultados e Discussões	53
IV.1 Planejamento do Tratamento	53
IV.2 Filme Radiocrômico	55
IV.2.1 Posicionamento dos Filmes	55
IV.2.2 Curva de Calibração	57
IV.3 Comparação dos DVH Experimental e do TPS do PTV	58
IV.4 Influência na Escolha do Escâner para Medidas de Dose com Filmes Radiocrômicos	59
 Capítulo V	
V. Conclusão	62

Trabalhos Futuros	64
Referências Bibliográficas	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura II.1:	Esquema dos dois discos paralelos para acelerar um elétron.	10
Figura II.2:	Esquema dos múltiplos discos paralelos.	11
Figura II.3:	Ilustração do Isocentro.	12
Figura II.4:	Caso realístico em que o KERMA colisional é proporcional à dose.	14
Figura II.5:	Geometria de medida da TPR. Em a) é mostrado a geometria para a medida da dose em um simulador na profundidade z . Em b) é mostrada a geometria para medida de dose de referência a uma profundidade z_{ref} . A distância entre a fonte e o ponto de medida, bem como o tamanho de campo e o ponto de medida são os mesmos para a) e b).	17
Figura II.6:	Esquema da determinação do Percentual de Dose em Profundidade.	19
Figura II.7:	Geometria de medida do St. A dose em um ponto P a uma profundidade z_{max} em um simulador é medido com um campo A em a) e com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.	20
Figura II.8:	Simulador antropomórfico RANDO da Alderson.	24
Figura III.1:	Ilustração do acelerador Novalis Robotics da BrainLab.	28
Figura III.2:	Ilustração do colimador micromultilâminas (mMLC).	29
Figura III.3:	Ilustração da ponteira com a esfera radiopaca fixada à extremidade da mesa para a realização do teste de Winston-Lutz.	31
Figura III.4:	Cabeça do simulador Alderson Rando fixada pela máscara termoplástica com o auxílio do suporte <i>frameless</i> .	32
Figura III.5:	Cuba aquecedora utilizada para confecção da máscara fixadora.	33
Figura III.6:	Fatia confeccionada para o uso no simulador constituída a base de material tecido equivalente.	34
Figura III.7:	Fatia confeccionada com a perspectiva das estruturas simuladas. a) Tumor simulado constituído a base de polietileno. b) tronco simulado constituído a base de polietileno.	35
Figura III.8:	Fatia confeccionada sem as respectivas estruturas. Visão do espaço de acoplamento dos detectores de radiação.	36
Figura III.9:	Cabeça do simulador fixada à máscara e o sistema (caixa) de localização de coordenadas estereotáxicas submetidos a tomografia.	39

Figura III.10:	Ilustração dos equipamentos que auxiliam no posicionamento do paciente. Raios-X e Emissor/Receptor infravermelho.	40
Figura III.11:	Figura representativa do sistema de localização por reflexão infravermelho.	41
Figura III.12:	Representação das duas imagens obtidas com Raios-X para avaliar a correção do posicionamento.	42
Figura III.13:	Configuração para calibração dos filmes radiocrômicos.	46
Figura III.14:	Ilustração do posicionamento dos filmes no espaço acoplamento criado na fatia.	47
Figura III.15:	Ilustração da distribuição de dose criada no filme radiocrômico devido a irradiação, caracterizada pela interceptação do plano do filme com o cilindro.	50
Figura III.16:	Ilustração para o cálculo do comprimento da ROI no eixo x gerado a partir da interceptação do plano com o cilindro.	51
Figura IV.1:	Na parte superior direita são mostrados as estruturas (PTV na cor laranja e o tronco cerebral na cor verde) desenhados no TPS. Na parte inferior esquerda são ilustrados os três campos planejados para a entrega da dose. E na parte inferior direita a imagem axial, ilustrando a distribuição de dose no PTV.	54
Figura IV.2:	Histograma Dose Volume (DVH) obtido pelo Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS).	54
Figura IV.3:	Gráfico ilustrando a curva de calibração, obtido para filme <i>Gafchromic</i> EBT 2, digitalizado em um escâner Epson modelo <i>Perfection V750 PRO</i> .	57
Figura IV.4:	DVH experimental obtidos com filme <i>Gafchromic</i> EBT 2, digitalizados com escâner Epson modelo <i>Perfection V750 PRO</i> , comparado com o DVH do sistema de planejamento (TPS) do PTV.	58
Figura IV.5:	Ilustração da diferença da tonalidade das cores de filmes quando digitalizados em modelos diferentes de escâneres. A figura da esquerda representa a imagem obtida pelo escâner Epson e a da direita pelo Microtek.	60
Figura IV.6:	Gráfico ilustrando a curva de calibração, obtido para filme <i>Gafchromic</i> EBT 2, digitalizado em um escâner <i>Microtek ScanMaker</i> , modelo 9800 XL.	60
Figura IV.7:	DVH experimental obtidos com filme <i>Gafchromic</i> EBT 2, digitalizados com escâner <i>Microtek ScanMaker</i> , modelo 9800 XL, comparado com o DVH do sistema de planejamento (TPS) do PTV.	61

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela III.1:	Tabela com as MU's aplicadas a cada filme para construir a curva de calibração.	46
Tabela IV.1:	Tabela com as configurações do acelerador determinado pelo TPS.	55
Tabela IV.2:	Tabela ilustrando o posicionamento de cada filme utilizado na região de interesse.	56
Tabela IV.3:	Tabela ilustrando o comprimento da ROI (C) de cada filme posicionado na região do PTV.	57

SIGLAS

OMS	Organização Mundial de Saúde.
SRS	Radiocirurgia Esteretáxica.
RTE	Radioterapia Externa.
TLD	Dosímetro Termoluminescente.
DVH	Histograma Dose Volume
2D	Duas Dimensões.
3D	Três Dimensões.
AL	Acelerador Linear.
MU	Unidades Monitoras.
ETPC	Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas.
SSD	Distância Fonte Superfície.
SAD	Distância Fonte Isocentro.
TMR	Razão Tecido Máximo.
TPR	Razão Tecido Fantoma.
St	Fator de Espalhamento Total.
OAR	Razão Fora do Eixo.
PDP	Percentual de Dose em Profundidade.
PTV	Volume Alvo Planejado.
mMLC	Micromultilâminas.
CT	Tomografia Computadorizada.
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento.
ROI	Região de Interesse.
OD	Densidade Ótica.
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada.
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria.
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear.
INCa	Instituto Nacional de Câncer.

CAPÍTULO I

I. INTRODUÇÃO

Câncer é um processo de crescimento descontrolado de células que pode aparecer praticamente em qualquer lugar no corpo. Muitos tipos de câncer poderiam ser prevenidos evitando-se a exposição a fatores de riscos comuns, como o tabagismo, por exemplo. Uma porcentagem significativa dos casos de câncer pode ser curada com cirurgia, radioterapia ou quimioterapia, especialmente quando detectados precocemente [1].

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), o câncer é uma das principais causas de mortalidade no mundo e estima-se que, na ausência de qualquer intervenção, 84 milhões de pessoas morrerão de câncer entre 2005 e 2015 [2].

Com o objetivo de se alcançar a cura ou o controle da doença, muitas pesquisas de medicamentos e de formas de tratamento estão em desenvolvimento. Dentre as diferentes formas de terapia do câncer, a radioterapia é um tratamento, que data do início do século XX, e tem-se mostrado bastante eficaz no controle e até mesmo na cura da doença. A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais, empregando feixe de radiações ionizantes. Qualquer erro de procedimento durante o tratamento pode gerar graves conseqüências ao paciente, inclusive sua morte. Torna-se necessário um detalhado controle de qualidade dos procedimentos para que a dose absorvida no volume alvo seja realmente a prescrita pelo radioterapeuta. A incerteza máxima recomendada internacionalmente para o valor da dose absorvida no volume alvo é de 5 % [3].

Com o avanço da tecnologia, diferentes modalidades de radioterapia foram surgindo para aprimorar os tratamentos de regiões complexas. Dentre as diferentes

modalidades da radioterapia, a Radiocirurgia Estereotáxica (SRS, do inglês *Stereotactic Radiosurgery*) é uma técnica não invasiva que utiliza a administração, de uma só vez, de uma fração de dose de radiação externa elevada, com extrema precisão a alvos bem localizados e com limites bem definidos, geralmente intracranianos. Uma característica fundamental desta técnica, e que a distingue da radioterapia externa (RTE) convencional, é a obtenção de um elevado gradiente de dose para além dos limites da lesão, ou seja, é possível poupar mais os tecidos sadios vizinhos adjacentes às lesões do que com técnicas convencionais de tratamento radioterápico [4].

O número de doentes tratados com SRS tem aumentado progressivamente nos últimos anos devido ao carácter conservador do tratamento, aos resultados idênticos ou superiores aos conseguidos com cirurgia, à menor morbidade terapêutica e aos mais baixos custos financeiros inerentes. Tem sido regularmente usada no tratamento dos tumores malignos (metástases cerebrais, gliomas, meduloblastomas, ependimomas, carcinomas da nasofaringe, etc.) e dos tumores benignos dos adultos (neurinomas, meningiomas, paragangliomas, adenomas hipofisários e outros), mas também cada vez mais frequentemente nos tumores e más formações arteriovenosas de crianças [5].

A SRS 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 da qualidade ainda mais rigoroso [4].

A qualidade de um tratamento provém de um conjunto de fatores que podem ser classificados como erros mecânicos, localização designada por imagens, planeamento da dose, posicionamento do paciente, irradiação entre outros. Para analisar a qualidade de um tratamento por radiocirurgia é preciso levar em conta todos os fatores envolvidos

no tratamento, sendo assim necessário avaliá-los de maneira combinada, ou seja, o tratamento não pode ser considerado de qualidade caso algum desses fatores esteja fora dos padrões recomendados à qualidade dos mesmos [6].

As publicações recentes [7, 8, 9] discutem o controle da qualidade de diferentes técnicas de SRS e, em sua maioria, abordam os sistemas Cyberknife e Gamma Knife, equipamentos de alto custo, que fogem da realidade de nosso país. No Brasil, a maioria dos hospitais que aplicam técnicas de SRS utilizam aceleradores lineares adaptados, não específicos para este tipo de tratamento. Poucos trabalhos encontrados na literatura utilizaram simuladores antropomórficos no desenvolvimento dos mesmos, dificultando a transposição dos resultados encontrados para situações clínicas.

Em 2006, Anthony K. Ho *et al* [7] usaram dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos para avaliar a precisão do sistema de fixação do paciente e a deposição de dose em um tratamento por radiocirurgia através da análise do controle da qualidade de um sistema *CyberKnife*. As medidas foram realizadas em um simulador de água sólida preenchido com dosímetros termoluminescentes (TLD) e um simulador de cabeça utilizando filmes radiocrômicos. Os pesquisadores analisaram o procedimento de controle da qualidade do sistema de planejamento de tratamento e a entrega de dose, incluindo o sistemas de imagem e robótico, confirmando a precisão milimétrica da focalização da *CyberKnife*.

Em 2008, Garcia-Garduño *et al* [8] mediram a transmissão de radiação, fuga e penumbra de um feixe do sistema de colimação micro-Multileaf acoplado a um acelerador linear de 6 MV usando filme radiocrômico GafChromic EBT e compararam seus resultados com os relatados anteriormente na literatura usando outros tipos de detectores. Os resultados mostraram que os valores médios de transmissão de radiação,

fuga e penumbra de feixe estavam de acordo com aqueles relatados na literatura utilizando detectores de radiação diferentes mostrando que as propriedades básicas de dosimetria com mMLC aplicado à radiocirurgia estereotáxica e aplicações de radioterapia, podem ser medidos com alta precisão usando filmes radiocrômicos GafChromoic EBT.

Em 2009, Moutsatsos *et al* [9] ressaltaram a importância na prática clínica da verificação experimental das distribuições de dose entregues em um tratamento por radiocirurgia estereotáxica, utilizando um irradiador *Gamma Knife*, através da comparação entre os resultados de dosimetria relativa utilizando dosímetro de gel VIP e filme radiocrômico EBT. Através da dosimetria relativa, compararam os valores do DVH medidos pelo gel e calculados pelo TPS para os colimadores de 4 e 18 mm, concluindo que apenas a dosimetria com gel seria adequada para a verificação da dose em 3D.

A proposta do presente trabalho foi avaliar a distribuição de dose de um tratamento por radiocirurgia, desde o seu planejamento até a administração da dose ao volume alvo, de uma lesão do nervo auditivo. Este tipo de lesão, também conhecida por neurinoma ou *Schwanomas*, é localizada profundamente no crânio e próximo a centros vitais do cérebro, exigindo uma precisão muito elevada do procedimento de tratamento. Na maior parte dos casos não é recomendado o processo cirúrgico e o caso é tratado por radiocirurgia. O sistema desenvolvido neste trabalho utilizou a cabeça do simulador antropomórfico Alderson Rando com uma fatia modificada a fim de inserir um material para simular a lesão e permitir a inserção de filmes radiocrômicos na região da lesão e dos tecidos que deveriam ser poupados durante a radiocirurgia. O simulador foi tomografado e o tratamento por radiocirurgia, idêntico ao que seria utilizado na rotina

de um tratamento real, aplicado. O Histograma Dose Volume (DVH do inglês *Dose Volume Histogram*) oriundo do sistema de planejamento foi avaliado e comparado com o obtido pelos filmes radiocrômicos posicionados no interior do simulador de cabeça submetido ao tratamento planejado. Foi criada uma metodologia detalhada para obter o DVH a partir de mapas de doses em 2D com filme radiocrômico e um método de análise utilizando linguagem computacional. Os resultados experimentais comparados com os do sistema de planejamento mostraram uma concordância da ordem de 3%, permitindo-nos propor um sistema de verificação do tratamento e controle da qualidade específico para SRS inexistente no Brasil, além de comprovar a adequação do tratamento por Radiocirurgia para neurinomas.

CAPÍTULO II

II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

II. 1 HISTÓRIA E EVOLUÇÃO DA RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA

O sistema de coordenadas conhecido hoje como cartesiano foi desenvolvido por René Descartes em pleno século XVII, onde a localização de qualquer ponto no espaço era definida com referência aos três planos perpendiculares interceptantes. Contudo, a aplicação desse tipo de localização só foi utilizada no início do século passado por um neurocirurgião, Victor Horsley, e por um matemático, Robert Clarck [10], para definir o espaço intracraniano, e, com isso, definirem localizações no cérebro com o auxílio de um aparelho usando as coordenadas cartesianas.

Conhecido hoje como sistema de localização estereotáxico (de estereo=espaço e táxia=localização), só mais tarde, em 1951, é que essa modalidade viria a ser amplamente desenvolvida por Lars Leksell. Lars adaptou a administração de múltiplos feixes de irradiação externa, utilizando múltiplas fontes de Cobalto-60, focados num alvo estereotaxicamente definido, tendo como resultado um volume exposto a alta dose de radiação, determinado pela intersecção dos vários feixes. O sistema foi denominado *Gamma Knife* e sofreu algumas modificações ao longo dos anos [11,12].

Nos anos 60, no Hospital Geral de Massachussets em Boston, Kjellberg desenvolveu um sistema de radiocirurgia utilizando vários feixes confluentes de prótons com energias de 150 MeV gerados por um síncrotron [13].

Na década seguinte, Barcia-Salorio descreveu uma técnica similar, baseada nos mesmos princípios, com um aparelho de radioterapia externa de Cobalto 60, posicionando o doente de igual modo em condições estereotáxicas [14].

A aplicação de técnicas de SRS utilizando Acelerador Linear (AL) só foi descrita em 1984 por Betti e Derechinsky [15], quase simultaneamente desenvolvida por Colombo e colaboradores [16]. Nos anos seguintes, foram desenvolvidos vários sistemas e técnicas baseadas em AL, aumentando-se progressivamente a eficácia, precisão e segurança na execução dessa modalidade terapêutica [17-20].

