

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIAS E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR
Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares

**DOSIMETRIA EM RADIOCIRURGIA
PARA TUMORES CEREBRAIS**

Maria da Salete Fonseca dos Santos Lundgren

RECIFE - PERNAMBUCO - BRASIL
2011

MARIA DA SALETE FONSECA DOS SANTOS LUNDGREN

**DOSIMETRIA EM RADIOCIRURGIA
PARA TUMORES CEREBRAIS**

Tese submetida ao programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco para obtenção do título em Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação Nuclear.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Helen Jamil Khoury

RECIFE - PERNAMBUCO – BRASIL
2011

DOSIMETRIA EM RADIOCIRURGIA PARA TUMORES CEREBRAIS

Maria da Salette Fonseca dos Santos Lundgren

APROVADA EM: 31.08.2011

ORIENTADORA: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll - UTFP

Profa. Dra. Cristina Ramos do Nascimento – IFPE

Prof. Dr. Vinicius Saito Monteiro de Barros – DEN/UFPE

Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN

Profa. Dra. Helen Jamil Khoury – DEN/UFPE

Visto e permitida a impressão

Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*Aos meus pais Olindina e Aloisio (in memorian), ao meu
esposo Fernando e ao meu filho George.*

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter iluminado meu caminho.

A minha família pelo amor, apoio e compreensão.

A professora Helen Jamil Khoury que dividiu comigo suas experiências, oferecendo-me os instrumentos necessários para a realização desta tese e mais do que orientadora, honrou-me com a sua amizade e confiança no meu progresso, tornando possível a conclusão deste trabalho.

Aos professores Clovis Abrahão Hazin, Carlos Alberto Brayner, Rivaldo Nogueira Rabelo, Vinicius Saito Monteiro de Barros membros da comissão de avaliação durante o desenvolvimento desta pesquisa.

A professora Cristina Ramos do Nascimento pela amizade e especial atenção dispensadas.

Ao professor Danyel Scheidegger Soboll pela amizade, atenção e contribuição dispensadas que contribuíram para a finalização deste trabalho.

Aos Drs. Sérgio Azevedo Sousa, Marco Vicente da Costa e Guilherme Righetti de Andrade Resende do Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda/PE pela amizade e contribuição para a realização desta pesquisa.

Ao Dr. Luiz Flávio Kalil da Liga Norte Rio Grandense Contra o Cancer/RN, pela amizade e pelo apoio concedidos.

Aos Drs. Otávio Riani e Sérgio da Clínica Oncoville/PR, pela contribuição.

Ao Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda, Radioneuro/PE, à Liga Norte Rio Grandense Contra o Câncer/RN e à Clínica Oncoville/PR por terem disponibilizado todo o sistema de Radiocirurgia para a realização deste trabalho.

Aos amigos e funcionários do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear (DOIN) da Universidade Federal de Pernambuco pelo carinho e apoio, que foram indispensáveis para a realização desta pesquisa.

Aos funcionários do Departamento de Energia Nuclear, em especial a Magali Rodrigues Ferreira pelo carinho e apoio, que foram indispensáveis para o desenvolvimento deste trabalho.

E aos amigos que direta ou indiretamente colaboraram para a realização de meus objetivos, meus agradecimentos.

O que é melhor para mim: acreditar que não existem milagres, ou que todas as coisas são milagres?

Albert Einstein

DOSIMETRIA EM RADIOCIRURGIA PARA TUMORES CEREBRAIS

Autor: Maria da Salete Fonseca dos Santos Lundgren

Orientadora: Profa. Dra. Helen Jamil Houry

RESUMO

A radiocirurgia, modalidade da radioterapia, consiste em uma única aplicação de alta dose de radiação ionizante em um alvo intracraniano estereotaxicamente definido. São utilizados campos de radiação pequenos e alta taxa de dose, o que torna o procedimento dosimétrico complexo, e requer detectores de pequenas dimensões e elevada sensibilidade. Em geral, estes detectores não são disponíveis em todos os centros de radioterapia devido ao seu elevado custo. Isto tem estimulado pesquisas visando o desenvolvimento de novos detectores para a radiocirurgia. O objetivo deste trabalho é o de estudar a resposta do semicondutor XRA-24 da Detection Technology para a radiocirurgia, bem como avaliar com TLD-100, as doses recebidas em regiões extracranianas de pacientes submetidos à radiocirurgia. O XRA-24 foi encapsulado em plástico e coberto com uma capa preta de 100 mg/cm², conectado a um eletrômetro da Standard Imaging. As medidas foram realizadas no Acelerador Linear Varian de 6 MV com colimadores Radionics e BrainLab. Foram realizadas medidas de reprodutibilidade, estabilidade da resposta do dosímetro bem como o estudo da sua resposta em função da dose de radiação, de 20 a 500 cGy. Foram feitas medidas da razão tecido-máximo e da razão “off-axis”. Os resultados foram comparados com medidas obtidas com filme Kodak X-Omat V, câmara de ionização Markus-PTW, dosímetros termoluminescentes TLD-100 e semicondutor SFD-IBA. O estudo de reprodutibilidade da resposta do XRA-24 apresentou variações inferiores a 1%. A resposta do semicondutor XRA-24 foi seis vezes maior que a da câmara de ionização para uma mesma dose. Os valores da razão tecido máximo e da razão “off-axis” obtidos com o XRA-24 apresentaram concordância com os obtidos com a câmara de ionização. A partir dos resultados obtidos com o XRA-24, seu baixo custo comparado a outros detectores comerciais para radiocirurgia e pequenas dimensões, pode-se concluir que ele é uma alternativa para a dosimetria em radiocirurgia. Por outro lado, as medidas das doses nas regiões extracranianas (olhos, tireóide, tórax e pelve), realizadas com TLD-100, mostraram que os valores médios das doses foram respectivamente 5,1 cGy, 4,2 cGy, 1,6 cGy e 0,4 cGy, para doses de tratamento que variaram de 1300 a 2000 cGy. No caso do cristalino, os valores de doses encontrados não ultrapassaram o limiar para a ocorrência de radiopacidade do cristalino. Este estudo dosimétrico nas regiões extracranianas contribui para fornecer informações aos médicos radioterapeutas sobre os riscos em órgãos próximos ao campo de tratamento.

Palavras-chaves: Dosimetria, Radiocirurgia, Radioterapia, Tumores Cerebrais.

DOSIMETRY IN RADIOSURGERY FOR BRAIN TUMORS

Author: Maria da Salete Fonseca dos Santos Lundgren

Advisor: Profa. Dra. Helen Jamil Khoury

ABSTRACT

The radiosurgery, a radiotherapy modality, consists of a high dose and single fraction of ionizing radiation on an intracranial stereotactic localized target. Small fields of radiation and high dose rates are used, making the dosimetric procedure a very complex task and requiring small sizes and high sensibility radiation detectors. In general, small field detectors are not available in all radiation therapy centers due to its high cost. This scenario has stimulated research for the development of new detectors for radiosurgery. The purpose of this study was to evaluate the response of the semiconductor XRA-24 from Detection Technology for radiosurgery, as well as to use TLD-100 to evaluate the doses received in extracranial regions of patients treated with radiosurgery. The XRA-24 was encapsulated in plastic and covered with a black cap of 100mg/cm² and connected to a Standard Imaging electrometer. Utilizing two 6 MV Varian Linear Accelerators and the Radionics and BrainLab collimators, the following measurements were taken: reproducibility, stability of the dosimeter response and dosimeter response as a function of radiation dose (from 20 to 500 cGy), tissue-maximum ratio and off-axis ratio. The results were compared with measurements obtained with Kodak X-OMAT V film, with ionizing chamber Markus-PTW, with TLD-100 dosimeters and with SFD-IBA semiconductors. The study of the response reproducibility of the XRA-24 showed variations of less than 1%. The response of the semiconductor XRA-24 was 6 times higher as compared with the ionization chamber, for the same dose. The results of tissue-maximum ratio and off-axis ratio obtained with the XRA-24 were comparable to those obtained with the ionization chamber. Considering the results obtained with the XRA-24, the considerably lower cost, as compared with others commercial detectors for radiosurgery, as well as its small dimensions, reveals that the XRA-24 can be utilized as an alternative for radiosurgery dosimetry. Nonetheless, the measurements of dose in the extracranial regions (eyes, thyroid, thorax and pelvis) obtained with the use of TLD-100 resulted in mean doses of 5.1 cGy, 4.2 cGy, 1.6 cGy and 0.4 cGy, respectively, for treatment doses ranging from 1300 to 2000 cGy. When considering the lens, the mean dose values did not exceed the threshold for the development of opacity of the lens. The current dosimetric study of the extracranial regions contributes by informing radiation oncologists of the risks due to radiation treatment at organs adjacent to the treatment field.

Keywords: Dosimetry, Radiosurgery, Radiotherapy, Brain Tumors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A	Anel estereotáxico tipo BRW fixado no paciente.....	19
Figura 1B	Anel estereotáxico tipo BRW com localizador de tomografia computadorizada (RADIONICS, 1998).....	19
Figura 2	Imagem tomográfica estereotáxica.....	20
Figura 3	Imagem do crânio com a fusão de imagem tomografia e ressonância (KOOY, 1999).....	21
Figura 4	Imagem do paciente de radiocirurgia utilizando equipamento de raios-X e o sistema de fixação (LEKSELL, 1951).....	22
Figura 5	Cíclotron utilizado pela radiocirurgia (LUNSFORD et al., 1993)	23
Figura 6	Equipamento Gamma Knife para radiocirurgia (KONDZIOLKA, 1993).....	23
Figura 7	Esquema da Gamma Knife (LUTZ, 1993).....	24
Figura 8	Esquema do Acelerador Linear com indicação dos movimentos possíveis (LUTZ, 1993)....	25
Figura 9A	Acelerador Linear com o acoplamento do colimador para radiocirurgia.....	26
Figura 9B	Colimador para Radiocirurgia (RADIONICS, 1998).....	26
Figura 10	Colimador <i>Micromultileaf</i>	27
Figura 11	Acelerador Linear com o acoplamento do <i>micromultileaf</i> para radiocirurgia.....	27
Figura 12	Cyberknife (ACCURAY INC., 2007).....	28
Figura 13	Equipamento de Tomoterapia (ACCURAY INC., 2007).....	28
Figura 14	Imagem observada através da ferramenta <i>Beams Eye View</i> de um planejamento de um alvo próximo ao tronco cerebral (RADIONICS, 1998).....	30
Figura 15	Imagem da representação dos arcos em radiocirurgia mostrando a localização do alvo (RADIONICS, 1998).....	30
Figura 16	Medida da percentagem de dose profunda. O ponto M está na profundidade de dose máxima no simulador; o ponto Q é um ponto arbitrário no eixo central do feixe de radiação na profundidade d do simulador. O raio do campo à distância fonte superfície f é r (SCAFF, 1997).....	34
Figura 17	Medida da relação tecido-máximo. Os pontos I _{max} . e I estão no simulador na distância fonte-isocentro do acelerador linear; I _{max} . na profundidade de máxima dose d _{max} ., e I na profundidade d _i . O raio do campo no isocentro é r _i . DFS é a distância fonte superfície. DFI é a distância fonte isocentro (SCAFF, 1997).....	35
Figura 18	Esquema do semicondutor XRA-24 (DETECTION TECHNOLOGY, 1997).....	39
Figura19A	Imagem do semicondutor XRA-24 sobre seu suporte.....	40
Figura19B	Imagem do semicondutor XRA-24.....	40
Figura 20	Acelerador para radiocirurgia.....	40
Figura21A	Colimadores para a radiocirurgia.....	41
Figura21B	Diâmetros dos colimadores (12,5 a 40 mm).....	41
Figura22A	Esfera radiopaca e dispositivo para a colocação do filme radiográfico	42

Figura 22B	Cabeçote do acelerador linear posicionado a 270°.....	42
Figura 23	Arranjo experimental com o semicondutor no <i>phantom</i> utilizado para a determinação da repetibilidade e da curva de calibração.....	43
Figura 24	Arranjo experimental com o semicondutor no <i>phantom</i> , com 5 cm de placas de acrílico sobre o detector, utilizado para a determinação da repetibilidade e da curva de calibração.....	43
Figura 25	Colocação do TLD sobre o <i>phantom</i>	44
Figura 26	Colocação de placas de acrílico sobre o dosímetro.....	44
Figura 27	Esquema do arranjo experimental para estudo da razão <i>off-axis</i>	47
Figura 28	Esquema de irradiação.....	47
Figura 29	Arranjo utilizado para o estudo da OAR.....	48
Figura 30	Filme e TLD para medidas da OAR.....	48
Figura 31	Filme com a imagem do campo de radiação de um cone de 20 mm, com a presença da esfera radiopaca, para as angulações de 270°, 0° e 90°.....	51
Figura 32	Filme com a imagem do campo de radiação de um cone de 40 mm, com a presença da esfera radiopaca, para as angulações de 270°, 0° e 90°.....	51
Figura 33	Curva de calibração com Semicondutor XRA-24 para acelerador linear de 6 MV.....	52
Figura 34	Curva de calibração do TLD para acelerador linear de 6 MV e leitura com 600V.....	53
Figura 35	Curva de calibração do TLD para acelerador linear de 6 MV e leitura com 769 V.....	54
Figura 36	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 12,5 mm de diâmetro.....	55
Figura 37	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 20 mm de diâmetro.....	55
Figura 38	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 40 mm de diâmetro.....	56
Figura 39	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor e comparadas com as medidas obtidas com CI e TLD para o cone de 12,5 mm de diâmetro.....	57
Figura 40	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor e comparadas com as medidas obtidas com CI e TLD para o cone de 20 mm de diâmetro.....	57
Figura 41	Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor e comparadas com as medidas obtidas com CI e TLD para o cone de 40 mm de diâmetro.....	58
Figura 42	Valores da TMR obtidos por Heydarian et al., 1996, para cones de 7 e 23 mm de diâmetro	60
Figura 43	Valores da TMR obtidos por Zhu et al. (2000).....	61
Figura 44	Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 12 x 12 mm ² , com colimador <i>micromultileaf</i>	63
Figura 45	Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 18 x 18 mm ² , com colimador <i>micromultileaf</i>	64
Figura 46	Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 30 x 30 mm ² , com colimador <i>micromultileaf</i>	64
Figura 47	Curvas da OAR medidas com filme Kodak X-Omat V, com TLD e com semicondutor XRA-24, comparadas com as medidas obtidas com a CI, para o cone de 20 mm de diâmetro.....	66

Figura 48	Curvas da OAR medidas com filme Kodak X-Omat V, com TLD e com semicondutor XRA-24, comparadas com as medidas obtidas com a CI, para o cone de 12,5 mm de diâmetro.....	66
Figura 49	Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para o campo de 12 x 12 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	69
Figura 50	Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para ao campo de 18 x 18 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	70
Figura 51	Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para ao campo de 30 x 30 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	70
Figura 52	Distribuição das doses de radiação nas regiões extra cranianas.....	75
Figura 53	Valores das doses nos olhos correlacionados com a localização da lesão.....	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores da TMR obtidos com XRA-24, TLD e CI nas profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm, para os cones de 12,5 mm, 20 mm e 40 mm de diâmetro.....	59
Tabela 2	Percentuais de variação dos valores da TMR obtidos com XRA-24, TLD e câmara de ionização entre os cones estudados, para as profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm na água.....	62
Tabela 3	Percentual de variação dos valores da TMR nas profundidades de 5, 10 e 20 cm, entre os cones de 12,5 a 40 mm de diâmetro.....	62
Tabela 4	Valores da OAR obtidos com o semicondutor XRA-24, TLD, Filme Kodak X-Omat V e CI, para o cone de 20 mm de diâmetro.....	65
Tabela 5	Valores da OAR obtidos com o semicondutor XRA-24, TLD, Filme Kodak X-Omat V e CI, para o cone de 12,5 mm de diâmetro.....	65
Tabela 6	Valores da OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD, para o campo de 12x12 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	68
Tabela 7	Valores da OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD, para o campo de 18x18 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	68
Tabela 8	Valores da OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD para o campo de 30x30 mm ² , com <i>micromultileaf</i>	69
Tabela 9	Valores da penumbra obtidos dos resultados medidos com XRA-24, SFD e Filme, para os campos de 12 x 12, 18 x 18 e 30 x 30 mm ²	71
Tabela 10	Características dos pacientes submetidos à radiocirurgia.....	72
Tabela 11	Localização do tumor, tamanho do campo, número de campos, angulação dos campos e mesa, e a dose total de radiação.....	73
Tabela 12	Doses totais do tratamento, e valores das doses nas regiões extra cranianas.....	74
Tabela 13	Valores médios e desvio padrão para as doses extra cranianas.....	75