II. 2 RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA

A Radiocirurgia Estereotáxica (SRS) é uma modalidade da radioterapia não invasiva que utiliza a administração, de uma só vez, de uma fração de dose elevada de radiação externa, com extrema precisão a alvos bem localizados e com limites bem definidos, geralmente intracranianos. Com esta técnica, obtém-se um elevado gradiente decrescente de dose para além dos limites da lesão. A distribuição da dose no volume alvo deve ser razoavelmente uniforme e deve diminuir bruscamente nas bordas externas do campo.

Em contraste com a RTE convencional, a dose prescrita é geralmente liberada em fração única, o que difere em relação ao elevado gradiente de dose alcançado para além dos limites da lesão devido à utilização de múltiplos feixes centrados no alvo.

A SRS difere, ainda, em outros aspectos relativamente à RTE convencional. Os tecidos normais e tumorais apresentam diferentes sensibilidades às radiações, tendo, em geral, o tecido normal maior capacidade de reparar a lesão, fato esse que é explorado pela radioterapia convencional. Ao contrário desta, a SRS não explora a seletividade radiobiológica proporcionada pelo fracionamento, ou seja, a radiosensibilidade mais elevada e a menor capacidade de reparação dos tumores relativamente ao tecido normal. O seu efeito biológico é fundamentalmente dependente de uma destruição irreparável,

mas seletiva, através de feixes de alta dose de radiação estreitamente focados, produzindo campos de irradiação condicionados a um profundo decaimento do valor da dose administrada para além do alvo, evitando a exposição elevada do tecido normal circundante ao tumor. A SRS é utilizada para tratamento, tanto de lesões habitualmente radiorresistentes, como de lesões benignas.

O tratamento de RTE convencional é tipicamente administrado em número de frações variando entre 25 a 35, com a liberação de pequenas doses diárias, através de 2 a 4 campos de irradiação, que incluem a lesão e uma margem de tecido normal de forma a garantir que todo o processo patológico seja devidamente englobado, considerando as características do tumor e a relativa imprecisão na reprodutibilidade diária dos tratamentos pelos sistemas de posicionamento convencionais.

A SRS é administrada em uma única fração, o que permite reduzir significativamente o tempo total de tratamento, diminuindo, assim, os custos não médicos (dias de trabalho perdidos, as viagens ou deslocamentos, alojamentos, etc.). Como o paciente é fixado ao equipamento, com base em uma série de verificações e ajustes dos parâmetros estereotáxicos, permite reproduzir de maneira precisa os arcos previamente planejados com um desvio inferior ou igual a 1,0 mm [18].

Destacam-se três diferentes tecnologias usadas atualmente no tratamento por radiocirurgia estereotáxica:

- uso de Aceleradores Lineares (AL) produzindo fótons de alta energia;
- aparelhos com múltiplas fontes de Cobalto-60 originando feixes convergentes denominados *Gamma Knife*;
- sistema de radiocirurgia *CyberKnife*, que consiste em um acelerador linear montado em um braço robótico.

II. 3 ACELERADOR LINEAR

Com o crescente estudo em física nuclear de altas energias, diferentes tipos de aceleradores têm sido desenvolvidos para diferentes propósitos, tendo alguns sido adaptados para o uso em tratamentos por radioterapia. Estes aceleradores diferem na forma pela qual geram o campo elétrico de aceleração e como o campo acelera as partículas.

Podemos dividir em duas classes os aceleradores com respeito à direção em que produzem o campo elétrico responsável pela aceleração das partículas: os eletrostáticos e os cíclicos [21]. Nos eletrostáticos, as partículas são aceleradas pela aplicação de um campo eletrostático entre os eletrodos, produzido por uma diferença de potencial constante no tempo, cujo valor estabelece a energia final da partícula. A aplicação desta técnica para a produção de Raios X é limitada e não se consegue energias muito elevadas (até 2000 kV) [22], devido a problemas de isolamento e de geração de alta voltagem.

Raios X de alta energia podem ser obtidos através de uma técnica diferente de aceleração de partículas, sem a necessidade da aplicação de altas diferenças de potencial entre os dois eletrodos. Para obterem-se este feito, normalmente são utilizados aceleradores lineares cíclicos. Estes aceleradores permitem acelerar os elétrons a uma energia cinética de 4 a 25 MeV com a contribuição, de microondas de radiofrequência, na aceleração do elétrons.

Aplicando uma tensão constante entre duas placas metálicas paralelas com um orifício no meio, pode-se acelerar o elétron (figura II.1). Abandonando-o no centro do orifício da placa negativa, o elétron será acelerado em direção à placa positiva devido à

força do campo elétrico criado. Se isso ocorrer no vácuo, o elétron, inicialmente em repouso, ganhará mais energia e conseguirá ultrapassar a placa positiva.

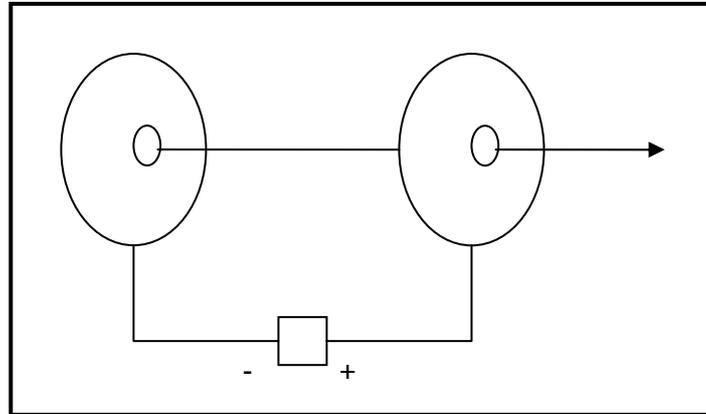


Figura II.1 - Esquema dos dois discos paralelos para acelerar um elétron.

Utilizando agora geradores de tensão variável que ora cria um campo elétrico em um sentido, ora em outro, nos permite montar uma série destes discos ligados aos pares criando campos elétricos variáveis (figura II.2). O elétron, devido a ação combinada do primeiro par de placas, sofre aceleração e ultrapassa a placa positiva. No momento em que o elétron se encontra no orifício da placa positiva, a tensão é então invertida de modo que, o elétron encontre novamente tensões favoráveis para a aceleração. Assim sucessivamente, fazendo com que ele fique cada vez mais veloz. Devido ao aumento da velocidade dos elétrons, a distância entre as placas tem que ser aumentada a cada novo intervalo para que não se perca o sincronismo.

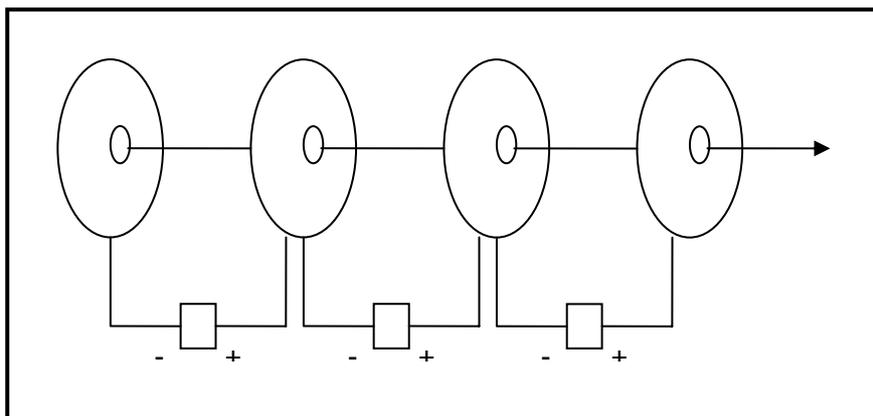


Figura II.2 - Esquema dos múltiplos discos paralelos.

No tratamento com fótons, os elétrons de alta energia ao deixarem o acelerador colidem com um alvo de metal, geralmente de tungstênio. Para a produção de Raios X, os elétrons são colimados por um colimador primário fixo localizado imediatamente após o alvo. A desaceleração dos elétrons ao interagirem o alvo dá origem aos fótons, com energia proporcional à perda pelos elétrons desacelerados, denominada radiação de frenamento (do alemão *Bremsstrahlung*) [23]. O feixe de Raios X passa então por um filtro achatador que tem o objetivo de uniformizar a dose no campo de radiação.

O rendimento de um acelerador não é constante no tempo devido às oscilações intrínsecas de alguns de seus componentes. Por isso, faz-se necessário a utilização de duas câmeras de ionização, uma situada abaixo do alvo e outra abaixo do filtro achatador do feixe, que garantem que a dose prescrita seja fornecida. Uma câmara checa a outra, verificando a dose, fornecendo leituras que são digitadas no painel de controle do acelerador, chamadas de unidades monitoras (MU). Unidades estas que corresponde a medida usada para quantificar a dose entregue no tratamento, uma taxa de dose à uma distância fonte-isocentro (normalmente 1 m) para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de dose máxima (z_{max}). Ao se fazer a calibração do acelerador, está se

impondo uma relação desejada entre as unidade monitoras e a dose no isocentro. Normalmente, esta relação é de 1 MU para 1 cGy neste ponto.

O acelerador é montado em uma braço (*gantry*) ligado a uma base que contém os sistemas do equipamento, inclusive dispositivos eletrônicos. O braço do acelerador pode girar em torno de seu eixo central. O feixe do acelerador é sempre dirigido perpendicularmente ao eixo central do braço. O eixo central do feixe intercepta o eixo do braço em um ponto do espaço chamado de isocentro [24].

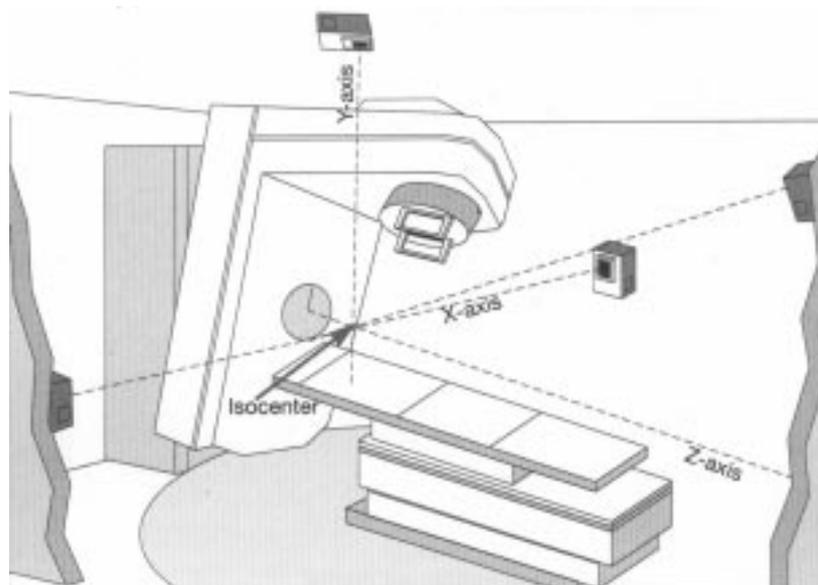


Figura II.3 – Ilustração do Isocentro.

II. 4 DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida é uma grandeza que relaciona a energia depositada pela radiação diretamente (partículas carregadas) ou indiretamente (fótons) ionizante em determinada massa de um volume de qualquer material. Assim, a dose absorvida é o quociente entre a energia média $d\bar{E}$ aplicada pela radiação ionizante na matéria de

massa dm [25; 26]. Como a transferência de energia é um efeito da interação da radiação com a matéria, podemos dizer que a dose absorvida é a grandeza que mede os efeitos biologicamente significantes produzidos pela radiação ionizante [27].

Esta grandeza é definida em um dado ponto de interesse para evitar variações da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material e especificar melhor as variações espaciais. Sendo assim a dose absorvida é a energia média \bar{E} transferida pela radiação a um volume finito V , de massa m , conforme equação 1.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (\text{J.kg}^{-1} \text{ ou Gy}) \quad \text{equação 1}$$

No caso da radiação indiretamente ionizante, a energia é transferida em duas etapas. A radiação incidente transfere energia para as partículas carregadas do meio (elétrons) e, estas por sua vez, transferem parte de sua energia cinética para o meio, resultando em dose absorvida, e parte de sua energia por perda radiativa, isto é, *bremstrahlung*.

II. 5 EQUILÍBRIO ELETRÔNICO

O equilíbrio eletrônico é estabelecido, quando em um determinado volume V , partículas carregadas de um mesmo tipo e energia deixam este volume, ao mesmo tempo em que entram neste volume a mesma quantidade de partículas com as mesmas características das que saíram no volume V em questão [28].

Normalmente, a transferência de energia dos fótons para as partículas carregadas em um local particular não conduz à absorção de energia pelo meio no mesmo local

devido ao alcance finito dos elétrons secundários liberados pelas interações do feixe de radiação com o meio.

No caso em que os fótons gerados por perda radiativa escapam do volume de interesse, definimos a razão entre dose absorvida e o KERMA colisional pela equação 2.

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \tag{equação 2}$$

Se todos os fótons gerados por perda radiativa escapam do volume de interesse, temos que $\beta \approx 1$.

A figura II.4 ilustra a relação entre dose absorvida e KERMA colisional em condições de equilíbrio eletrônico transiente de partículas carregadas (ETPC).

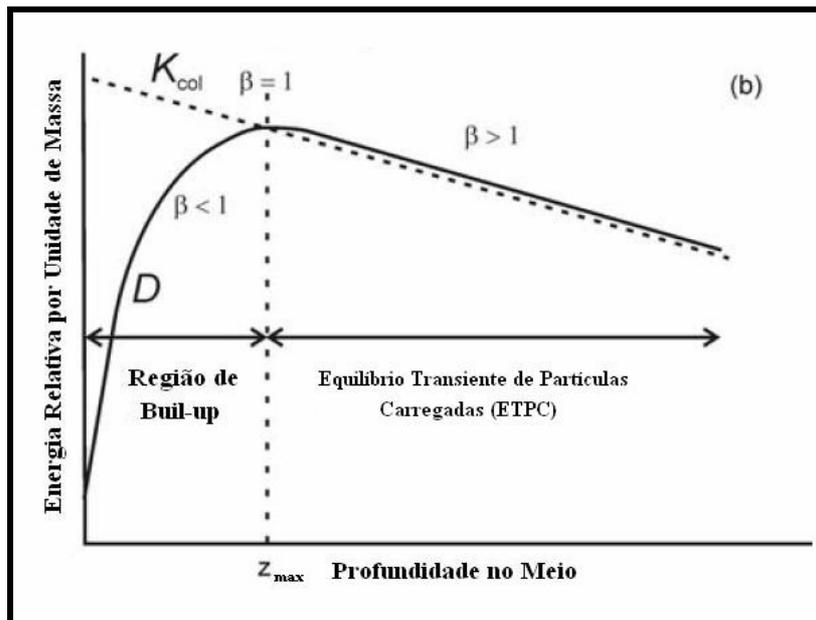


Figura II.4 - Caso realístico em que o KERMA colisional é proporcional à dose.

Um feixe de radiação ionizante de qualquer natureza sofre atenuações ao incidir em um meio, reduzindo exponencialmente com a profundidade [28].

Enquanto o KERMA é máximo na superfície do meio irradiado devido uma maior fluência de fótons e decresce com a profundidade, a dose absorvida aumenta à medida que os fótons transferem energia às partículas carregadas.

A dose absorvida em um meio vai aumentando de acordo com a profundidade até atingir um máximo na profundidade $z_{\text{máx}}$. Esta região onde a dose sofre um aumento até atingir seu valor máximo chama-se região de “buildup”. Isto ocorre por que a dose absorvida é proporcional ao número de ionizações que ocorre no meio, e nesta região de “buildup” o número de ionizações aumenta com a profundidade. A profundidade $z_{\text{máx}}$, ou seja, a profundidade de “buildup” varia com a natureza e energia da radiação [29].

Para profundidades além de $z_{\text{máx}}$ o valor da dose começa a diminuir linearmente. Isto por que esta região é uma região de quase equilíbrio eletrônico, pois praticamente a mesma quantidade de elétrons que entra em movimento nesta região é levada ao repouso nesta mesma região [29].