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1 - Radiocirurgia Estereotáxica	18
2.1.1 – Equipamentos para a Radiocirurgia Estereotáxica	21
2.1.2 – Sistema de Planejamento da Radiocirurgia Estereotáxica	29
2.2 – Dosimetria em Radiocirurgia Estereotáxica	31
2.2.1 – Dosimetria do feixe de radiação	33
2.2.2 – Dosimetria no Paciente submetido à Radiocirurgia Estereotáxica	37
3. MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1 - Verificação do Isocentro do Acelerador Linear.....	41
3.2 - Estudo da Repetibilidade e Calibração do Semicondutor.....	42
3.3 – Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes.....	44
3.4 – Medidas da Razão Tecido Máximo (TMR)	45
3.4.1 - Medidas da TMR com colimadores circulares.....	45
3.4.2- Medidas de TMR com colimador <i>micromultileaf</i>	46
3.5- Medidas da Razão <i>Off-Axis</i>	46
3.5.1- Medidas da OAR com colimadores circulares.....	46
3.5.2- Medidas da OAR para campos com colimador <i>micromultileaf</i>	49
3.6 – Estudo da Dose no Paciente	49
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	49
4.1- Verificação do Isocentro do Acelerador Linear.....	51
4.2 – Estudo da Repetibilidade e Calibração do Semicondutor	52
4.3 – Curvas de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes.....	53
4.4 – Medidas da Razão Tecido Máximo.....	54
4.4.1 - Medidas da TMR com colimadores circulares.....	54
4.4.2- Medidas de TMR com colimador <i>micromultileaf</i>	63
4.5 - Medidas da Razão <i>Off-Axis</i>	65
4.5.1- Medidas da OAR com colimadores circulares.....	65
4.5.2- Medidas da OAR para campos com colimador <i>micromultileaf</i>	67
4.6 – Medidas da Dose de Radiação Extracraniana de Pacientes submetidos à Radiocirurgia.....	71
5. CONCLUSÕES.....	79
REFERÊNCIAS.....	80
APÊNDICE A - TABELAS DE TMR COM CONES – SEMICONDUTOR.....	85
APÊNDICE B - TABELAS DE TMR COM CONES - TLD	88
APÊNDICE C - TABELAS DE TMR COM MICROMULTILEAF.....	91

1. INTRODUÇÃO

O sistema nervoso central é constituído pelo encéfalo (hemisférios cerebrais, cerebelo e tronco cerebral) e pela medula espinhal. Tumores primários do sistema nervoso central podem ocorrer e correspondem às neoplasias que acometem as estruturas intracranianas do neurocrânio, basicamente o encéfalo, seus envoltórios e os nervos cranianos. Dentre estas neoplasias as mais freqüentes são: os gliomas, meningiomas e neurinomas.

Além dos tumores primários, podem ocorrer os secundários ou metastáticos provenientes com maior freqüência de tumores de pulmão, mama, pele (melanoma) e de rim (LARSON, 1997). As indicações específicas de tratamento são baseadas nas características do tumor, como tipo histológico, localização, grau de ressecção (parcial ou total) e tamanho, bem como nas condições do paciente.

Para o tratamento de tumores cerebrais é utilizada a radioterapia em combinação com a cirurgia ou a radioterapia isoladamente. A técnica de radioterapia empregada, incluindo a forma, a composição dos campos de irradiação e a dose prescrita, depende do volume do tumor e da tolerância do tecido cerebral normal circunjacente. Pode ser feita de forma convencional (bidimensional), conformacional (tridimensional) ou de forma tridimensional e estereotóxica, que neste caso é denominada de radiocirurgia estereotóxica (FERRIGNO; CRUZ, 2002).

A radiocirurgia é definida como a administração de uma única e elevada dose de radiação ionizante (da ordem de Gy) em um alvo intracraniano estereotaxicamente definido. A radiocirurgia foi efetivamente desenvolvida em 1951, por Leksell, para a irradiação estereotóxica tridimensional de lesões intracranianas. O procedimento foi chamado radiocirurgia, termo criado por ele, para descrever a destruição, a crânio fechado, de um alvo com uma única dose de radiação ionizante (SALVAJOLI; SANTOS, 2002). Outra modalidade utilizada é a Radioterapia Estereotóxica Fracionada, cujo procedimento é idêntico à radiocirurgia estereotóxica, porém, neste caso são empregadas doses fracionadas, como na radioterapia convencional.

A radiocirurgia estereotóxica combina o uso de um sistema estereotático (localização de um alvo intracraniano no sentido ântero-posterior, látero-lateral e súpero-inferior) e feixes de radiação ionizante, para tratar pequenas lesões intracranianas (menores que quatro centímetros), com altas doses, em fração única.

Os equipamentos que podem ser utilizados para este procedimento são o Cíclotron que emprega partículas pesadas (por exemplo, prótons) de alta energia, o “Gamma Knife” que

consiste de um aparelho especial de cobalto-60 (usado apenas para a radiocirurgia), contendo 201 fontes de cobalto-60 distribuídas de forma isocentricamente convergente, e o Acelerador Linear, aparelho produtor de radiação-X de alta energia, é utilizado em radiocirurgia com acessórios especiais, que correspondem a colimadores circulares (cones) ou colimadores dinâmicos de múltiplas lâminas, de espessuras milimétricas (*micromultileaf*). Atualmente, podem também serem utilizados o Cyberknife (acelerador linear robótico) e a Tomoterapia (acelerador linear acoplado à tomografia computadorizada).

A radiocirurgia é indicada em tumores cerebrais benignos, dentre eles neurinomas do acústico, adenomas de hipófise e meningiomas; em tumores malignos primários pequenos, como gliomas de baixo grau de malignidade e gliomas de alto grau de malignidade; em tumores metastáticos cerebrais, especialmente de pele (melanoma), rim, mama e pulmão; e em afecções vasculares como Malformação Arterio-Venosa (MAV). Esta técnica também é indicada para o tratamento da dor e epilepsia, chamada de radiocirurgia funcional intraparenquimatosa e para a neuralgia do trigêmeo (LOEFFLER et al., 1997).

A meta da radiocirurgia é depositar com precisão uma alta dose de radiação ionizante em um alvo intracraniano, reduzindo drasticamente as doses aos tecidos normais vizinhos, o que é alcançada dirigindo-se ao alvo múltiplos feixes de radiação incidentes de várias direções (CRUZ et al., 1997).

Por ser um tratamento que emprega alta dose de radiação ionizante, em uma única fração e em alvos pequenos, o controle de qualidade deve ser rigoroso, e a dosimetria do aparelho (feixe de radiação) e do paciente é de fundamental importância.

A dosimetria de pequenos campos de radiação utilizados na radiocirurgia constitui-se em um desafio devido às dimensões dos detectores normalmente usados nas medidas dos parâmetros dosimétricos destes feixes. Tais detectores devem apresentar um volume sensível suficientemente pequeno em relação ao diâmetro dos feixes de tratamento, de forma a assegurar que as condições de equilíbrio eletrônico sejam estabelecidas. Deste modo, para a dosimetria do feixe, é necessário o uso de detectores de pequenos volumes (MCKERRACHER; THWAITES, 1999, 2007). Alguns tipos de detectores com precisão dosimétrica são caros e não disponíveis na maioria dos centros de radioterapia, o que tem estimulado pesquisas para a obtenção de novos detectores com baixo custo financeiro e de fácil obtenção comercial (SANTOS, 2003).

O objetivo deste trabalho é avaliar a resposta do semicondutor XRA-24 visando o seu uso para a dosimetria em radiocirurgia. Este semicondutor apresenta uma área ativa de $5,76 \text{ mm}^2$, adequada para a dosimetria de pequenos campos de radiação e é de baixo custo

comparado com outros sensores disponíveis para a dosimetria em radiocirurgia. Portanto, a sua caracterização para a dosimetria em radiocirurgia é importante, pois pode viabilizar novos tipos de detectores de radiação para a área de radioterapia.

Por outro lado, apesar da radiocirurgia utilizar campos pequenos de radiação, as doses administradas ao alvo de tratamento são muito elevadas, da ordem de 2000 cGy. Desta forma, é importante o estudo dos níveis de radiação que chegam a órgãos ou a regiões fora do campo de tratamento. Neste sentido, é também objetivo deste trabalho avaliar a dose em regiões extracranianas, como: olhos, tireóide, tórax e pelve de pacientes submetidos a procedimentos de radiocirurgia.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 - Radiocirurgia Estereotáxica

A radiocirurgia estereotáxica é uma técnica da radioterapia que tem sido usada para tratar efetivamente lesões cerebrais que necessitam de altas doses de radiação para o seu controle. São lesões como malformação arterio-venosa, metástases cerebrais, adenomas hipofisários funcionantes, gliomas de alto grau de malignidade, tumores pequenos do acústico, meningiomas, síndrome de dor talâmica e na neuralgia do trigêmeo (HAYASHI et al., 2007). A radiocirurgia consiste na irradiação com alta dose, em uma única fração, em um pequeno alvo precisamente localizado e com mínima irradiação para o tecido sadio vizinho (FLICKINGER; LOEFFLER, 1999). As doses preconizadas pelo Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) variam de 1500 a 2400 cGy, dependendo do volume da lesão (CURRAN et al., 2008). O efeito biológico nesta faixa de dose, e em uma única fração, é maior que o efeito biológico de uma dose total de 6500 a 7000 cGy, em um tratamento com radioterapia fracionada, com fracionamento diário de 180 a 200 cGy, em 30 a 35 frações.