Devido ao aumento do alcance dos elétrons, o equilíbrio eletrônico completo não existe para os feixes de fótons de megavoltagem. Entretanto conceitualmente o equilíbrio eletrônico deveria existir quando se assume que a atenuação de fótons é desprezível em toda região de interesse. Onde a razão entre dose absorvida e o kerma de colisão é igual a 1 [27, 29].

II. 6 DISTRIBUIÇÃO DE DOSE

Ao se avaliar a dose absorvida resultante de um feixe de radiação incidente em um paciente, notamos que há uma variação com a profundidade, caracterizando uma distribuição de dose no tecido humano. Essa variação não depende somente da profundidade, e sim de um conjunto de parâmetros, como a energia do feixe de fótons, a profundidade de tratamento, a composição do meio, o tamanho de campo, a distância fonte superfície (SSD, do inglês *Source Surface Distance*) ou a distância fonte isocentro (SAD, do inglês *Source Axis Distance*) e sistemas de colimação do feixe.

Na prática clínica, além desses parâmetros mencionados acima, existem outros que são também de grande importância. O que permite caracterizar a distribuição de dose no tecido, sendo fundamental no cálculo da dose a ser administrado ao paciente.

O cálculo estereotáxico de dose, usado em tratamentos por radiocirurgia, baseia-se em apenas três parâmetros básicos de feixe: razão tecido máximo (TMR), fator de espalhamento total (St) e a razão fora do eixo (OAR), descritos a seguir.

II. 6.1 Razão Tecido Máximo (TMR)

A razão tecido máximo é um caso particular de outro parâmetro muito utilizado em radioterapia: a razão tecido fantoma (TPR). A TPR é a razão da dose em um ponto do simulador na distância d pela dose no ponto em uma profundidade de referência (d_{ref}), conservando a mesma distância fonte isocentro. Quando a profundidade de referência é igual a profundidade de dose máxima, temos $TPR = TMR$.

A razão tecido máximo (TMR, do inglês *Tissue-Maximum Ratio*) é definida como a razão da dose em um ponto do simulador (D_p), a certa profundidade (z) e distância fonte isocentro (SAD), e a dose em um ponto na mesma SAD, na

profundidade de referência de dose máxima (z_{ref} , é a distância onde a dose é máxima), para um mesmo tamanho de campo de irradiação conforme a equação 3.

$$TMR_{(A,d)} = \frac{D_P}{D_{Ref}} \quad \text{equação 3}$$

O TMR depende do tamanho de campo, profundidade, meio absorvedor e da energia do feixe. O esquema simplificado de medição do TPR é mostrado na figura II.5.

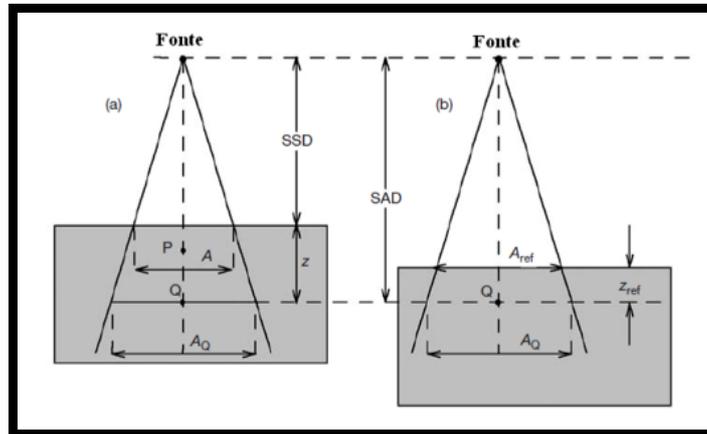


Figura II.5 – Geometria de medida da TPR. Em a) é mostrado a geometria para a medida da dose em um simulador na profundidade z . Em b) é mostrada a geometria para medida de dose de referência a uma profundidade z_{ref} . A distância entre a fonte e o ponto de medida, bem como o tamanho de campo e o ponto de medida são os mesmos para a) e b) [21].

Com objetivo de facilitar essas medidas, o TMR pode ser obtido a partir do percentual de dose em profundidade (PDP) através da seguinte relação:

$$TMR_{(A,d)} = \frac{1}{100} \left(\frac{SSD + z}{SSD + z_{max}} \right)^2 \cdot PDP_{(A,z,SSD)} \quad \text{equação 4.}$$

II. 6.1.1 Percentual de dose em profundidade (PDP)

O Percentual de Dose em Profundidade é definido para um determinado material, para uma área do campo de irradiação A , uma energia do feixe de radiação $h\nu$ e uma distância fonte-superfície (SSD) como a razão, expressa em porcentagem, da dose absorvida em uma profundidade arbitrária z pela dose absorvida na profundidade de referência $z_{máx}$, conforme mostrado na equação 5.

$$PDP(A, z, SSD) = 100 \left(\frac{D_z}{D_{z_{máx}}} \right) \quad \text{equação 5.}$$

Um esquema simplificado para a determinação experimental do PDP é mostrado na figura II.6, onde SSD é a distância fonte superfície, z_{max} é a distância onde a dose é máxima, z é a distância da superfície do material ao ponto de cálculo de dose e A é a área do campo de irradiação na profundidade de cálculo de dose.

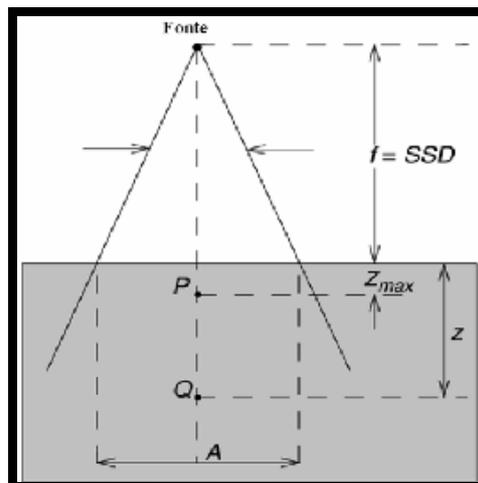


Figura II.6 - Esquema da determinação do Percentual de Dose em Profundidade [21].

II. 6.2 Fator de Espalhamento Total (St)

Para um dado feixe de fótons e uma dada SSD, a taxa de dose em um determinado P (a uma profundidade z_{max} no fantoma) depende do tamanho de campo **A**. quanto maior o tamanho de campo, maior será a dose. O fator de espalhamento total (St, do inglês *Total Scatter Factor*) é definido como sendo a razão entre a dose no ponto *P* no fantoma para um tamanho de campo *A*, e a dose em um ponto *P* no fantoma para um campo de 10 x 10 cm² [24].

$$St(c) = \frac{D_P(z_{max}, A, SSD)}{D_P(z_{max}, 10, SSD)} \quad \text{equação 6.}$$

O esquema simplificado de medida do $St(c)$ é mostrada na figura II.7.

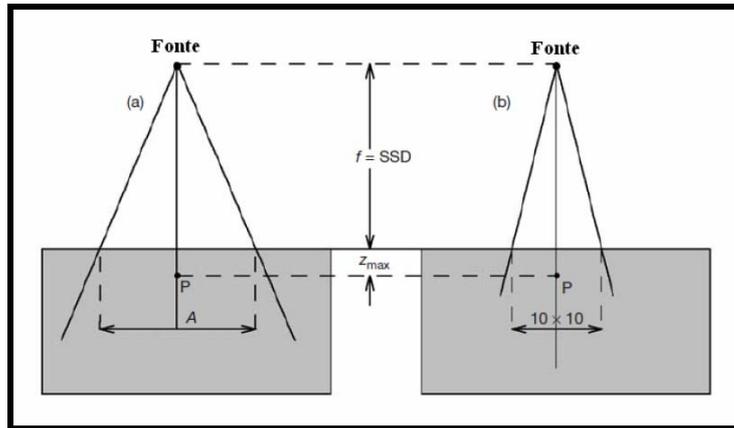


Figura II.7 – Geometria de medida do St. A dose em um ponto P a uma profundidade z_{max} em um simulador é medido com um campo A em a) e com um campo 10 x 10 cm².

II. 6.3 Razão Fora do Eixo (OAR)

A razão fora do eixo (OAR, do inglês *Off Axis Ratio*) é definida como sendo a razão da dose em um ponto fora do eixo pela dose no eixo central de feixe na mesma profundidade do fantoma, descrita pela formula abaixo.

$$OAR_{(A,r,z,SSD)} = \frac{D_p(A,r,z,SSD)}{D_p(A,0,z,SSD)} \quad \text{equação 7.}$$

Sendo **A** tamanho de campo, **r** a distância radial, **z** a profundidade.

II. 7 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Detector de radiação é um dispositivo que, ao ser submetido a um meio contendo um campo de radiação, seja capaz de indicá-la. Normalmente é constituído por um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que permite relacionar sua resposta a uma grandeza de medição dessa radiação.

Em tratamento por radioterapia, é requerido um exato conhecimento da dose absorvida em um ponto específico, assim como a avaliação da dose em órgãos de interesse no paciente. Devido a este fato, recomenda-se a utilização de dosímetros capazes de medir uma grandeza radiológica ou operacional e relacionar seus resultados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano.

Esses por sua vez, devem apresentar as seguintes propriedades: precisão e exatidão em sua resposta; resposta linear de dose; baixa dependência energética; baixa dependência direcional; ser construído com material tecido-equivalente e alta resolução espacial.

Nem todos os detectores podem satisfazer todas essas características, e para sua escolha deve levar em consideração as exigências da situação de medida. Em particular, o feixe estreito de radiocirurgia, requer um detector com alta resolução espacial.

II. 7.1 Filme Radiocrômico

O filme radiocrômico é um novo tipo de filme utilizado em dosimetria em radioterapia. É aproximadamente tecido equivalente, tendo em sua composição 40,85 % de H, 0,10 % Li, 42,37 % de C, 0,01 % de N, 16,59 de O, 0,04 % de Cl, 0,01 % de K e 0,01 % de Br [30].

Quase transparente antes de ser irradiado o filme é composto de um material químico polimerizado, que adquire uma coloração esverdeada após a irradiação. O polímero absorve luz e a transmissão da luz através do filme pode ser medida com o uso de um escâner adequado. Por não ser granulados, apresentam alta resolução e podem ser utilizados para dosimetria de regiões de elevado gradiente de dose.

Diferente do filme convencional, que é muito sensível para ser usado como indicadores de dose em radiocirurgia devido a sua saturação óptica, o filme radiocrômico é adequado em medições de alta dose.

Com relação aos filmes convencionais, o filme radiocrômico possui algumas vantagens como:

- Não necessidade de revelação do material com o uso de produtos químicos, agentes ópticos ou térmicos;
- Não utilizar câmaras escuras, pois tem baixa sensibilidade a luz visível;

- Resposta independente com a taxa de dose, boas características de dependência energética (exceto para Raios X com energias inferiores a 25 keV) e baixa dependência com relação às condições ambientais.

O filme radiocrômico *Gafchromics* EBT2 foi desenvolvido especificamente para atender as necessidades dosimétricas em técnicas de radioterapia. Suas principais características são:

- Alta resolução espacial; podem ser usados em altos gradientes de dose;
- Baixa dependência energética na faixa de keV a MeV;
- Uniformidade maior que 1,5 %;
- Resistência à temperaturas acima de 70 °C;
- Baixa sensibilidade a luz visível.

II. 8 SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO

O tratamento radioterápico de pacientes deve ser testado antes do início do procedimento para verificar se a dose fornecida ao paciente está de acordo com a que foi planejada e calculada pelo sistema de planejamento de tratamento. Para este fim, diferentes materiais podem ser usados para simular o corpo humano durante medidas de dose que envolvem feixes de radiação terapêuticos.

Um dos simuladores antropomórficos disponível comercialmente, especificamente projetado para esse propósito, é o simulador “RANDO” da Alderson Research Laboratories [31]. Este simulador consiste em um esqueleto humano envolto por uma borracha sintética, composta para ser tecido-equivalente (equivalente a tecido mole) com relação à faixa de energias utilizadas em radioterapia [31]. O tronco e a

cabeça são divididos em 36 seções axiais de 2,5 cm de espessura cada, com orifícios cilíndricos de 0,6 cm de diâmetros distribuídos nas seções e adequados ao posicionamento de dosímetros termoluminescentes.

Os simuladores contêm esqueleto humano, pulmão simulado e algumas cavidades elementares. A borracha sintética é fabricada com diversos componentes químicos [32]. O simulador RANDO que foi utilizado nesse trabalho é baseado nas “Medidas do Homem Padrão”, que corresponde a um adulto típico com estatura de 175,0 cm e peso corporal de 73,5 Kg [3]. Uma foto do simulador pode ser vista na figura II.8.

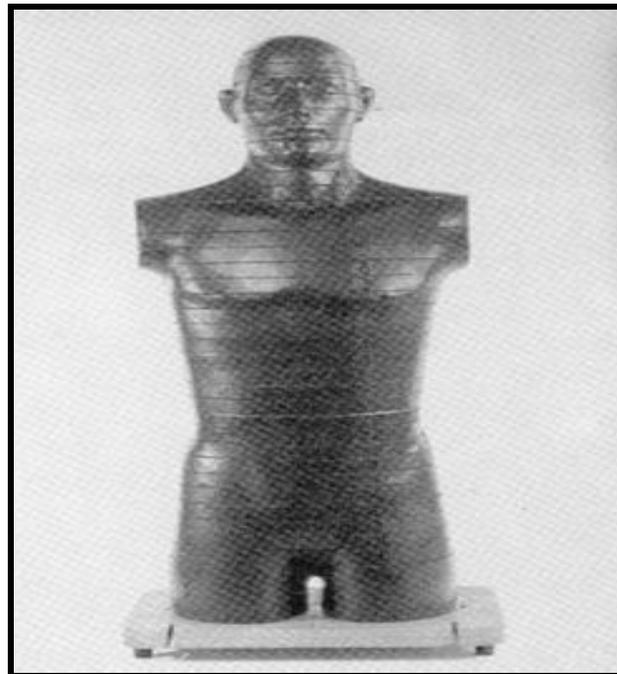


Figura II.8 - Simulador antropomórfico RANDO da Alderson.

II. 9 ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSE

Em geral, a principal consideração feita pelos modelos de cálculos de doses esteriotáxicas é que os espalhamentos de fótons secundários podem ser considerados de

significado limitado. Vários autores adotaram e investigaram essa hipótese [33-35] e os cálculos de dose tenderam a ser uma função de somente três parâmetros básicos do feixe: razão tecido máximo (TMR), fator de espalhamento total (St) e a razão fora do eixo (OAR), mencionados anteriormente.

O espalhamento dos fótons é considerado nessas medidas e não varia significativamente com a profundidade em um meio.

O algoritmo de dose *iPlan RT Dose 4.1.2* da *BrainLAB* se baseia também nessas suposições, mas com a adição do fator de correção de comprimento de trajetória, que permite considerar as heterogeneidades e as diferentes densidades de tecidos para realizar as correções necessárias [36].

II. 9.1 Histograma Dose-Volume (DVH)

A utilização dos histogramas dose-volume para análise do plano de tratamento foi introduzido há mais de duas décadas e hoje é uma ferramenta indispensável para se avaliar a dose depositada em tecidos saudáveis e decidir se o tratamento será realizado ou não. O plano de tratamento 3D consiste de informações da distribuição da dose, em uma matriz tridimensional de pontos, sobre a anatomia do paciente. Os DVHs resumem as informações contidas em uma matriz tridimensional de dose, e são ferramentas poderosas para uma avaliação quantitativa do plano de tratamento.

De uma forma simples, o DVH representa a distribuição de frequência dos valores de dose dentro de um volume definido, que poder ser o volume de tratamento planejado (PTV do inglês *Planning Target Volume*) ou um órgão específico nas vizinhanças do PTV [37].

O DVH pode ser expresso na forma diferencial ou integral. A primeira expressa a taxa e uniformidade da dose em um determinado volume do órgão, ou seja, informações sobre pontos quentes (altas doses) ou frios (baixas doses) no volume desejado. Já no seu formato integral, o histograma dose-volume nos fornece uma relação quantitativa entre a dose de tratamento e o volume, ou seja, a porcentagem de um órgão que recebe determinada porcentagem da dose de tratamento. Por fornecer informações quantitativas mais adequadas à rotina clínica, a forma integral é a mais utilizada [37].