Como na radiocirurgia estereotáxica são tratadas lesões de pequeno tamanho, menores que quatro centímetros, torna-se necessária a localização intracraniana da lesão de forma estereotáxica. Por tanto, é necessário a rígida fixação da cabeça do paciente através do uso de um sistema de imobilização que é fixado diretamente na calota craniana (no plano ósseo) sob anestesia local. O sistema de imobilização, mostrado na Figura 1 A, contém uma estrutura de referência que consiste de nove hastes, mostradas na Figura 1B. Este sistema permite, a partir da imagem tridimensional, localizar as estruturas internas do crânio, definidas no sistema de coordenadas da modalidade da imagem. O dispositivo que é fixado na cabeça do paciente é chamado anel estereotáxico. Um dos tipos de anel é o Brown-Robert-Wells (BRW), utilizado no sistema Radionics de radiocirurgia.

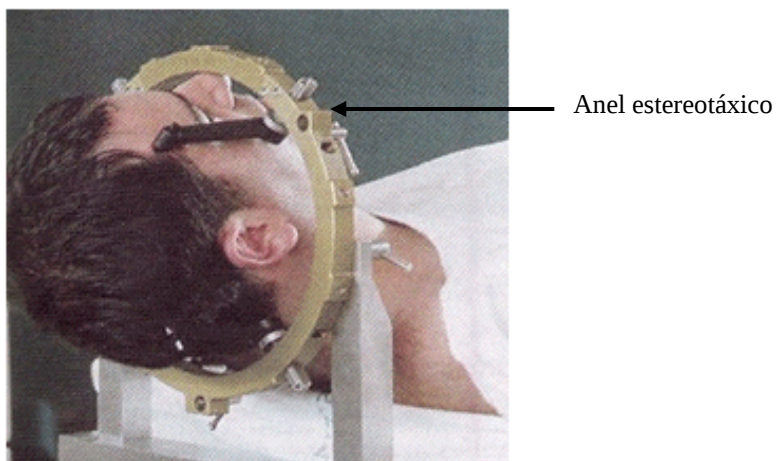


Figura 1A - Anel estereotáxico tipo BRW fixado no paciente.

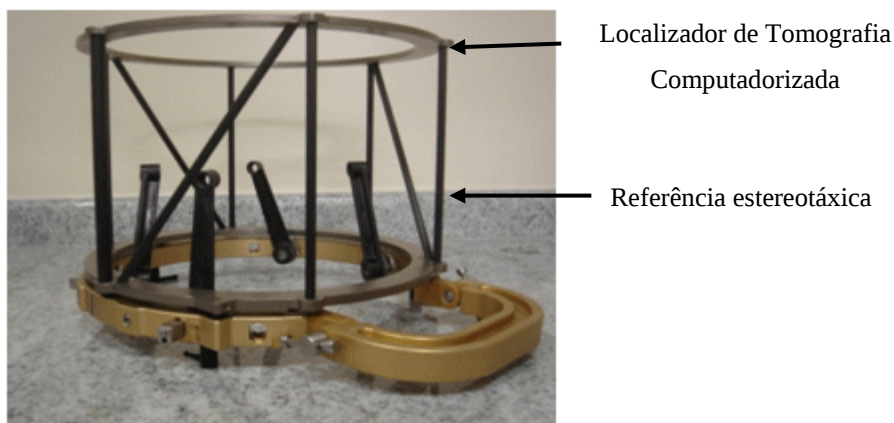


Figura 1B - Anel estereotáxico tipo BRW com localizador de tomografia computadorizada (RADIONICS, 1998).

Para a identificação precisa da localização da lesão é realizada inicialmente uma tomografia computadorizada do crânio do paciente, utilizando o anel estereotáxico. A partir da imagem tomográfica, o sistema de planejamento de radiocirurgia faz a reconstrução da imagem com base nas referências do sistema estereotáxico. Desta forma, a localização da lesão torna-se mais precisa e possibilita o adequado posicionamento do feixe de radiação. A Figura 2 mostra um corte tomográfico com a indicação dos pontos de referência.

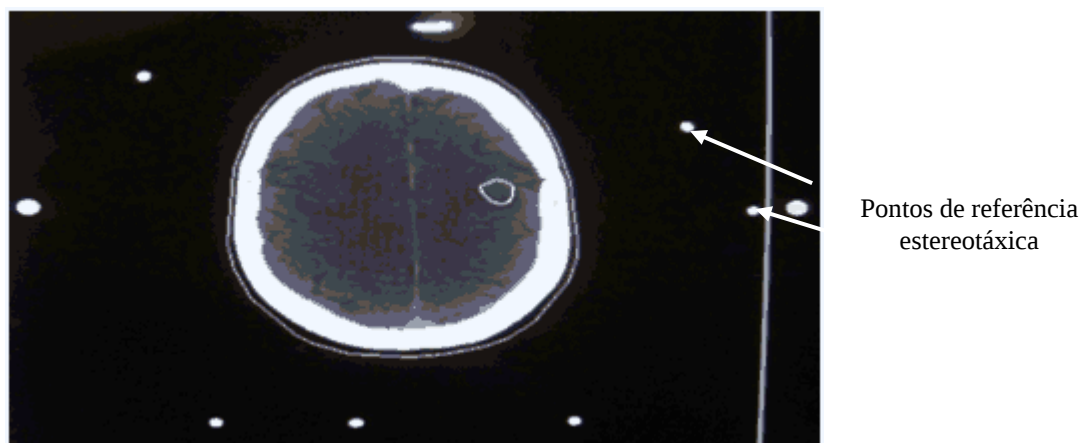


Figura 2 - Imagem tomográfica estereotáxica.

Além da imagem tomográfica, algumas vezes são realizadas imagens por ressonância magnética. Estas imagens são requisitadas quando as localizações das lesões, bem como as áreas a serem protegidas da radiação, não são bem visualizadas na imagem tomográfica. A imagem de ressonância magnética apresenta algumas distorções e por esta razão não é utilizada isoladamente para o planejamento da radiocirurgia. A fusão de imagens entre tomografia computadorizada e ressonância magnética é muito utilizada para o planejamento. Desta forma se obtêm, a partir da fusão de imagens, mais informações para o planejamento da irradiação da lesão.

A Figura 3 mostra uma fusão de uma imagem de tomografia computadorizada com uma de ressonância magnética. Observa-se que com a imagem de ressonância magnética há melhor visualização de algumas estruturas intracranianas como os nervos ópticos e quiasma óptico do que com a tomografia computadorizada, o mesmo podendo ocorrer com o tumor, dependendo da sua estrutura (GOETSCH, 2008).

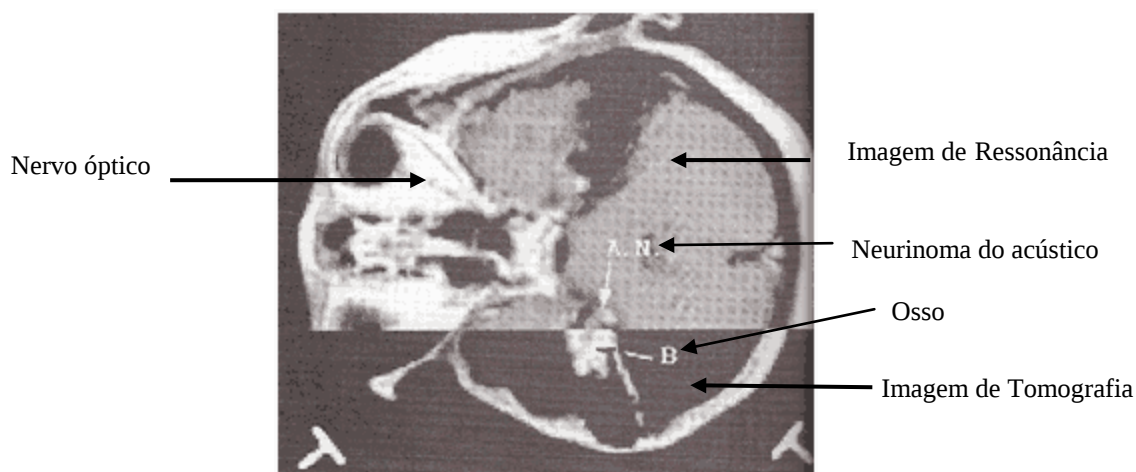


Figura 3 – Imagem do crânio com a fusão de imagem tomografia e ressonância (KOOY, 1999).

Para a realização da radiocirurgia são necessários os seguintes componentes: equipamento gerador de radiação, sistema de fixação do paciente e sistema de planejamento. O sistema de fixação foi descrito anteriormente. A seguir será apresentada a evolução histórica dos equipamentos de radiação, bem como suas principais características e o sistema de planejamento.