II. 10 CONTROLE DA QUALIDADE

A qualidade do tratamento com radiação ionizante está relacionada à exatidão da dose depositada no tumor e, conseqüentemente, da dose que chega até os tecidos saudáveis.

Os tratamentos que utilizam radiação ionizante quando administrados com exatidão são pré-requisitos básicos para atingir um valor otimizado entre a probabilidade desejável de cura e o nível aceitável de possíveis complicações. Para isso, é essencial um programa efetivo de garantia da qualidade em um serviço de radioterapia [38]. Um bom programa de controle de qualidade é de grande importância em um centro de radioterapia, pois minimiza erros e, portanto, acidentes [22]. Com esse objetivo, foram criados protocolos de controle da qualidade. Nesses protocolos estão indicados os requisitos mínimos a serem alcançados num centro de radioterapia.

Há muitos passos ao longo do processo de tratamento que se relacionam com aspectos físicos, desde a calibração do feixe clínico até o cálculo do tempo de irradiação ou da unidade monitora, e que incluem incertezas de maior ou menor grau. Além disso, existem outras possíveis fontes de erros e incertezas diferentes daqueles dos aspectos

físicos, mas clínicos e radiobiológicos; sendo assim, é necessário se tomar todas as precauções em cada passo e minimizar seus erros e incertezas, a fim de se garantir que a exatidão final do tratamento seja aceitável [6].

CAPÍTULO III

III. MATERIAIS E MÉTODOS

As seções seguintes detalham as principais etapas, os equipamentos e os materiais que foram utilizados neste trabalho.

III. 1 ACELERADOR LINEAR

Para a realização da irradiação estereotáxica foi utilizado o acelerador linear *Novalis Robotics – Shaped Beam Surgery* (Figura III.1) do fabricante *BrainLab*, instalado no hospital Quinta D’or, Rio de Janeiro, RJ. De energia nominal 6 MV, este acelerador permite acoplar um conjunto estereotáxico fabricado pela própria *BrainLAB* que consiste de um suporte *frameless*, máscara de fixação, sistema de localização de coordenadas estereotáxicas, sistema de localização por reflexão infravermelho e colimadores de tratamento tipo micromultilâminas (mMLC).

O suporte *frameless* serve de suporte para a máscara, o sistema de localização de coordenadas estereotáxica e o sistema de localização por reflexão infravermelho; o que permite fixar a cabeça do paciente para irradiação, estabelecer um sistema de coordenadas que definirá o isocentro de tratamento e avaliar o posicionamento antes da irradiação. O suporte é fixado à mesa do acelerador através de um dispositivo encaixado nos trilhos laterais. O conjunto final assegura exatidão no posicionamento inferior a 0,05 cm.



Figura III.1 – Ilustração do acelerador Novalis Robotics da BrainLab. Fonte: Bernd Seils, 2009, <http://www.flickr.com/photos/bernd-seils>.

Caracterizada pela obtenção de um elevado gradiente de dose para além dos limites da lesão, a irradiação estereotáxica alcança essa queda abrupta de dose nos tecidos sadios circunvizinhos utilizando colimadores apropriados. Esses colimadores estereotáxicos mMLC possibilitam a conformação do volume-alvo. A estrutura geral desses dispositivos é constituída por um conjunto de lâminas de tungstênio [7], com espessuras que variam de 0,30 cm a 0,50 cm conforme ilustrado na figura III.2. A posição das lâminas é individualmente controlada por um computador, permitindo sua movimentação ao longo da direção perpendicular ao feixe [7].

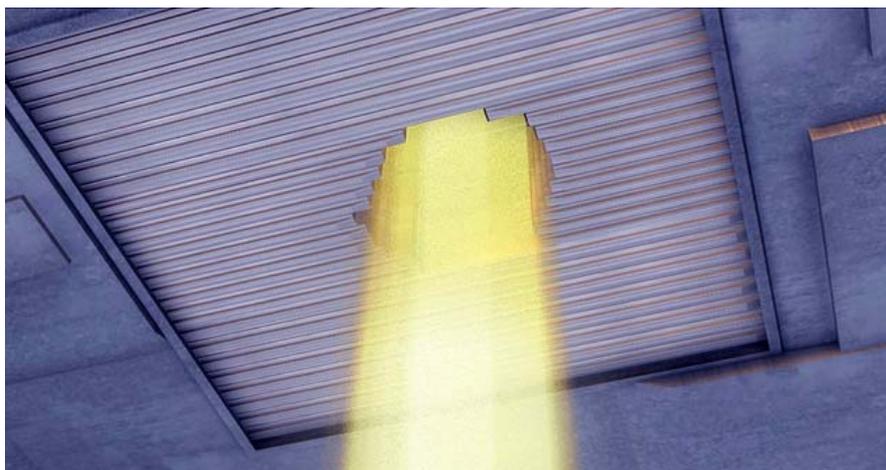


Figura III.2 – Ilustração do colimador micromultilâminas (mMLC). Fonte: Bernd Seils, 2009, <http://www.flickr.com/photos/bernd-seils>.

III. 2 PROCEDIMENTOS UTILIZADOS NOS TRATAMENTOS POR RADIOCIRURGIA

A radiocirurgia estereotáxica é um método bem estabelecido para tratamentos de lesões cerebrais usando alta taxa de radiação ionizante. Devido à presença de estruturas críticas próximas ao volume tratado, é necessário que a deposição da dose possua uma alta precisão espacial. Dentre as características que influenciam a qualidade em tratamentos por radiocirurgia, a precisão do isocentro do dispositivo de tratamento requer atenção especial. O isocentro é definido como o ponto de intersecção dos eixos de rotação do *gantry* com o eixo de rotação da mesa e o eixo central do feixe. A precisão do isocentro pode ser comprometida pela oscilação do eixo de rotação mecânico; inclinação do *gantry*; a mínima distância entre os eixos de rotação do *gantry* e mesa; pela instabilidade local do feixe; desalinhamento do colimador e conjunto estereotáxico [39].

III. 2.1 Teste de Winston-Lutz

Na radiocirurgia, como já mencionado anteriormente, além dos testes normais de aceitação da radioterapia convencional, a precisão mecânica e a estabilidade do isocentro, devido à rotação de todos os eixos (mesa e *gantry*) devem ser estabelecidas antes de qualquer procedimento.

De modo a garantir que durante a movimentação do *gantry* e da mesa do equipamento não aconteça uma mudança de posição do isocentro, faz-se necessário a verificação da exata localização do isocentro durante a movimentação do *gantry* e da mesa por meio do teste de Winston-Lutz. O procedimento consiste em irradiar uma ponteira que contém uma esfera radiopaca de diâmetro inferior ou igual a 0,1 cm posicionada na extremidade do dispositivo (Figura III.3) que é encaixado nos trilhos laterais da mesa. Nesse mesmo dispositivo será encaixado, posteriormente, o suporte *frameless* que suporta, juntamente com a máscara, a cabeça do simulador. Com o auxílio de um suporte de filme, irradiações são feitas para diferentes posições do *gantry* e mesa semanalmente. As imagens obtidas pelo filme são avaliadas e a esfera deve estar contida dentro do feixe em todas as posições.

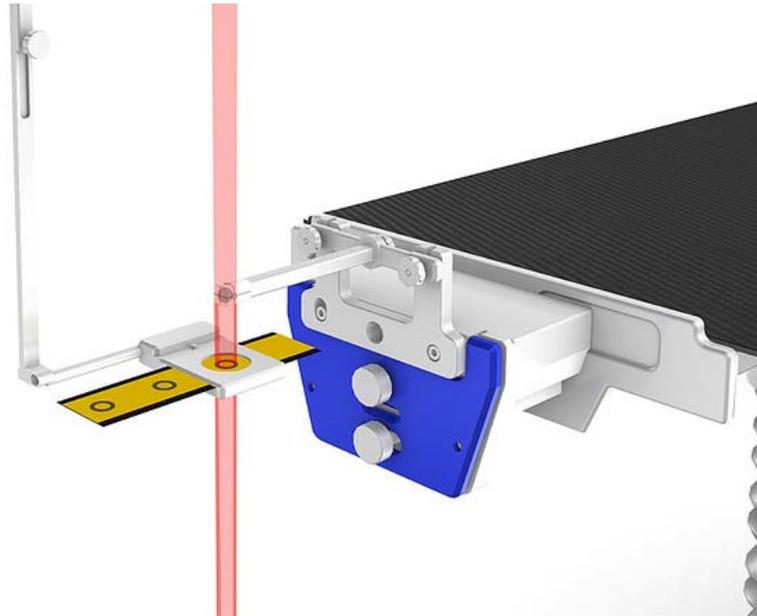


Figura III.3 – Ilustração da ponteira com a esfera radiopaca fixada à extremidade da mesa para a realização do teste de Winston-Lutz. Fonte: Bernd Seils, 2009, <http://www.flickr.com/photos/bernd-seils>.

III. 2.2 Máscara

Outra etapa para assegurar a precisão espacial nos tratamentos por radiocirurgia é a fixação da cabeça do paciente impedindo qualquer movimentação que possa comprometer o tratamento. Essa fixação se dá por meio de uma máscara termoplástica usando o suporte *frameless*, como mostrado na figura III.4.



Figura III.4 – Cabeça do simulador Alderson Rando fixada pela máscara termoplástica com o auxílio do suporte *frameless*.

A máscara foi confeccionada, utilizando-se o conjunto de máscara termoplástica, o suporte *frameless*, uma cuba aquecedora contendo água e a cabeça do simulador Alderson Rando.

Para moldar a máscara à cabeça do simulador, o material foi aquecido a cerca de 80 °C em uma cuba aquecedora (Figura III.5). Após o aquecimento, o material foi encaixado no suporte *frameless* para constituir a parte de baixo da máscara para posterior posicionamento da cabeça do simulador. Em seguida, realizou-se o apoio de testa e nariz; e, por fim, executou-se a última etapa, que consistia em recobrir e moldar a parte de cima da máscara (Figura III.4), ajustando-a à superfície do simulador.



Figure III.5 - Cuba aquecedora utilizada para confecção da máscara fixadora.

III. 3 SIMULADOR

Para a obtenção das distribuições de doses experimentais, foi utilizado o simulador RANDO da Alderson. Nesse simulador, uma das fatias foi substituída e, em seu lugar, foi posicionada outra fatia construída a partir de material tecido equivalente, mantendo-se as devidas dimensões. A nova fatia apresenta um compartimento, que, além de simular uma lesão, poderá ser removido possibilitando o posicionamento de detectores de radiação.

III. 3.1 Fatia confeccionada

Com o constante aumento do número de pacientes tratados com SRS nos últimos anos devido ao carácter conservador do tratamento e entre outros motivos, a SRS tem sido regularmente indicada no tratamento dos tumores malignos e benignos intracerebrais. Dentre os diferentes tipos de tumores tratados, a confecção da fatia teve como

objetivo simular um tumor típico do nervo auditivo, conhecido como *schwannomas* do nervo acústico, de modo a nos permitir avaliar a distribuição de dose em seu volume e em suas proximidades.

Localizado numa região de difícil acesso e próximo a regiões vitais, o que dificulta um procedimento cirúrgico, o tratamento por radiocirurgia é indicado. Além da simulação do tumor, foi também simulada uma região que representa o tronco cerebral, região essa que está próximo à lesão e deve ser poupada durante o tratamento.

A fatia substituta, empregada no simulador, foi confeccionada pela engenharia do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN). O material da fatia modificada é constituído de tecido equivalente, conhecido como água sólida (Figura III.6). Enfatiza-se que as especificações da mesma tiveram como referência a fatia retirada da região dos olhos do simulador Alderson Rando.

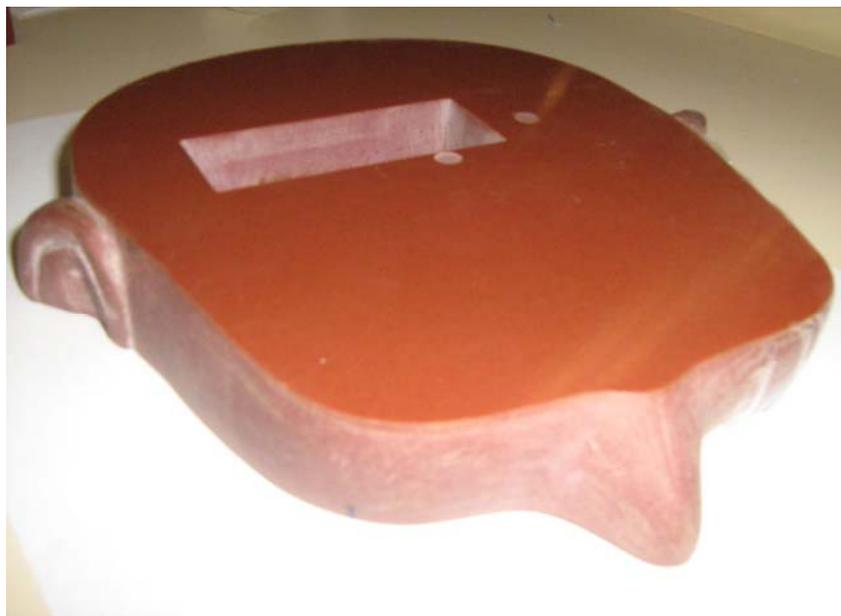


Figure III.6 - Fatia confeccionada para o uso no simulador constituída a base de material tecido equivalente.

O tumor e o tronco cerebral simulados, são ambos constituídos de acrílico ou polietileno, com duas possibilidades para se realizar o estudo (Figura III.7). Essa região que simula o tumor (lesão) e o tronco cerebral é removível e permitem o posicionamento dos detectores de radiação (Figura III.8).

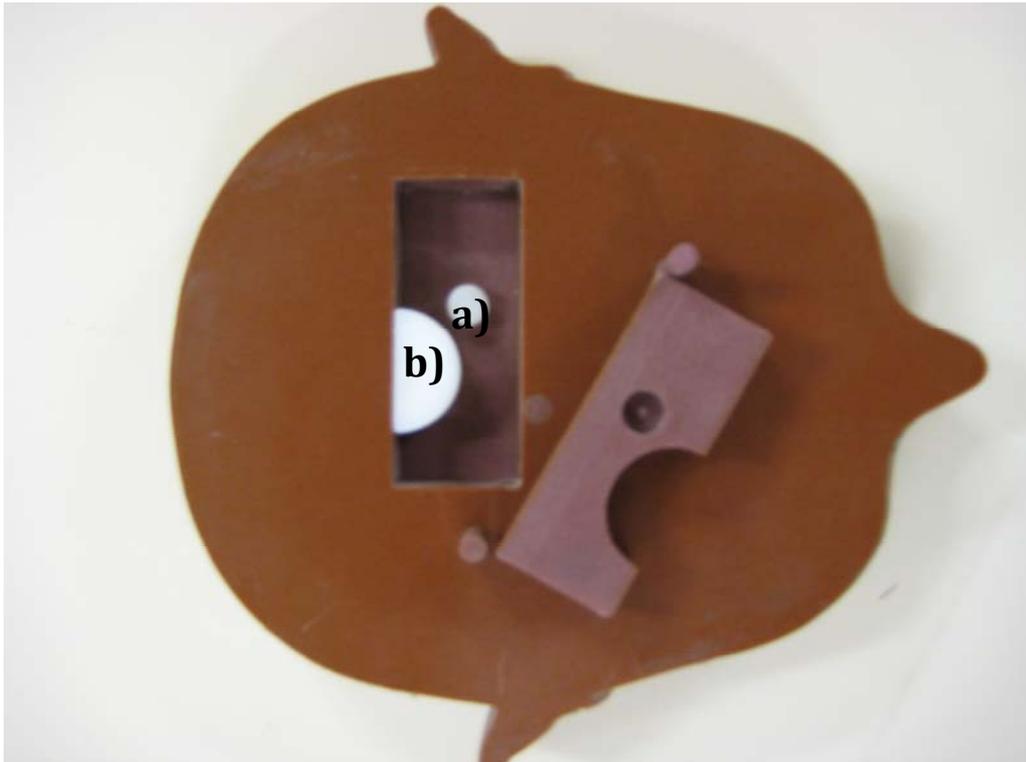


Figure III.7 - Fatia confeccionada com a perspectiva das estruturas simuladas. a) Tumor simulado constituído a base de polietileno. b) tronco simulado constituído a base de polietileno.



Figure III.8 - Fatia confeccionada sem as respectivas estruturas. Visão do espaço de acoplamento dos detectores de radiação.

III. 4 PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO

O sistema de planejamento de tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*) *iPlan RT Dose 4.1.2*, da *BrainLAB*, utilizado neste trabalho tem como funções básicas múltiplas modalidades de imagens estereotáxicas (tomografia computadorizada, ressonância magnética e angiografia); capacidade de reconstrução e visualização tridimensional das estruturas; isodoses e histogramas dose volume e algoritmo de cálculo tridimensional para método de arcos convergentes e feixes fixos.

Com o algoritmo de cálculo de dose alimentado com os parâmetros físicos do acelerador *Novalis Robotics*, o planejamento de tratamento foi simulado utilizando-se a imagem de CT obtida. Em um sistema de planejamento típico é necessário o uso de metodologias combinadas, como a fusão de imagens geradas pela ressonância

magnética e pela tomografia computadorizada. Este tipo de sistema assegura uma melhor visualização do objeto investigado e de suas estruturas de risco. Porém o presente trabalho baseou-se apenas na tomografia computadorizada, já que a região investigada foi pré-definida.

Selecionada a imagem utilizada para o planejamento, foi necessário realizar os contornos das regiões (lesão e tronco) tratadas e poupadas. Para cada corte tomográfico foram desenhadas as estruturas importantes da região a ser tratada, o que permitiu definir o volume alvo planejado (PTV), e as estruturas de risco a serem preservadas. E com o auxílio do sistema de localização de coordenadas estereotáxicas utilizado na obtenção da imagem tomográfica foi possível definir as coordenadas do isocentro de tratamento.

O planejamento foi realizado com base em um campo retangular de 2,2 x 2,8 cm² e dose prescrita de 4,0 Gy (J/kg) no PTV. Esta dose prescrita foi baseada nos limites de detecção do filme e próxima dos valores típicos de dose empregados em tratamento de radiocirurgia no Instituto Nacional de Câncer (INCa) e Hospital Quinta D'or.

III. 4.1 Parâmetros analisados no planejamento

Com o objetivo de administrar a dose prescrita no PTV e preservar os tecidos saudáveis adjacentes, durante o planejamento é necessário avaliar diferentes parâmetros a fim de se obter a melhor configuração aceitável para se realizar o tratamento [40]. Modificações do ângulo de incidência do feixe analisados em conjunto com as distribuições de isodoses e histograma dose volume nos permite avaliar o planejamento do tratamento.

A condição ideal seria irradiar aproximadamente 100 % do volume do PTV com a dose prescrita e evitar a irradiação dos tecidos saudáveis. Porém, devido à proximidade das estruturas torna-se difícil obter esta condição, sendo necessário chegar a um valor ideal para essas estruturas comparando os DVHs em cada configuração. O DVH permite avaliar diferentes parâmetros, conforme citados abaixo.

III. 4.1.1 Percentual de volume irradiado

O percentual de volume irradiado permite determinar a porcentagem do volume, seja da lesão ou do tronco cerebral, que está sendo irradiada, partindo-se sempre do princípio que a maior porcentagem do volume da lesão e a menor porcentagem do volume do tronco devem receber a dose prescrita, considerando os limites de dose e volume irradiados dos órgãos críticos de acordo com estudos realizados. A referência em maior uso hoje no mundo é de um grupo de trabalhos denominados QUANTEC [41; 42].

III. 4.1.2 Dose mínima no PTV

Analisado em conjunto com o Percentual de Volume Irradiado, esse parâmetro permite garantir que o valor da dose mínima que a lesão está recebendo esteja próximo da dose prescrita. Sendo indesejável uma dose muito baixa mesmo com 100 % de volume irradiado e aceitável quando a maior parte do volume irradiado recebe um valor de dose próximo ao valor prescrito.

III. 4.1.3 Dose máxima no PTV e no tronco

Considerando as diferentes radiosensibilidades das estruturas, esse é um parâmetro particular de cada estrutura que permite avaliar a dose máxima que tal região está recebendo. Para o PTV, o valor máximo não deve ultrapassar 20 % da dose prescrita e para o tronco 12,5 Gy [42].

III. 4.2 Tomografia do conjunto

O planejamento do tratamento através do *software iPlan RT Dose* baseou-se nas imagens tomográficas da cabeça do simulador Alderson Rando. A cabeça do simulador fixada à máscara, o sistema de localização de coordenadas estereotáxicas e o suporte *frameless* para sua sustentação conforme mostrado na figura III.9 foram tomografados em um tomógrafo *Philips* modelo *Bigbore Oncology* instalado no Hospital Quinta D'or do Rio de Janeiro, RJ.



Figura III.9 - Cabeça do simulador fixada à máscara e o sistema (caixa) de localização de coordenadas estereotáxicas submetidos a tomografia.

Cortes transversais de 0,1 cm de espessura e espaçamento (andamento da mesa) também de 0,1 cm foram realizados para a obtenção das imagens. A área de

reconstrução da imagem foi de $36 \times 36 \text{ cm}^2$, a fim de cobrir todo o volume do sistema de localização de coordenadas estereotáxica.

A imagem foi então transferida para o sistema de planejamento *iPlan RT Dose*, usando o protocolo DICOM, sem perdas de informações.

III. 4.3 Ajuste fino no posicionamento do fantoma no acelerador

Devido à exigência de uma alta precisão na deposição da dose em tratamentos por radiocirurgia, além de avaliar a precisão mecânica e a estabilidade do isocentro, torna-se necessário uma verificação minuciosa do posicionamento do fantoma antes de realizar o tratamento. Para auxiliar no posicionamento, o acelerador *Novalis Robotics* é equipado com dois raios-X, dois detectores e um emissor/receptor infravermelho conforme ilustrados na figura III.10.



Figura III.10 - Ilustração dos equipamentos que auxiliam no posicionamento do paciente. Raios-X e Emissor/Receptor infravermelho. Fonte: Bernd Seils, 2009, <http://www.flickr.com/photos/bernd-seils>.

A caixa estereotáxica utilizada para se obter a imagem tomográfica estabeleceu um sistema de coordenadas que definiu o isocentro de tratamento que foi utilizado no planejamento. De acordo com essa caixa foi realizada uma associação das coordenadas com o sistema de localização por reflexão infravermelho. Ao posicionar o fantoma na mesa do acelerador com o sistema de localização por reflexão (Figura III.11) foi realizado um cálculo do posicionamento, a partir da imagem de tomografia, e uma correção no posicionamento da mesa e do fantoma a partir do infravermelho.



Figura III.11 – Figura representativa do sistema de localização por reflexão infravermelho. Fonte: Bernd Seils, 2009, <http://www.flickr.com/photos/bernd-seils>.

Após essa correção, o posicionamento é confirmado realizando-se duas imagens com o auxílio dos Raios-X e seus detectores, que fornecem duas imagens possibilitando a comparação com as imagens tomográfica. O teste utilizando os Raios-X permitiu

comparar as imagens da tomografia e a acomodação do fantoma na hora do tratamento (Figura III.12).

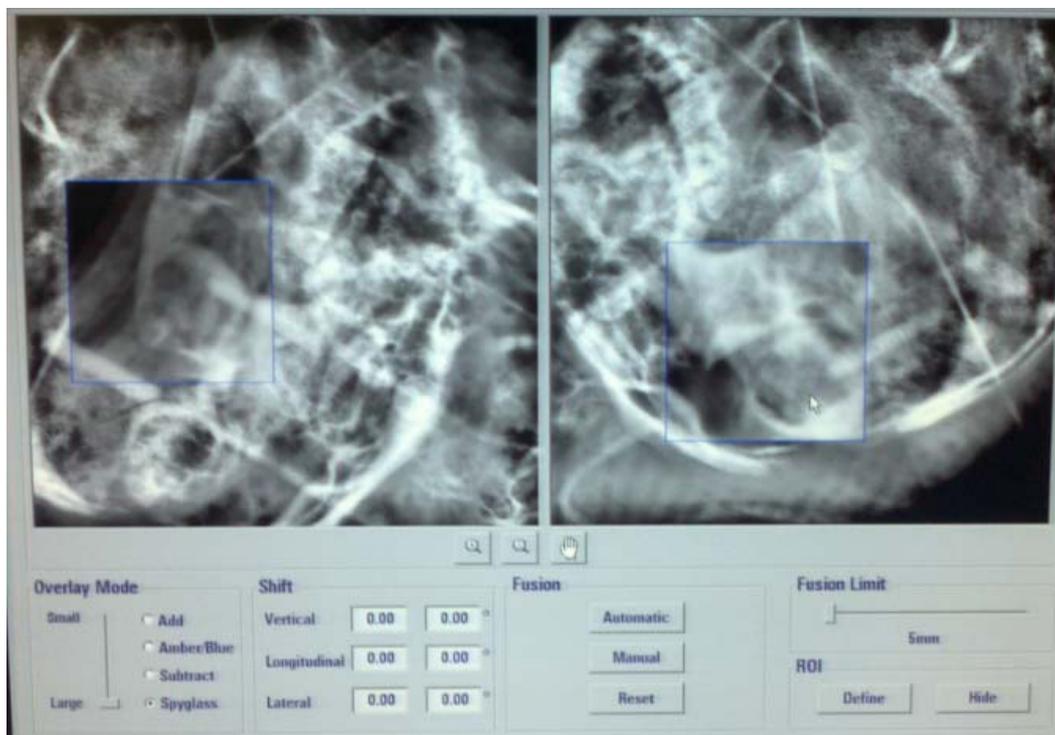


Figura III.12 - Representação das duas imagens obtidas com Raios-X para avaliar a correção do posicionamento.

A figura III.12 representa as duas imagens realizadas com os Raios-X para se avaliar a correção realizada pelo sistema. As duas imagens maiores representam as imagens tomográficas e as duas imagens contidas no quadrado menor representam as imagens dos Raios-X realizadas antes da irradiação. Com o cursor do mouse, pode-se mover a imagem do quadrado menor e avaliar se as duas imagens estão coincidentes. Pode-se observar que, após os ajustes, a comparação das imagens estão muito bem casadas, o que assegura uma precisão no posicionamento para se realizar o tratamento. Esses passos são repetidos sempre que muda-se o ângulo da mesa ou quando o sistema acusar qualquer perda na precisão.

III. 5 FILMES RADIOCRÔMICOS

Para a realização das medidas foram utilizados detectores de radiação do tipo filmes radiocrômicos da marca *Gafchromic*, modelo EBT 2, lote A11051003 produzidos pela *International Specialty Products*. Os filmes foram cortados em pedaços menores para seu uso, tomando-se sempre o cuidado de que a orientação e o lado do filme estivessem sempre os mesmos para todos os pedaços quando foram irradiados e digitalizados. Os filmes radiocrômicos foram cortados numa dimensão de aproximadamente $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e nos permitiu avaliar a distribuição de dose nas regiões de interesse.

Para a digitalização dos filmes radiocrômicos foram utilizados dois escâneres de mesa, um *Microtek ScanMaker* modelo 9800 XL e um Epson modelo *Perfection V750 PRO*, com o objetivo de comparar a eficiência em cada escâner. As varreduras foram feitas no modo de transmissão a 300 dpi e com 48 bits RGB (do inglês *Red*, *Green* e *Blue*) sem qualquer correção de cor.

A baixa dependência energética, alta resolução espacial, e densidade próxima a da água fazem do filme radiocrômico um candidato primário para aplicações em dosimetria que exigem alta resolução espacial e em condições de desequilíbrio eletrônico, como nas modalidades avançadas de radioterapia, tais como SRS e IMRT. Contudo, para caracterizar a distribuição de dose, deve-se tomar muito cuidado para reduzir e avaliar medidas de incertezas [43].

Várias fontes de incertezas devem ser consideradas para obter-se uma estimativa apurada da incerteza da dose, como a manufatura do filme, manipulação, irradiação, digitalização e caracterização. A dosimetria requer a caracterização da resposta do filme com a dose absorvida pelo filme. O processo de calibração consiste em adquirir um

conjunto de medidas únicas da densidade ótica com a dose absorvida correspondente e em obter uma função que relata a OD para uma dada dose chama curva sensitométrica ou curva de calibração [43]. A OD é obtida ao subtrair a média da OD de um filme não irradiado para um filme irradiado usando ROI's de tamanho constante e doses de campo uniforme, conforme definido no AAPM TG-55.

Existem diferentes fontes de incertezas que requer ações para reduzi-las. Sendo importante manter a umidade e temperatura constante durante a digitalização para minimizar a dependência; aquecer o escâner antes de usar; sempre manipular os filmes com luvas e limpar todas as superfícies de contato; usar um tamanho da ROI apropriado; ao obter-se a curva de calibração usar um número grande de pontos; entre outros [43].

Com isso, para a avaliação do filme radiocrômico foram estabelecidos alguns procedimentos para assegurar a reprodutibilidade das medidas.

III. 5.1 Cuidados pré e pós- digitalização dos filmes radiocrômicos

Ao se utilizar qualquer tipo de detector de radiação é necessário avaliá-los, de modo que se tenha confiança na leitura realizada. Com a finalidade de determinar as melhores condições de digitalização dos filmes e as incertezas associadas às medidas foi necessário avaliar a dependência da leitura do filme com o aquecimento do escâner e a dependência da leitura do filme com o seu posicionamento no escâner e durante a obtenção da região de interesse (ROI, do inglês *Regions of Interest*), permitindo construir uma curva de calibração com menor incerteza.

De acordo com Hugo Boucharda e Frédéric Lacroix et al [43], os filmes radiocrômicos são escolhidos em aplicações que requerem (como no caso do tratamento

por SRS) alta resolução, medidas 2D, ou incerteza mínima na influência do feixe. Assim, com os cuidados necessários em sua manipulação e na obtenção da curva de calibração, é também necessário atenção durante a digitalização e análises das imagens. Baseando nesses fatos é recomendado que durante a digitalização, a orientação dos filmes não tenha angulação maior que 5° (cinco graus). Para estabilizar a lâmpada e temperatura da região de digitalização, é recomendado digitalizar algumas vezes sem nenhum material antes de digitalizar os filmes. É necessário também posicionar os filmes de forma uniforme em torno da região central do escâner para minimizar a incerteza da correção de homogeneidade. E, durante a seleção do ROI, garantir uma distância entre ela e a borda do filme de pelo menos 0,3 cm, para assim minimizar os efeitos de borda nas imagens.

III. 5.2 Curva de Calibração

A curva de calibração dos filmes radiocrômicos permite relacionar a densidade ótica (OD, do inglês *Optical Density*) do filme com o valor da dose absorvida pelo mesmo.

A fim de obter a curva de calibração, foram usados 13 pedaços de filme EBT 2 *Gafchromic* de 3 x 3 cm² irradiados, em um simulador de plástico, utilizando-se o feixe de 6 MV gerado pelo acelerador *Novalis Robotics*. O campo de irradiação foi 10 x 10 cm² e as Unidade Monitoras (MU, do inglês *Monitor Units*) selecionadas entre 0 e 705, usando uma razão de 85,08 cGy/100MU de acordo com a tabela III.1. O simulador plástico, de densidade 1,045 g/cm³ [44] fabricado pela *Iba Dosimetry*, foi posicionado em SSD de 100 cm com cada pedaço de filme colocado no centro do campo de irradiação a 5 cm sobre placas de 30 x 30 cm² (Figura III.13).

Tabela III.1 – Tabela com as MU's aplicadas a cada filme para construir a curva de calibração.