2.1.1 – Equipamentos para a Radiocirurgia Estereotáxica

A radiocirurgia estereotáxica foi descrita pela primeira vez, pelo neurocirurgião Lars Leksell, em 1951, em termos de técnica e de aplicação prática. Na época a mortalidade da neurocirurgia era muito alta, em torno de 40%. Ele imaginou uma técnica menos invasiva que a neurocirurgia e que aumentasse a qualidade e o tempo de vida do paciente. Para realizar a radiocirurgia, Leksell (1951) utilizou um aparelho guia de primeira geração estereotáxica e o acoplou em um tubo de raios-X de ortovoltagem, com rotação, fazendo arcos em volta da cabeça do paciente. O alvo a ser tratado era posicionado no centro do feixe de raios-X produzido, conforme mostrado na Figura 4.

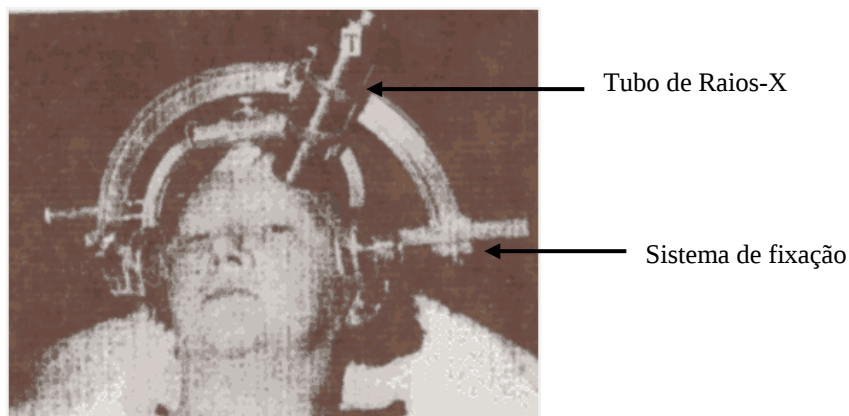


Figura 4 – Imagem do paciente de radiocirurgia utilizando equipamento de raios-X e o sistema de fixação (LEKSELL, 1951).

O primeiro caso que recebeu este tratamento foi de uma neuralgia do trigêmeo, cujo paciente apresentou melhora da dor, após a radiocirurgia.

Em 1959, foi iniciada a radiocirurgia estereotáxica empregando feixes de partículas pesadas (prótons) de alta energia obtidas por aceleração em um ciclotron. As partículas carregadas pesadas, têm alcances específicos que dependem de sua energia, um feixe de próton 160 MeV penetrará 13 cm no tecido antes de alcançar o repouso. Para conseguir reduzir o alcance do feixe, no tratamento de um tumor cerebral, cujo a profundidade é em torno de 5cm, se reduz a energia do feixe ou coloca-se um atenuador na trajetória do feixe. Geralmente utiliza-se um absorvedor de espessura variável de acordo com a profundidade do alvo de tratamento (LUNSFORD et al., 1993). Observa-se pela foto (Figura 5) um ciclotron utilizado para a radiocirurgia, em que o fixador de cabeça do paciente está acoplado à mesa que se desloca no meio do ciclotron. Até a atualidade há ainda serviços de radioterapia que utilizam esta técnica. Entretanto, devido às dificuldades de operação e manutenção do ciclotron, a disseminação deste tipo de equipamento é restrita.

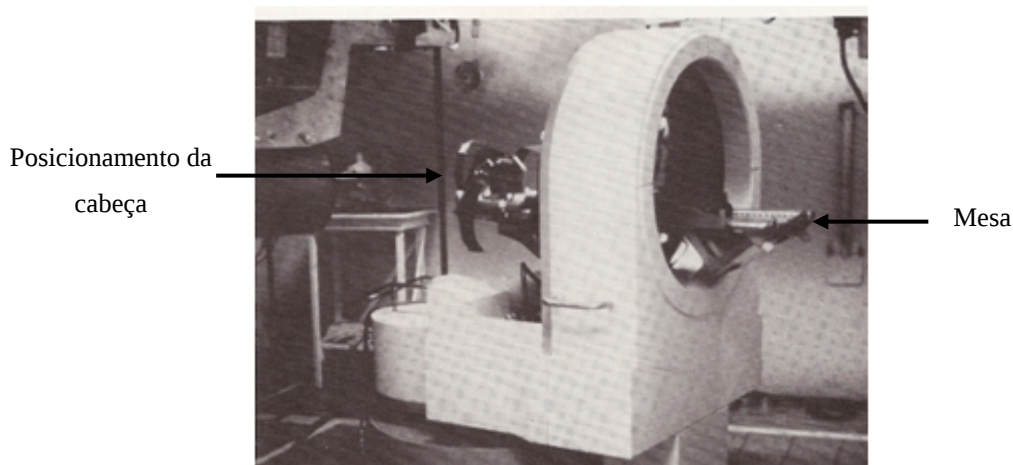


Figura 5 – Cíclotron utilizado pela radiocirurgia (LUNSFORD et al., 1993).

Em 1967 foi desenvolvido o primeiro aparelho específico para a radiocirurgia estereotáxica que foi o Gamma Knife. Este equipamento era composto de 179 fontes de cobalto, formando feixes convergentes e distribuídos, de forma a produzir um volume de radiação com geometria esférica, possibilitando o tratamento de lesões intracranianas (LUNSFORD et al., 1993). O primeiro paciente tratado era portador de craniofaringioma (tumor cerebral benigno). A aplicação da radiocirurgia por Gamma Knife para o tratamento de malformação arterio-venosa e tumores cerebrais começou em 1970, na Suécia. A Figura 6 mostra a imagem do equipamento gamma knife usado para a radiocirurgia.

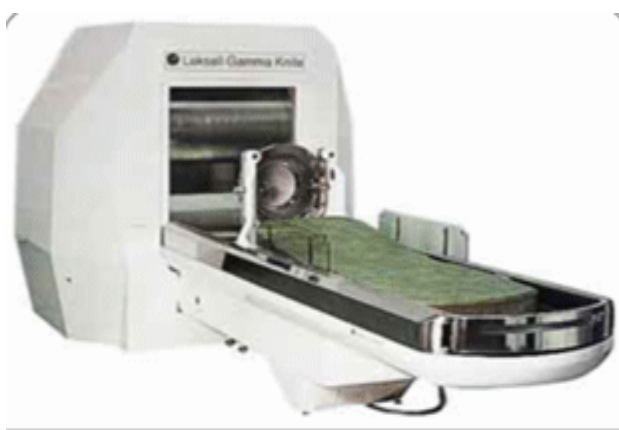


Figura 6 – Equipamento Gamma Knife para radiocirurgia (KONDZIOLKA, 1993).

O equipamento gamma knife atualmente utiliza 201 fontes de cobalto-60 distribuídas isocentricamente de forma convergente. As aberturas dos campos de tratamento (colimadores) são circulares e variam de 4 a 8, 14 e 18 milímetros. Cada seleção de colimador é

aperfeiçoada pela escolha de um capacete contendo 201 orifícios, que é colocado entre a fonte e o paciente (Figura 7). Todas as fontes são de igual atividade e um equipamento novo tem em geral uma atividade total de $2,22 \times 10^{14}$ Bq. Como a meia vida do cobalto-60 é de 5,25 anos, torna-se necessária a troca periódica de todas as fontes, para manter um aceitável tempo de tratamento. No planejamento da radiocirurgia, o número de fontes utilizadas varia conforme as dimensões da lesão. As fontes são selecionadas de modo que se obtenha a área de irradiação desejada (LUTZ, 1993).

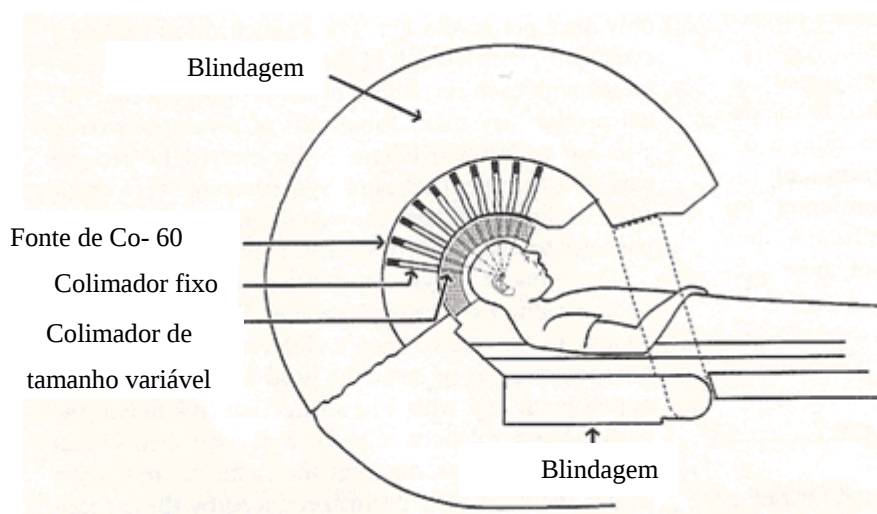


Figura 7 – Esquema da Gamma Knife (LUTZ, 1993).