Identificação dos Filmes	MU
1	0
2	59
3	118
4	177
5	235
6	294
7	353
8	412
9	447
10	470
11	494
12	588
13	705

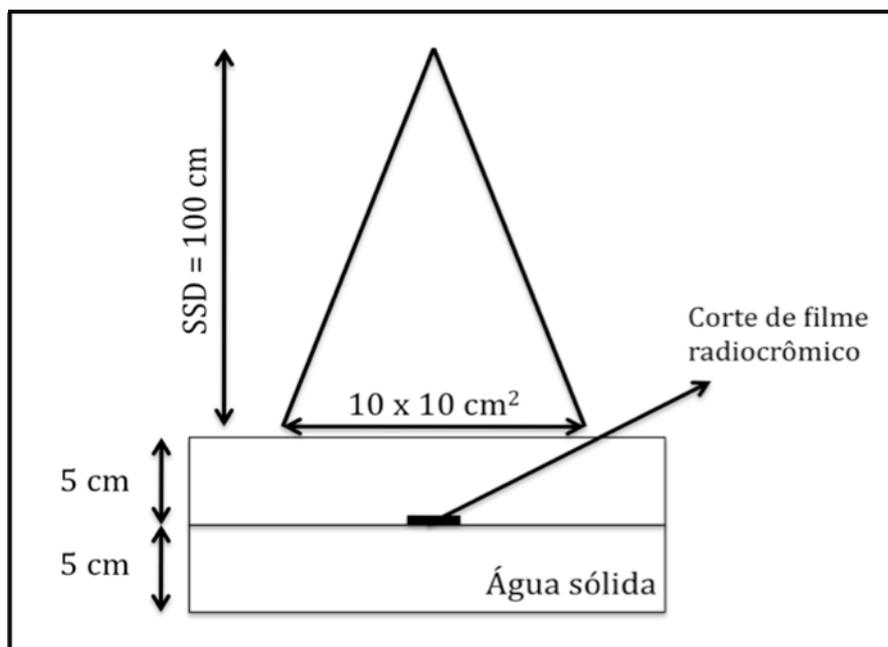


Figura III.13 - Configuração para calibração dos filmes radiocrômicos.

III. 5.3 Posicionamento dos filmes radiocrômicos para irradiação

O posicionamento dos filmes radiocrômicos na fatia confeccionada foi feita de maneira bem cuidadosa, de modo que os filmes no espaço de acoplamento fossem facilmente identificados a partir de uma das extremidades do espaço. Cada pedaço de filme utilizado foi numerado e posicionado em um local milimetricamente medido, utilizando um paquímetro eletrônico, tendo como referencia inicial o centro do PTV, como ilustrado na figura III.14, intercalados por placas de acrílico de 0,1 cm.

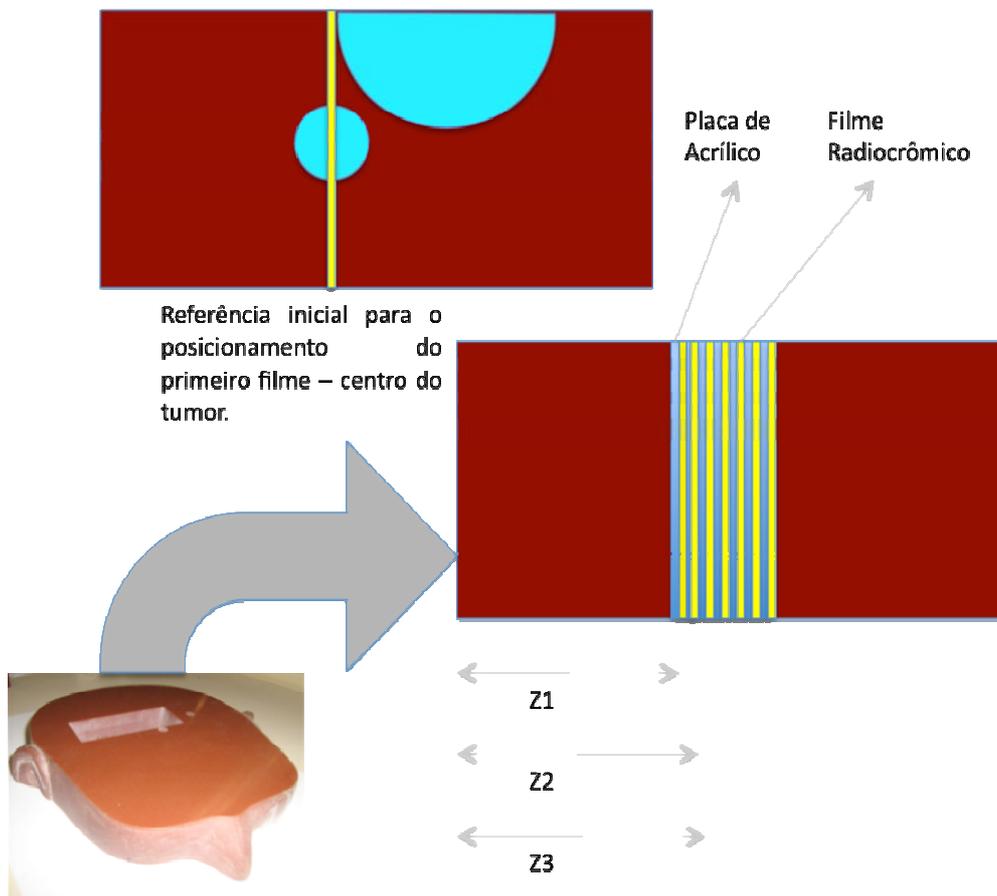


Figura III.14 – Ilustração do posicionamento dos filmes no espaço de acoplamento criado na fatia.

III. 5.4 Análise dos filmes radiocrômicos

Para a análise dos filmes foram utilizados o software *ImageJ* [45] e um código computacional para análise de imagens de filmes radiocrômicos e construção de Histograma Dose Volume (DVH).

Desenvolvido por Wayne Rasband, pesquisador da Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA, o ImageJ é um software em Java de processamento de imagem de domínio público baseado em NIH *Image*, que pode ser usado em diferentes sistemas operacionais, como Macintosh, Linux e Windows.

O ImageJ permite exibir, editar, analisar e processar imagens de diferentes formatos, incluindo TIFF, GIF, JPEG, BMP e DICOM. É um programa multitarefa, de modo que operações demoradas como leituras de arquivos de imagem podem ser realizadas em paralelo com outras operações.

O software realiza processamento de funções padrões de tratamento de imagem, tais como manipulação de contraste, nitidez, suavização, detecção de bordas e aplicação de filtros. Além de possibilitar transformações geométricas como mudanças de escala, rotação e translação. As imagens podem ser ampliadas e todas as funções de análises e tratamentos estão disponíveis em qualquer fator de ampliação. Permite ainda, de forma simples, calcular área e valor de pixel a partir de seleções definidas pelo usuário, medir distâncias e ângulos, criar histogramas de densidade e construir gráficos.

Além de todas essas ferramentas, que são de grande utilidade, está disponível uma calibração espacial de modo a permitir medidas de dimensões reais em unidades como o milímetro. O que nos permitiu assegurar a exatidão nas dimensões da imagem do filme e a localização da região a ser analisada [45].

O software *ImageJ* permitiu recortar todos os pedaços dos filmes com uma excelente precisão. A partir do código base [43] foi possível transformar os bits das imagens em OD, construir a curva de calibração e a calibrar cada imagem do filme seguindo as recomendações descritas na seção III. 5.1. Os três canais das imagens RGB foram separados, e apenas o sinal vermelho foi mantido para análise, devido a sua maior absorção na faixa de 630 a 640 nm [46].

Um código computacional foi utilizado para analisar as imagens de filmes radiocrômico e construir o Histograma Dose Volume (DVH). O código foi desenvolvido em plataforma *MatLab* por Victor Gabriel Leandro Alves, tendo por base o código desenvolvido por Hugo Boucharda *et al* em 2009 [43], permitindo analisar as imagens digitalizadas e seus posicionamentos individualmente.

A complementação do código base, dando origem ao código computacional, permitiu então construir o DVH experimental, baseado na determinação da ROI em cada corte do filme.

A ROI de cada corte, representada pela região que os filmes preenchem o volume exato da localização do PTV, foi determinada pela hipotética reconstrução da intercepção de um plano com um cilindro, conhecendo as condições de contornos. A área de intercepção do plano do filme com o cilindro representa o tamanho exato da ROI naquele corte e foram obtidas através de uma metodologia simples. Se imaginarmos um cilindro interceptado por um plano (no nosso caso o filme radiocrômico), o resultado dessa intercepção é um retângulo com as alturas definida pelas bases do cilindro e de largura variável, dependente da localização de cada filme ao longo do plano que o comporta e definida como a ROI.

Observando a figura III.15 pode-se notar que o comprimento no eixo x da ROI, resultante da interseção do cilindro com o plano do filme, depende da posição do plano no eixo z . O comprimento desta ROI no eixo y não varia, sendo igual à altura do cilindro.

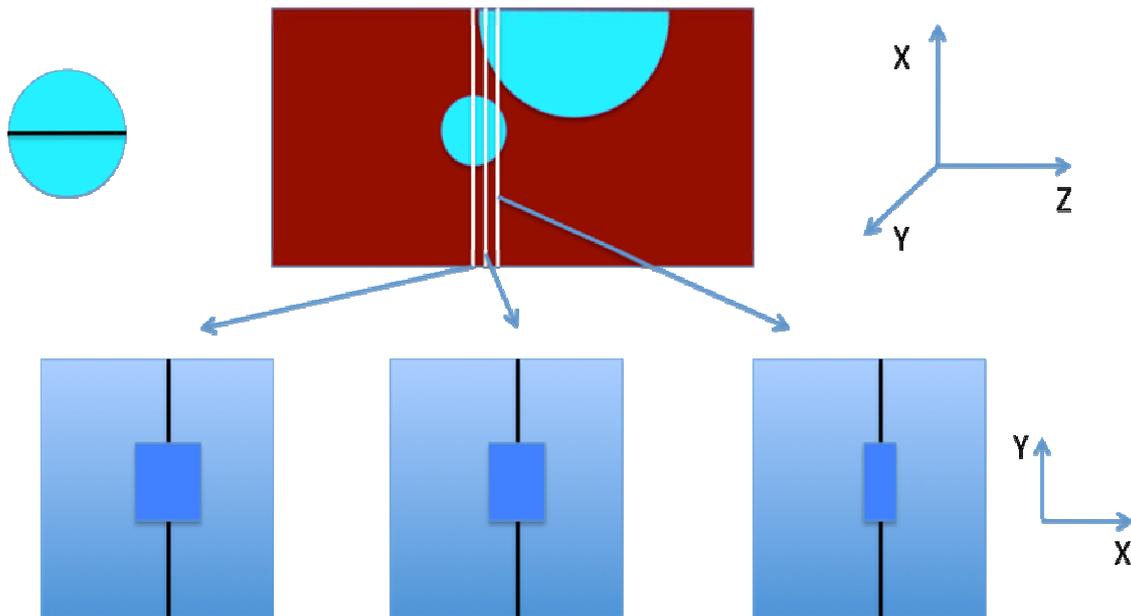


Figura III.15 - Ilustração da distribuição de dose criada no filme radiocrômico devido a irradiação, caracterizada pela interseção do plano do filme com o cilindro.

O cálculo da largura da ROI gerado a partir da interseção do plano com o cilindro foi obtido a partir do centro da área da base do cilindro. O primeiro filme foi posicionado baseando no eixo central do cilindro e os filmes seguintes foram posicionados intercalados por placas de acrílico. Conhecendo a posição no eixo z (variável k) de cada filme pode-se determinar o comprimento C da ROI no eixo x com base na figura III.16 e a partir da equação III.2, que representa a largura da ROI para cada interseção do plano do filme com o cilindro.

$$C = 2\sqrt{R^2 - k^2}$$

equação III.2

onde R é o raio do cilindro, k o posicionamento no eixo z de cada filme e C é a largura da ROI no eixo x .

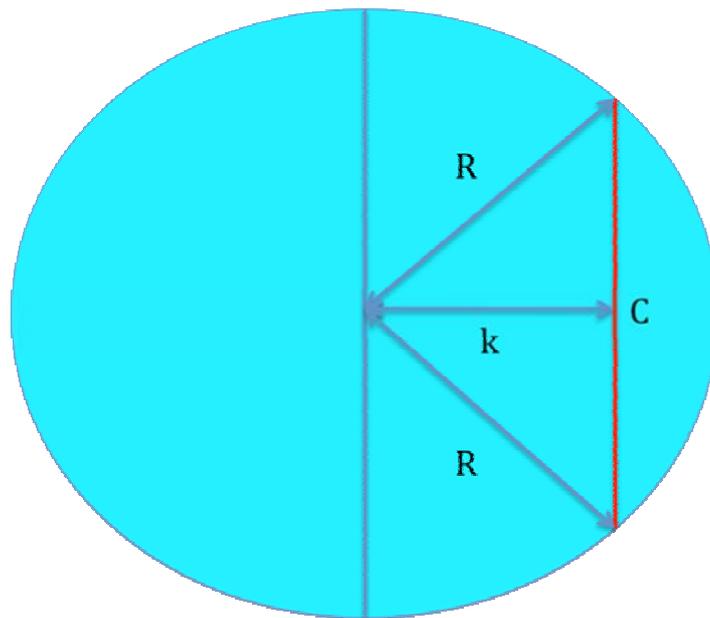


Figura III.16 - Ilustração para o cálculo do comprimento da ROI no eixo x gerado a partir da interceptação do plano com o cilindro.

III. 6 EXECUÇÃO DO TRATAMENTO

Após a execução de todas as etapas descritas anteriormente, a região do simulador antropomórfico, onde está contida a lesão a ser tratada foi retirada, dando lugar aos filmes radiocrômicos, uma vez que se está interessado em comparar a distribuição de dose entregue ao tumor com aquela gerada pelo sistema de planejamento. O simulador modificado foi posicionado no acelerador linear *Novalis*

Robotics de acordo com os procedimentos adotados em radiocirurgia e a irradiação realizada conforme planejada pelo software.

CAPÍTULO IV

IV. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo foi esquematizado de forma a mostrar os resultados obtidos em todas as etapas do trabalho separadamente.

IV. 1 PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO

Após o simulador ser tomografado, o sistema de planejamento *iPlan RT Dose 4.1.2* desenvolvido pela *BrainLAB*, foi alimentado com as imagens tomográficas, permitindo assim mapear as regiões de interesse. A partir destas imagens, o PTV e o tronco cerebral foram desenhados (Figura IV.1) e o planejamento foi feito de forma a se obter uma configuração ideal das angulações de mesa e *gantry* de modo a proporcionar uma maior porcentagem da deposição da dose prescrita no PTV, e uma menor porcentagem na região crítica.

A avaliação estatística da deposição da dose prescrita foi obtida a partir da avaliação DVH fornecido pelo TPS (Figura IV.2), permitindo avaliar a dose máxima e o percentual de volume irradiado do PTV, fornecendo subsídios para a escolha do planejamento adequado.