Na década de 1980, houve um enorme crescimento no desenvolvimento das técnicas de radiocirurgia estereotáxica em todo o mundo. Os fótons gerados em aceleradores lineares foram utilizados para tratar tumores cerebrais e malformações arterio-venosas, por Betti e Derechinsky, em 1982, introduzindo assim a radiocirurgia estereotáxica com Acelerador Linear (LUNSFORD et al., 1993).

A prática de radiocirurgia estereotáxica com Acelerador Linear tem aumentado significativamente nos últimos anos. A razão original para o uso do acelerador linear foi prover uma alternativa de menor custo do que o do Gamma Knife (KOOY et al., 1999).

No acelerador linear o feixe de raios X é produzido pela colisão dos elétrons acelerados no tubo de microondas com o alvo. O potencial de aceleração do tubo determina a máxima energia do fóton. Deste modo, um tubo de diferença de potencial de 6 milhões de volts gera feixe de 6 milhões de eletrovolts de energia máxima.

O cabeçote (*gantry*) do acelerador linear pode executar movimentos de rotação ao redor da mesa em que fica o paciente. O tamanho do campo de radiação é definido pelos colimadores colocados na saída do cabeçote. Todos os três componentes, mesa, cabeçote e colimador na saída do cabeçote, fazem rotação em torno de um eixo único, com o eixo do cabeçote perpendicular ao plano contendo a mesa e o eixo do colimador. O ponto onde todos os três eixos se interceptam é chamado isocentro. A precisão mecânica e a estabilidade destes isocentros no espaço são críticos para um bem sucedido comissionamento do acelerador linear para a radiocirurgia (GIBBS et al., 1199). A Figura 8 mostra o esquema do acelerador linear com os possíveis movimentos.

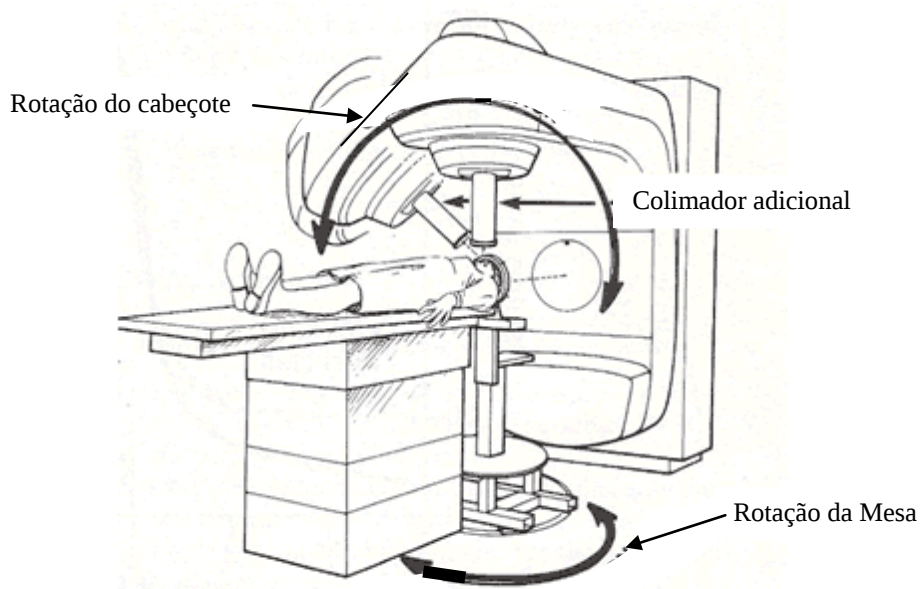


Figura 8 - Esquema do Acelerador Linear com indicação dos movimentos possíveis (LUTZ, 1993).

Para a radiocirurgia acopla-se um cone na saída do colimador X e Y do acelerador ou se utiliza um colimador *micromultileaf*, a fim de reduzir as dimensões do campo. As Figuras 9 A e 9 B, mostram um acelerador linear com o acoplamento do cone para a radiocirurgia, e um dos colimadores localizadores cujos diâmetros variam de 5 a 50 mm.



Figura 9 A – Acelerador Linear com o acoplamento do colimador para radiocirurgia.

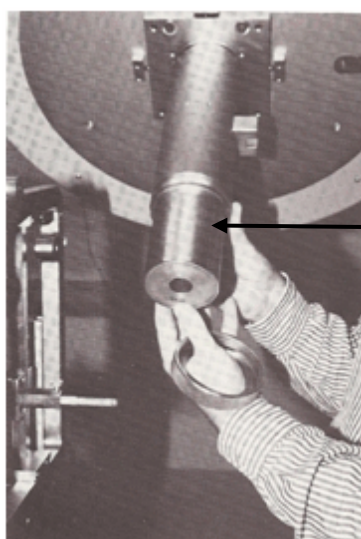


Figura 9 B – Colimador para Radiocirurgia (RADIONICS, 1998).

As Figuras 10 e 11, mostram o colimador *micromultileaf*, que tem a possibilidade de dimensionar campos de qualquer tamanho até, no máximo, 10 cm x 10 cm e o cabeçote do acelerador linear com o acoplamento do *micromultileaf*.

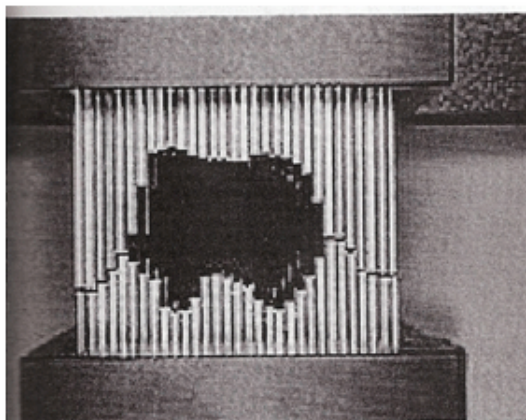


Figura 10 – Colimador *micromultileaf*.



Figura 11 – Acelerador Linear com o acoplamento do micromultileaf para radiocirurgia.

A radiocirurgia com o Cyberknife foi inicialmente descrita por Guthrie e Adler, em 1991. O Cyberknife é constituído por um acelerador linear miniaturizado, montado em um braço robótico industrial e por um sistema de imagem que realiza o alinhamento do feixe de radiação com o alvo de tratamento. Este sistema utiliza um acelerador linear que gera feixes de energia máxima de 6 Mev e colimadores circulares de diferentes diâmetros. Para a radiocirurgia, o anel estereotáxico, geralmente não é usado, devido à utilização por este equipamento, do sistema de imagem guiada durante o planeamento e a realização da radiocirurgia (Figura 12).

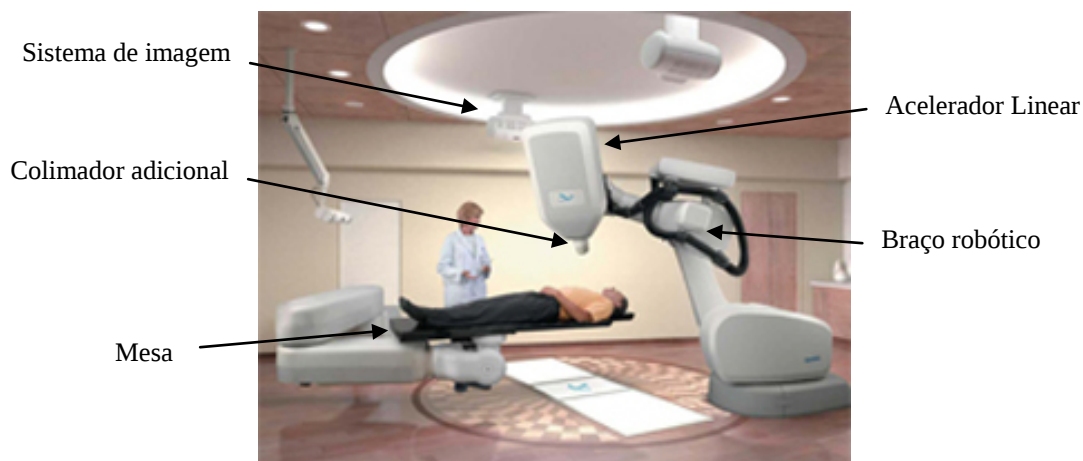


Figura 12- Cyberknife (ACCURAY INC., 2007).

A Tomoterapia é uma nova modalidade de radioterapia que modifica o desenho de uma tomografia computadorizada, transformando-a em uma máquina de tratamento, pela combinação da precisão da imagem tomográfica com a radiação empregada para o tratamento. Isto é obtido pela adição de um acelerador linear, com a emissão de feixes de radiação de alta energia de 6 MeV, à fonte rotatória de raios-X diagnóstico. O tratamento é realizado através da rotação do aparelho em volta do paciente. A inclusão de imagem tomográfica dentro da unidade de tomoterapia permite uma precisa localização do alvo, antes e durante a radiocirurgia (PEREZ; BRADY, 2008). O equipamento de tomoterapia é mostrado na Figura 13.

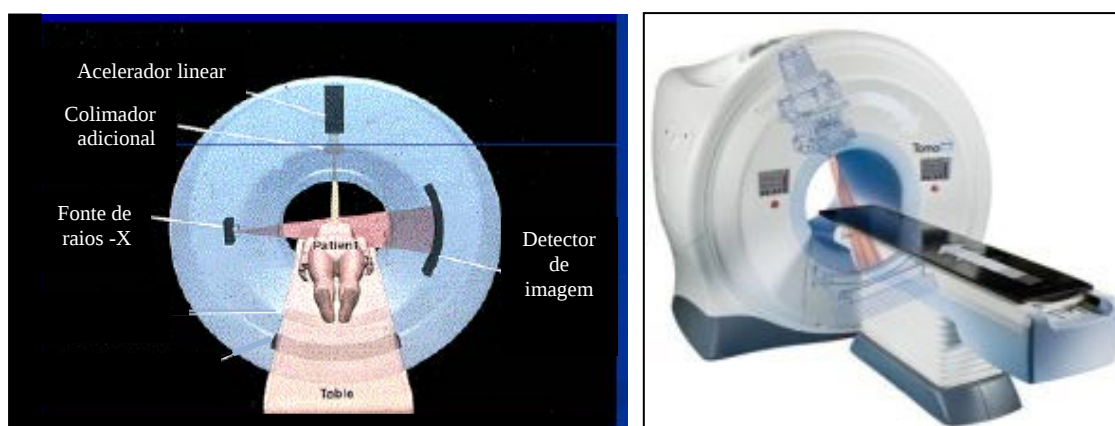


Figura 13 - Equipamento de Tomoterapia (ACCURAY INC., 2007).

2.1.2 – Sistema de Planejamento da Radiocirurgia Estereotáxica

O primeiro passo no planejamento da radiocirurgia é a avaliação do tamanho do volume alvo e o número de campos (arcos) requeridos para uma satisfatória cobertura do alvo. Na radiocirurgia com Acelerador Linear, utilizando cones, os campos são circulares e no caso de lesões irregulares é preferível usar colimadores secundários dinâmicos, denominados de *micromultileaf* (PODGORSK et al., 1998). Os campos circulares têm diâmetro máximo de 1,8 centímetros para a Gamma Knife e de 5 centímetros para o Acelerador Linear, enquanto que os colimadores *micromultileaf* têm tamanho máximo de 10 cm.

Cada modalidade de radiocirurgia tem os seus próprios parâmetros de planejamento. Os parâmetros para feixes de partículas pesadas incluem a energia do feixe, a modulação do alcance e a posição do feixe em relação à cabeça do paciente. Os parâmetros para o Gamma Knife são: tamanho das aberturas, definido pela colocação do capacete, o botão seletivo de ligação de múltiplas aberturas de fontes e a posição do ponto alvo. E os parâmetros para o Acelerador Linear são: diâmetro dos colimadores, intervalos de rotação do cabeçote às múltiplas posições da mesa do aparelho, peso diferencial de dose por intervalo de rotação e o alvo de tratamento.

Para cada modalidade de radiocirurgia há um controle de qualidade específico que visa minimizar a dose nas estruturas radiosensíveis adjacentes ao alvo de tratamento. Um exemplo de um dos controles de qualidade é a otimização geométrica feita através da ferramenta do sistema de planejamento computadorizado denominada de *Beams Eye View* (BEV), que permite a visualização dos arcos empregados no planejamento da radiocirurgia e a visualização das estruturas anatômicas alcançadas por estes arcos, e desta forma, realizar a proteção destas estruturas com maior segurança (Figura 14).

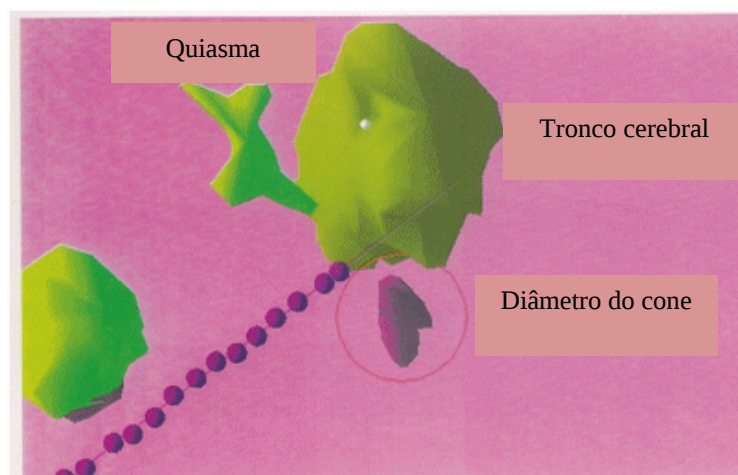


Figura 14 - Imagem observada através da ferramenta *Beams Eye View* de um planejamento de um alvo próximo ao tronco cerebral (RADIONICS, 1998).

A seleção de campos de tratamento difere entre as modalidades de radiocirurgia. O plano de tratamento é determinado pelo número de alvos e pelos campos para cada alvo, onde no caso do Acelerador Linear, cada campo é representado por um arco (Figura 15).

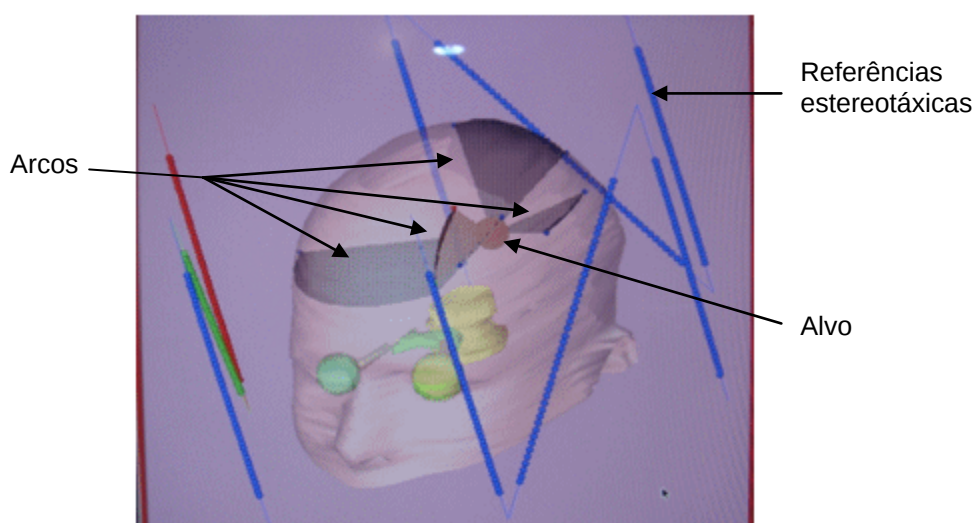


Figura 15 – Imagem da representação dos arcos em radiocirurgia, mostrando a localização do alvo (RADIONICS, 1998).

Os sistemas de planejamento computadorizados são alimentados com os dados da dosimetria do feixe de radiação e cada sistema tem como funções básicas: múltipla modalidade de imagem estereotáxica, como por exemplo, Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e angiografia; capacidade de reconstrução e visualização tridimensional das estruturas, isodoses e histograma de dose-volume e algoritmo de cálculo

tridimensional para o método de arcos convergentes (SHEPARD; MEEDS, 2008). O sistema de planejamento é composto por uma estação de trabalho, onde as informações que chegam ao computador, através da rede, disco óptico ou CD são processadas; um scanner, que é utilizado no caso de angiografia e uma impressora, que, no final de cada planejamento é utilizada para imprimir todos os dados que vão ser executados pelo equipamento de radiocirurgia. Os principais sistemas de planejamento para a radiocirurgia são: o X-Knife, da Radionics e o BrainScan, da BrainLab.

O planejamento da radiocirurgia deve proporcionar ferramentas para avaliar a dosimetria da configuração de tratamento proposta. A operação fundamental é a computação da dose em cada ponto intracraniano. Algoritmos de dose são obtidos de dados de feixes únicos e estáticos (LUXTOR et al., 1991). Para fótons, os algoritmos de dose empregados em radiocirurgia estereotáxica tipicamente não levam em conta a heterogeneidade produzida pelo osso ou cavidade de ar. O erro introduzido quando se utilizam fótons, supondo a homogeneidade de densidade tecido equivalente para o crânio, é aproximadamente de 1% (KOOY, 1993).

A dose calculada pelo sistema de planejamento computadorizado fornece a dose depositada em um determinado ponto. O resultado desta dose computadorizada pode ser avaliado de várias formas: sumário de dose para uma estrutura anatômica; distribuição da isodose através de um volume intracraniano na forma de distribuição de dose planar combinado com dados da imagem e a superfície de isodose tridimensional; distribuição de dose na superfície e, por último, o histograma de dose volume. Cada sistema computadorizado fornece uma diferente representação dos dados dosimétricos.