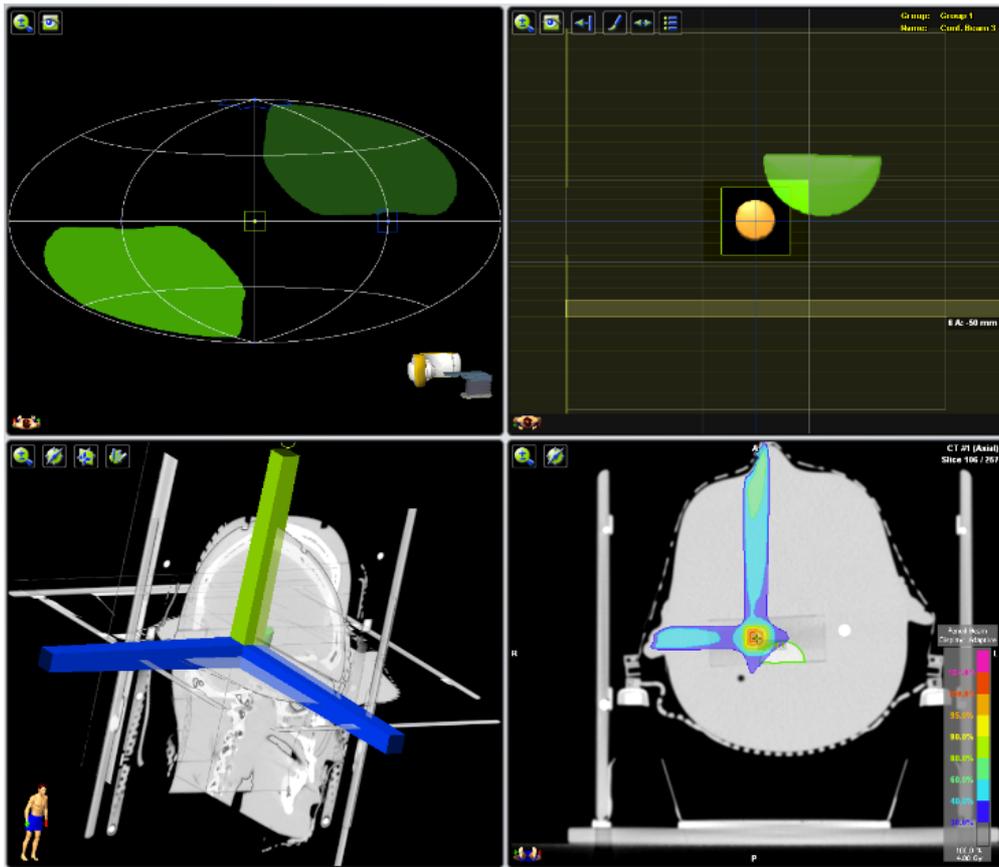


Figura IV.1 – Na parte superior direita são mostrados as estruturas (PTV na cor laranja e o tronco cerebral na cor verde) desenhados no TPS. Na parte inferior esquerda são ilustrados os três campos planejados para a entrega da dose. E na parte inferior direito a imagem axial, ilustrando a distribuição de dose no PTV.

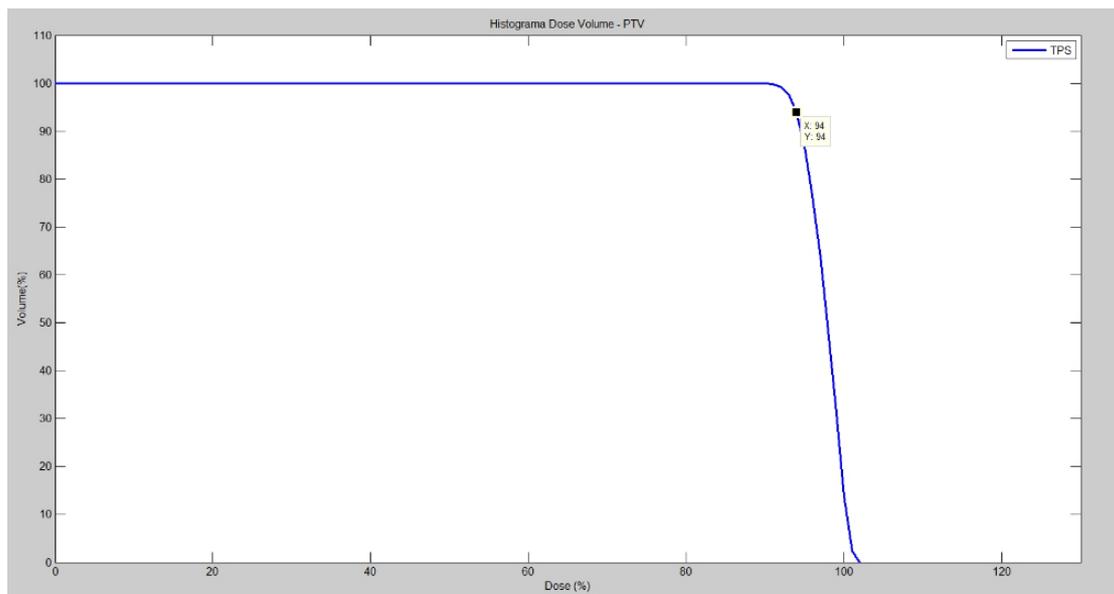


Figura IV.2 – Histograma Dose Volume (DVH) obtido pelo Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS).

Sabendo que foi prescrita uma dose de 4,0 Gy, a partir de um conjunto de três feixes perpendiculares usando uma energia de 6 MV, o DVH do TPS mostra que em 94 % do volume do PTV recebeu 94 % da dose prescrita e uma dose máxima a 1% do volume total de 4,04 Gy.

Decidido pelo planejamento a ser utilizado, as configurações determinadas pelo TPS foram transferidas para o acelerador *Novalis Robotics* para que então fosse realizado o tratamento de acordo com a Tabela IV.1. Com uma SSD = 1000 mm e profundidade equivalente de 100 mm, o acelerador foi calibrado na razão 65,7 cGy/ 100 MU.

Tabela IV.1 - Tabela com as configurações do acelerador determinado pelo TPS.

Feixe	Ângulo da Mesa (°)	Ângulo do Gantry (°)	Profundidade Equivalente (mm)	SSD (mm)	Dose no Isocentro (Gy)	Peso do Feixe (%)	MU
Feixe 1	0	0	123,3	877,0	1,33	33,3	227
Feixe 2	0	270	69,9	930,4	1,34	33,3	175
Feixe 3	270	270	108,7	897,1	1,33	33,3	212

Na próxima etapa as regiões que simulam o PTV e o tronco foram retiradas e os filmes radiocrômicos foram posicionados para serem irradiados de acordo com o que foi planejado no referido software.

IV. 2 FILME RADIOCRÔMICO

IV. 2.1 Posicionamento dos filmes

Os filmes *Gafchromic* EBT 2 foram posicionados na fatia de água sólida de acordo com o que foi descrito na seção III. 5.3, descritos na tabela abaixo. Para cada filme foram realizadas três medidas e obtida uma média do seu posicionamento.

Tabela IV.2 – Tabela ilustrando o posicionamento de cada filme utilizado na região de interesse.

Identificação do Filme	(Z1 ± 0,01) mm	(Z2 ± 0,01) mm	(Z3 ± 0,01) mm	(\bar{Z} ± 0,01) mm
1	19,83	19,90	19,83	19,85
2	21,43	21,64	21,36	21,48
3	22,70	22,89	22,70	22,76
4	24,19	24,23	24,25	24,22
5	25,45	25,62	25,55	25,54
6	26,81	27,22	27,18	27,07
7	28,04	28,62	28,31	28,32
8	29,56	29,69	29,56	29,60
9	31,06	31,13	30,95	31,05
10	32,53	32,66	32,61	32,60
11	34,04	34,14	34,05	34,08
12	35,42	35,67	35,60	35,56
13	37,02	36,97	36,96	36,98
14	38,42	38,45	38,39	38,42
15	39,94	39,83	39,90	39,89
16	41,53	41,43	41,23	41,40
17	42,87	42,84	42,82	42,84
18	47,70	47,57	47,56	47,61

De acordo com as medidas obtidas da peça confeccionada (simulação do tumor e tronco cerebral) e partindo-se do mesmo ponto de referência para determinar o posicionamento do filmes, o centro do PTV foi determinado e estava localizado a 30,19 mm. Sendo seu diâmetro conhecido (10 mm), a partir da tabela IV.2 identificamos que os filmes que interceptam essa região foram os de números 5 ao 11. Conhecida a localização exata de cada filme foi possível determinar a dimensão de cada ROI de acordo com o que foi relatado na seção III. 5.4 e com a fórmula III.2 (Tabela IV.3).

Tabela IV.3 – Tabela ilustrando o comprimento da ROI (C) de cada filme posicionado na região do PTV.

Filme	$K = \bar{Z} - \bar{Z}_{Teórico} $ (mm)	$K^2 = \bar{Z} - \bar{Z}_{Teórico} ^2$ (mm)	C (mm)	C (pixel)
5	4,65	21,62	3,68	44
6	3,12	9,73	7,81	93
7	1,87	3,48	9,28	110
8	0,59	0,34	9,93	118
9	0,86	0,73	9,85	117
10	2,41	5,81	8,76	104
11	3,89	15,11	6,29	75

IV. 2.2 Curva de calibração

De acordo com o que foi descrito nas seções III. 5.1, III. 5.2 e III. 5.4 obtivemos a curva de calibração do nosso sistema (figura IV.3).

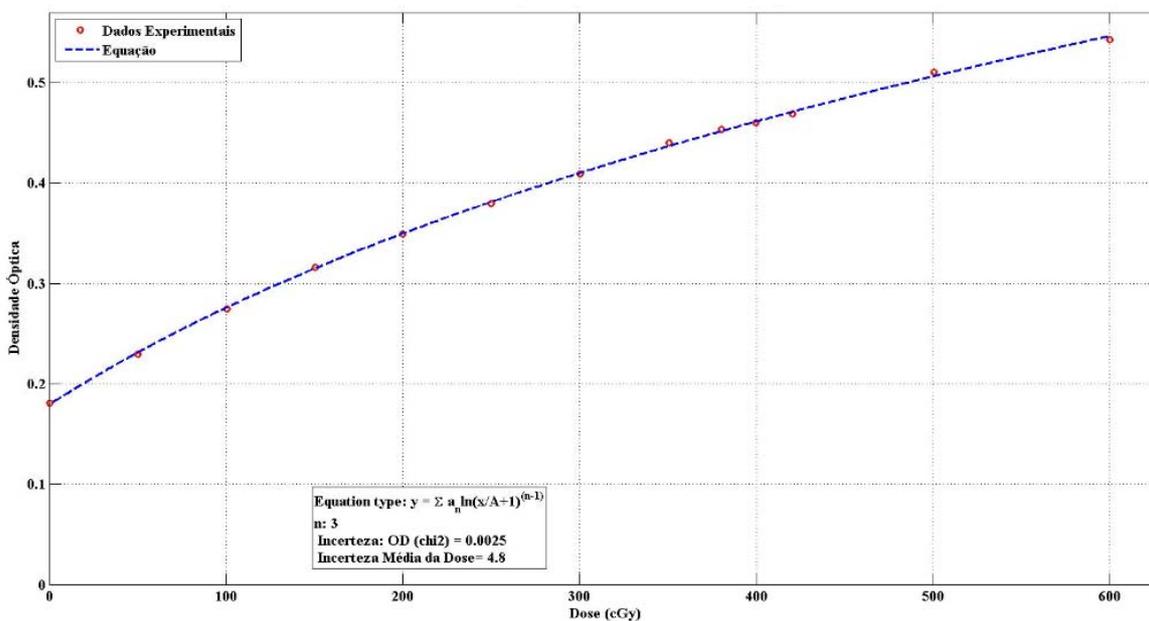


Figura IV.3 – Gráfico ilustrando a curva de calibração, obtido para filme *Gafchromic EBT 2*, digitalizado em um escâner Epson modelo *Perfection V750 PRO*.

Analisando a figura IV.3, o gráfico mostra a densidade ótica pela dose absorvida em cGy pelos filmes, onde os dados experimentais estão representados pelos pontos em vermelho e curva obtida representada pelo linha tracejada em azul, foi possível obter uma equação que representa os dados experimentais com uma incerteza de 4,8 cGy na dose absorvida.

IV. 3 Comparação dos DVH experimental e do TPS do PTV

A partir da curva de calibração e da determinação das dimensões das ROIs de cada filme, foi determinado o DVH experimental do PTV. A figura IV.4 mostra a comparação desse DVH experimental com o do sistema de planejamento (TPS).

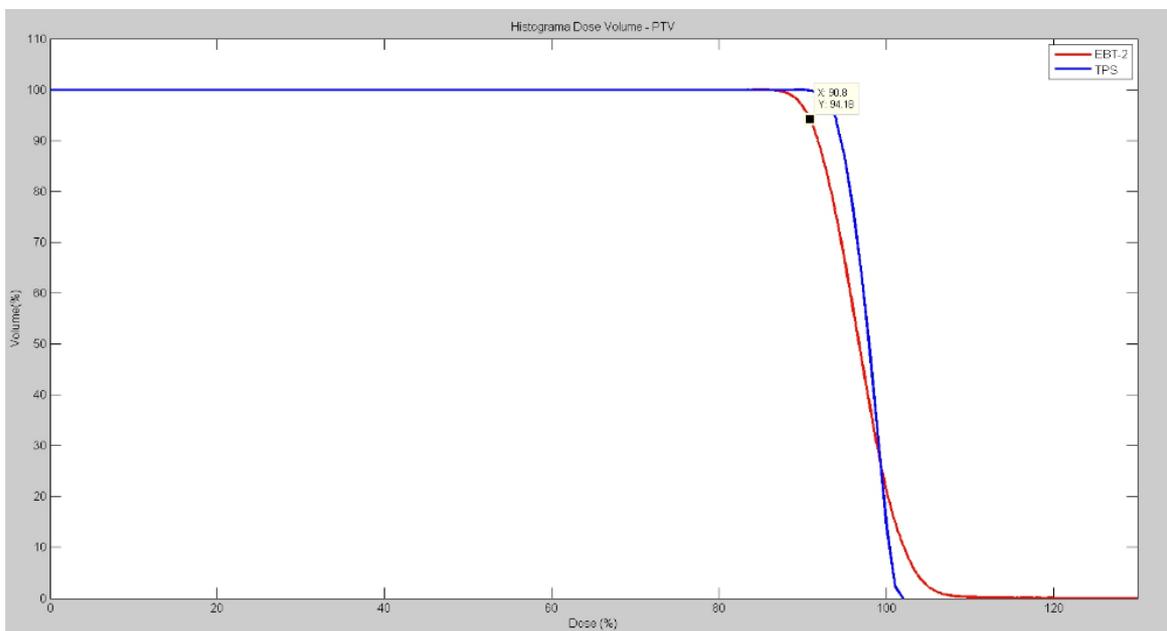


Figura IV.4 - DVH experimental obtidos com filme *Gafchromic* EBT 2, digitalizados com escâner Epson modelo *Perfection* V750 PRO, comparado com o DVH do sistema de planejamento (TPS) do PTV.

Observando o DVH experimental, podemos afirmar que 94 % do volume irradiado recebeu 90,8 % da dose prescrita e uma dose máxima de 4,24 Gy em 1 % do volume total. Quando comparado com o DVH do TPS, o resultado experimental mostra que recebeu apenas 3,4 % a menos que este, mostrando uma concordância aceitável e de acordo com o planejamento.

Isso evidencia que o método desenvolvido para transformar matrizes de doses 2D em uma matriz tridimensional de dose, que nos permitiu obter o histograma dose volume experimental foi satisfatório, validando-o.

IV. 4 A influência na escolha do escâner para medidas de dose com filmes radiocrômicos

Durante o desenvolvimento da metodologia utilizada neste trabalho nos deparamos com dois modelos de escâneres usados para digitalizar os filmes. Com esta disponibilidade, foi feito um breve estudo para se avaliar a influência dos mesmos nas medidas.

Além dos dados já discutidos anteriormente, obtidos a partir de um escâner Epson, modelo *Perfection V750 PRO*, o mesmo estudo foi realizado com o escâner *Microtek ScanMaker*, modelo 9800 XL, utilizando os mesmos filmes irradiados, com a mesma metodologia, foram obtidas uma nova curva de calibração e o DVH experimental.

Numa breve comparação de duas imagens do mesmo pedaço de filme, obtidas com os dois escâneres, fica evidente a diferença na tonalidade das cores (Figura IV.5).

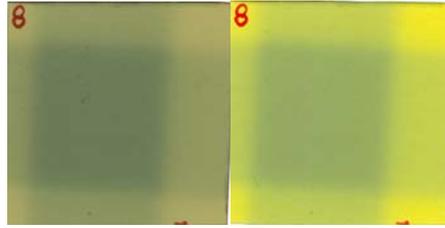


Figura IV.5 - Ilustração da diferença da tonalidade das cores de filmes quando digitalizados em modelos diferentes de escâneres. A figura da esquerda representa a imagem obtida pelo escâner Epson e a da direita pelo Microtek.

Essa influência fica mais explícita quando obtemos a curva de calibração, mostrada na figura IV.6, onde os dados experimentais estão representados pelos pontos em vermelho e curva obtida representada pelo linha tracejada em azul. A equação obtida representando os dados experimentais possui uma incerteza de 10,1 cGy na dose.

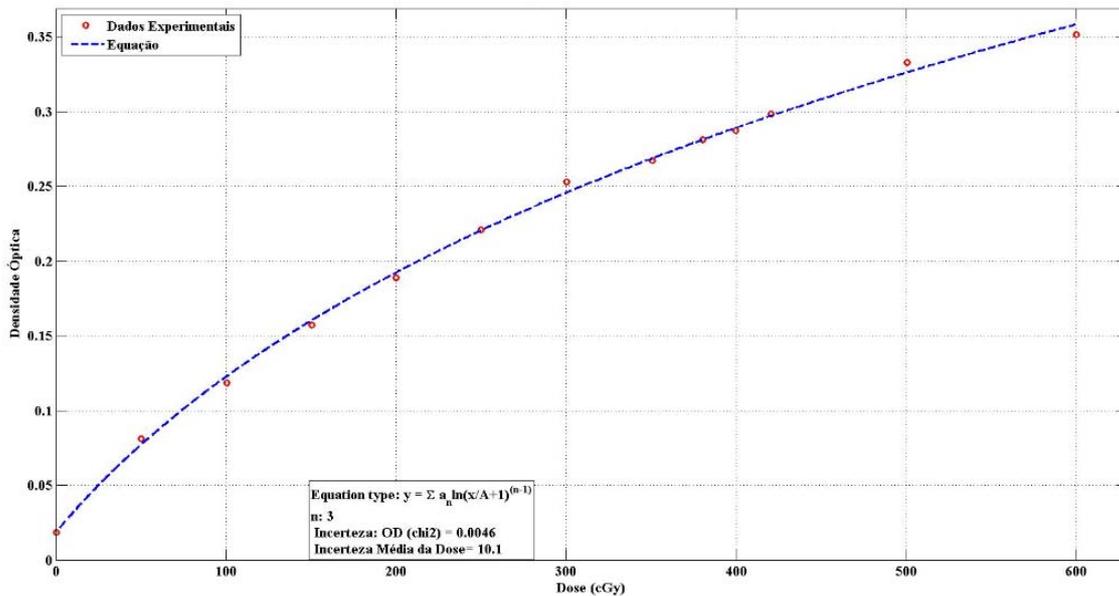


Figura IV.6 - Gráfico ilustrando a curva de calibração, obtido para filme *Gafchromic EBT 2*, digitalizado em um escâner *Microtek ScanMaker*, modelo 9800 XL.

E quando comparamos o DVH experimental obtido pelo escâner Microtek com o DVH do TPS, confirma-se a influência do escâner nas medidas, como mostrado na figura IV.7.

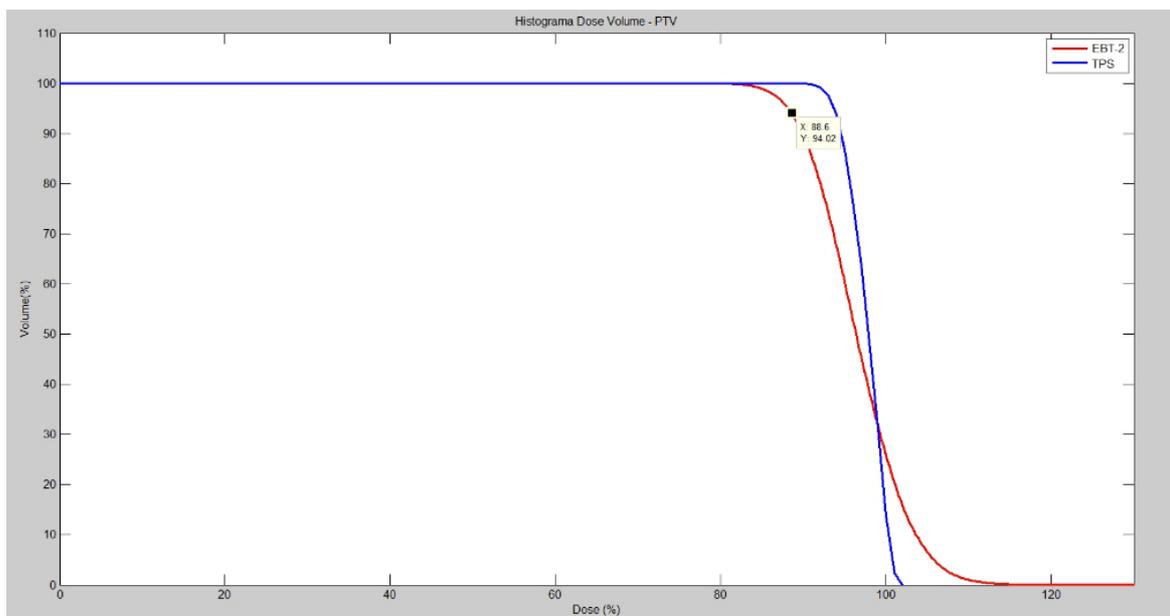


Figura IV.7 - DVH experimental obtidos com filme *Gafchromic* EBT 2, digitalizados com escâner *Microtek ScanMaker*, modelo 9800 XL, comparado com o DVH do sistema de planejamento (TPS) do PTV.

O DVH experimental obtido a partir de imagens do escâner Microtek mostra que 94 % do volume total irradiado recebe apenas 88,6 % da dose prescrita e uma dose máxima de 4,40 Gy em 1 % do volume total. Quando comparado com o DVH do TPS, o DVH experimental mostra que recebeu 5,7 % a menos, subestimando a dose depositada no PTV. Estes resultados mostram que a escolha do escâner para ser utilizado em radiocirurgia deve ser bem criteriosa. Este fato já pode ser constatado na obtenção da incerteza da curva de calibração que é bem maior que a mesma obtida para um escâner adequado.

CAPÍTULO V

IV. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a distribuição de dose de um tratamento por radiocirurgia, desde o seu planejamento até a administração da dose ao volume alvo, de uma lesão do nervo auditivo. Tendo por base a cabeça do simulador antropomórfico Alderson Rando, o sistema foi desenvolvido e o tratamento por radiocirurgia aplicado.

Sabendo que o detector escolhido, filme radiocrômico, fornece mapas de dose bidimensional (2D), um dos desafios do trabalho foi desenvolver uma metodologia que permitisse reconstruir uma matriz de dose tridimensional (3D) a partir de mapas de dose bidimensionais a fim de se obter o Histograma Dose Volume (DVH). Ao contrario do que *Moutsatsos et al.* [9] afirmaram, que apenas a dosimetria com gel poderia oferecer a verificação da dose em 3D, o método desenvolvido neste trabalho mostrou-se como uma alternativa excelente para o controle de qualidade em Radiocirurgia.

A partir do método proposto foi possível obter a matriz tridimensional de dose e, a partir desta, o Histograma Dose Volume e compará-lo ao obtido pelo Sistema de Planejamento de Tratamento, possibilitando a avaliação da distribuição de dose em tratamentos por radiocirurgia.

O código computacional desenvolvido por Victor Gabriel Leandro Alves para análise de imagens de filmes radiocrômico e construção de Histograma Dose Volume mostrou-se extremamente confiável e capaz de reduzir as incertezas na avaliação do DVH e na obtenção da curva de calibração dos filmes radiocrômicos.

Através das medidas realizadas com filmes radiocrômicos, utilizando-se o escâner Epson, foi possível observar que o resultado experimental do DVH foi cerca de

3 % inferior ao obtido pelo TPS, mostrando excelente concordância entre os dados experimentais e o planejado pelo TPS.

O trabalho mostrou ainda que a influência na escolha do escâner é determinante para se obter resultados confiáveis em medidas de dose utilizando filmes *Gafchromic EBT 2*, e o escâner *Epson*, modelo *Perfection V750 PRO* mostrou-se mais confiável quando comparado ao escâner *Microtek ScanMaker*, modelo 9800 XL. A curva de calibração obtida a partir dos filmes digitalizados pelo escâner *Microtek* apresentou uma incerteza na dose de 10,1 cGy enquanto que a curva de calibração obtida a partir do escâner *Epson*, apresentou uma incerteza na dose de 4,8 cGy.

Este trabalho atingiu o seu objetivo ao propor um sistema de verificação do tratamento e controle da qualidade específico para Radiocirurgia, inexistente no Brasil.

TRABALHOS FUTUROS

Como continuação do presente estudo, a metodologia proposta poderia ser testada para tratamentos de Radioterapia de Intensidade Modulada que requerem grande exatidão na entrega da dose de radiação, da mesma forma que a Radiocirurgia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ANÔNIMO, *World Health Organization*, 2012. Disponível em: <http://www.who.int/topics/cancer/en/>. Acessado em: 29 fev. 2012, 21:15:00.
- [2] ANÔNIMO, *World Health Organization*, 2012. Disponível em: http://www.who.int/mediacentre/events/annual/world_cancer_day/es/. Acesso em: 29 fev. 2012, 22:30:00.
- [3] ICRU, *International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays*. ICRU Report No. 23, Bethesda, MD, 1973.
- [4] CARDOSO, M. A. C., *Dosimetria Relativa com Filme Radiocrômico em Tratamento de Radiocirurgia, Monografia de Final de Curso, Instituto de Física da UFRJ*, 2009.
- [5] MASCARANHAS, F. et al. *A Radiocirurgia Esterereotóxica em Tumores Benignos e Malignos do Sistema Nervoso Central*. Acta Med Port; 18: 45-60, 2005.
- [6] TECDOC 1151, *Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia – Protocolo de Controle da Qualidade, Ministério da Saúde, INCa – Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro, RJ, Brasil*, 2001.
- [7] HO, A. K., GIBBS, I. C., CHANG, S. D., MAIN, B., ADLER J. R. *The use of TLD and Gafchromic film to assure submillimeter accuracy for image-guided radiosurgery*. 2006.
- [8] GARCIA-GARDUÑO, O. A. et al. *Radiation transmission, leakage and beam penumbra measurements of micro-multileaf collimator using GafChromic EBT film*. Med. Physics, vol. 9, n. 3, 2008.

- [9] MOUTSATSOS, A. *et al.* *Gamma Knife relative dosimetry using VIP polymer gel and EBT radiochromic films. Journal of Physics.* 2009.
- [10] HORSLEY, V.; CLARCK, R. *The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. Brain*, v. 31, p. 45–124, 1980.
- [11] LEKSELL, L. *Sterotactic method and radiosurgery of the brain. Acta Chir Scand*, v. 102, p. 316–319, 1951.
- [12] LEKSELL, L. *Sterotactic radiosurgery. J.Neurol., Karolinska Sjukhuset, Stockholm, Sweden*, v. 46, p. 797–803, 1983.
- [13] KJELLBERG, R.; PRESTON, W. *The use of the bragg peak of a proton beam for intracerebral lesion. second international congress of neurological surgery. Excerpta Medica*, p. 14–20, October 1961.
- [14] SALORIO, J. B. *Special stereotactic techniques: single beam photon radiotherapy. J.Neurol.*, v. 2, p. 211–217, 1998.
- [15] BETTI, O.; DERECHISNSK, V. *Hypersselective encephalic irradiation with a linear accelerator. Acta Neurochir (Wien)*, v. 33, p. 385–390, 1984.
- [16] COLOMBO, F.; BENEDETTI, A.; POZZA, F. *Stereotactic radiosurgery utilizing a linear accelerator. Appl. Neurophysiol.*, v. 48, p. 133–145, 1985.
- [17] HARTMANN, G.; SCHLEGEL, W.; STURM, V. *Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at linear accelerator facility. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 11, p. 1185–1192, 1985.
- [18] PODGORSK, E. *et al.* *Dynamic stereotactic radiosurgery. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, v. 11, p. 334–342, 1988.
- [19] WISTON, K.; LUTZ, W. *Linear accelerator as neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. J. Neurol.*, v. 22, p. 454–464, 1988.

- [20] FRIEDMAN, W.; BOVA, F. *The university of florida radiosurgery system. J. Neurol.*, v. 32, p. 334–342, 1989.
- [21] PODGOSARK, E. B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Educational Report Series, IAEA, Viena, Austria, 2004.
- [22] SCAFF, L. A. M., *Física da Radioterapia, ed. 1 São Paulo, Brasil, Savier*, 1997.
- [23] DE ARAÚJO, A. M. C. *et al.*, *O elétron na Radioterapia: curso a distancia, Fundação Oswaldo cruz, Escola Nacional de Saúde Pública Sergio Arouca. Programa de Educação a Distância*, Rio de Janeiro, INCa, 2005.
- [24] MENESES A. F., *Viabilidade do uso de uma unidade terapêutica de cobalto-60 para radiocirurgia esterotáxica. Dissertação de Mestrado. IRD/CNEN*, 2009.
- [25] ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, Report 51, ICRU, Bethesda MD, USA*, 1993.
- [26] ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation Quantities and Units, Report 33, ICRU, Washington, D.C., USA*, 1980.
- [27] KHAN, F. M., *The Physics of Radiation Therapy. 2 ed. United States, Williams & Wikins*, 1992.
- [28] ATTIX, F. H., *Introdution to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 1 ed, New York, USA, John Willy & Sons*, 1986.
- [29] IAEA – *International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherepy: An International Code of Prattice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna, Austria*, 1997.

- [30] GAFCHROMIC EBT2. *Self-Developing film for radiotherapy dosimetry. 1361 Alps Road Wayne. Revision 1, 2009.*
- [31] ALDERSON, S. W.; LANZL, L. H.; ROLLINS M.; SPIRA J. *Am. J. Roenrgenol.* 87 185-95, 1962.
- [32] MORLOTTI, M. S.; *Verificação de Tratamentos Radioterápicos Diversos com Dosímetros Termoluminescentes, 2007.*
- [33] RICE, R. K. et al. *Doses on the central axis of narrow 6MV x-ray beams. Med. Phys.* Pp 794-799, 1987.
- [34] LUXTON, G.; JOZSEF, G.; ASTRAHAN, M. A.; *Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactis radiosurgery. Med. Phys.* Pp 1211-1221,1991.
- [35] HARTMANN, G. H. et al; *Quality Assurande program on stereotactic radiosurgery: report from a quality assurance task group. Published by springer-verlag, Berlin Heidelberg, 1995.*
- [36] Technical Reference Guide, Revision 1.2. Brainlab Physics. Brainlab AG Germany.
- [37] JUSTINO, P. B. et al. *Planejamento tridimensional para radioterapia de tumores de esôfago: comparação de técnicas de tratamento e análise de probabilidade de complicações. Radiol Bras* vol.36 no.3, 2003.
- [38] DYR, J. V.; BARNETT R. B.; CYGLER, J. E. et al; “*Commissioning and Quality Assurance of Treament Planning Computers*”. *Int. J.Rad. Oncol. Biol. Phys.*, n.26, PP. 261 – 273, Dec. 1992.
- [39] TREUER, H. et al.*On isocentre adjustment and quality control in linear accelerator based radiosurgery with circular collimators and room lasers. Phys. Med. Biol.* 45 2331, 2000.

- [40] *Software Guide Rev. 2.0*, BrainSCAN Ver. 5.31. BrainLAB AG Germany. Art No. 60911-51EN.
- [41] NIRANJAN, B. *et. al. Radiation therapy and hearing loss. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S50–S57, 2010.
- [42] MAYO, C. *et. al. Radiation associated brainstem injury. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S36–S41, 2010.
- [43] BOUCHARDA, H.; LACROIX, F. *et al. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. Med. Phys.* 36 (6), 1931-1946, 2009.
- [44] *Manufacturer's Manual Iba Dosimetry, Model SP-34.*
- [45] Ferreira, T.; Rasband, W. ImageJ User Guide. IJ 1.45m. 2011.
- [46] DEVIC, S. *Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. Physica Medica* 27, 122-134, 2011