2.2 – Dosimetria em Radiocirurgia Estereotáxica

As técnicas usadas para as medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia e das distribuições de doses são as mesmas utilizadas para a radioterapia convencional. Vários sistemas dosimétricos estão disponíveis para estas medidas, desde aqueles que constroem tridimensionalmente uma representação gráfica das curvas de isodoses, como câmara de ionização ou diodo, até sistemas de dosimetria, termoluminescente e com filmes. Os detectores de radiação podem ser utilizados no modo diferencial ou no modo integral. No modo diferencial, a resposta do detector é proporcional à taxa de dose no ponto de interesse, e no modo integral o sinal produzido é proporcional à dose integrada durante um determinado intervalo de tempo no ponto de interesse. Os parâmetros dosimétricos dos feixes

de radiação normalmente são medidos no modo diferencial, mas também podem ser medidos no modo integral. Porém, as distribuições de doses em radiocirurgia só podem ser medidas no modo integral.

A dosimetria para a radiocirurgia é complexa devido a fatores como: relação entre o tamanho do detector e as dimensões do campo de radiação; falta de equilíbrio eletrônico lateral em pequenos campos de radiação X; e ainda, o detector pode perder informação, devido ao acentuado gradiente de dose (MCKERRACHER; THWAITES, 1999; SOUZA; MONTI, 2001; SANTOS, 2003).

Os detectores usados para a dosimetria em radioterapia com fótons são geralmente muito grandes para os campos utilizados na radiocirurgia, que utiliza pequenos campos de radiação (FAN et al., 1996; ZHU et al., 2000). Portanto, as dimensões do detector de radiação para o uso em dosimetria de radiocirurgia são muito importantes. Alguns dosímetros que podem ser usados para a radiocirurgia incluem: os detectores de diamante, os dosímetros termoluminescentes (TLDs), os cintiladores plásticos, os filmes radiocrômico e radiográfico, as câmaras de ionização de pequenas dimensões e os detectores semicondutores, tipos “metal-oxide-semiconductor field effect transistor” (MOSFET) e diodo de silício.

As vantagens e desvantagens de cada detector para a dosimetria de pequenos campos de raios-X têm sido discutidas na literatura (CRUZ et al., 2003).

O detector de diamante tem mostrado ser confiável para medidas de pequenos campos, devido à sua equivalência a água e seu pequeno diâmetro ativo. É um detector de leitura indireta, é caro e sua resposta é dependente da taxa de dose.

Os dosímetros termoluminescentes TLD-100 (LiF) têm uma resposta linear com a dose e têm número atômico efetivo equivalente ao do tecido humano, porém são dosímetros de leitura indireta, apresentando diversos componentes de incerteza na sua leitura, tais como: estabilidade da fotomultiplicadora, efeito temperatura.

Os cintiladores plásticos são quase equivalentes à água e tem resposta linear com a dose, mas o efeito do cabo, devido à radiação Cherenkov, é a sua maior desvantagem.

Os filmes radiocrômicos e radiográficos podem ser usados para estudos de uniformidade do campo de radiação ou de distribuição de dose espacial, sendo muito utilizados para estudos de espalhamento e perfil de dose.

A câmara de ionização é o detector mais comumente utilizado na dosimetria em radioterapia. Em radiocirurgia, onde pequenos campos são usados, devem ser tomados cuidados especiais para assegurar que as dimensões do volume sensível da câmara sejam bem menores que as dimensões dos feixes de radiação empregados na radiocirurgia. A câmara de

ionização pode ser utilizada para as calibrações de dose no feixe primário de campos de radiocirurgia e podem ser usadas no modo diferencial ou no modo integral. Para as medidas em radiocirurgia utilizam-se câmaras de ionização de placas paralelas com um volume nominal de $0,05 \text{ cm}^3$ (microcâmaras) e as medidas em geral são realizadas em um *phantom* de água.

Para tamanhos de campos iguais ou maiores do que 12,5 mm, as medidas da distribuição de dose no eixo central podem ser feitas com uma câmara de ionização de placas paralelas, com um volume sensível com diâmetro de 3 mm, como por exemplo: a câmara de ionização PTW modelo N 23342 (AAPM, 1995).

Os detectores semicondutores, também podem ser utilizados nas medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia. Os detectores MOSFET têm resposta linear com a dose, mas têm grande dependência energética, e vida útil limitada. Os diodos possuem um volume sensível muito menor do que as câmaras de ionização, e com isto, oferecem um melhor poder de resolução, porém não podem ser utilizados para a calibração de dose absoluta dos feixes de radiação. As vantagens do detector semicondutor, incluem: a alta resolução espacial, a resposta linear com a dose, a boa reprodutibilidade e estabilidade e a facilidade de uso. A desvantagem é que os diodos têm alta dependência energética (HEYDARIAN et al., 1996; ZHU et al., 2000).

Como se pode perceber, não existe atualmente um detector único que seja ideal para a dosimetria de campos muito pequenos (CRUZ et al., 2003).

2.2.1 – Dosimetria do Feixe de Radiação

Para se entender a dosimetria do feixe torna-se necessário conhecer o conceito de alguns parâmetros dosimétricos como: percentagem de dose profunda (PDP), razão tecido máximo (TMR), razão fora do eixo central (razão *off-axis*, OAR) e fator de rendimento (*Output*).

A **percentagem de dose profunda** (PDP) é a relação percentual da dose em uma determinada profundidade (d) em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico - d_{max}), medida no eixo central do feixe de radiação. Para a sua medida se mantém constante a distância fonte superfície (DFS) e o dosímetro é descolado para as devidas profundidades. Como demonstrado na Figura 16, a percentagem de dose profunda $P(d, r, f)$ para um ponto arbitrário Q no eixo central do feixe em um meio, é definida como a razão de duas doses ou taxas de dose, de acordo com a Equação 1.

$$P(d, r, f) = \frac{100 \times D_Q}{D_M} \quad (1)$$

Onde:

d é a profundidade no simulador;

r é o raio do campo;

f é a distância fonte superfície;

D_Q é a dose no ponto arbitrário Q;

D_M é a dose no ponto M na profundidade de dose máxima d_{max} .

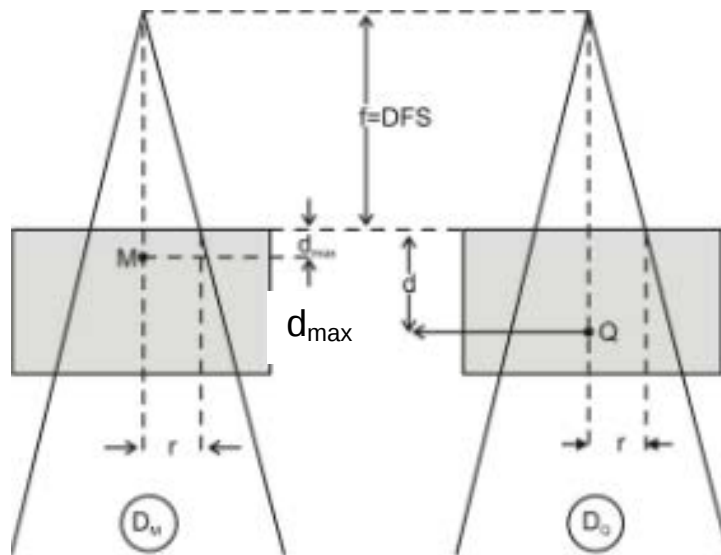


Figura 16 - Medida da percentagem de dose profunda. O ponto M está na profundidade de dose máxima no simulador; o ponto Q é um ponto arbitrário no eixo central do feixe de radiação na profundidade d do simulador. O raio do campo à distância fonte superfície f é r (SCAFF, 1997).

A **razão tecido máximo** (TMR) é a razão da dose em um ponto no *phantom*, em uma profundidade de referência (d), pela dose no mesmo ponto na profundidade de máxima dose (d_{max}), medida no eixo central (SCAFF, 1997). Para as medidas do TMR se mantêm constante a distância fonte dosímetro e espessuras determinadas são colocadas sobre o dosímetro. A TMR é empregada em tratamentos isocêntricos, que utilizam distância fonte isocentro (DFI), constante, variando a distância fonte superfície (DFS), como mostra a Figura 17. Na TMR, o ponto de interesse está no isocentro, deste modo o tamanho do campo no isocentro permanece constante, enquanto a distância fonte superfície sofre variações. A razão tecido máximo é dada pela Equação 2.

$$\text{TMR}(d_i, r_i) = \frac{D_I}{D_{\max}} \quad (2)$$

Onde:

D_I é a dose na profundidade d_i ;

$D_{\max}$ é a dose na profundidade $d_{\max}$;

d_i é a profundidade da superfície ao isocentro;

r_i é a dimensão do campo no isocentro.

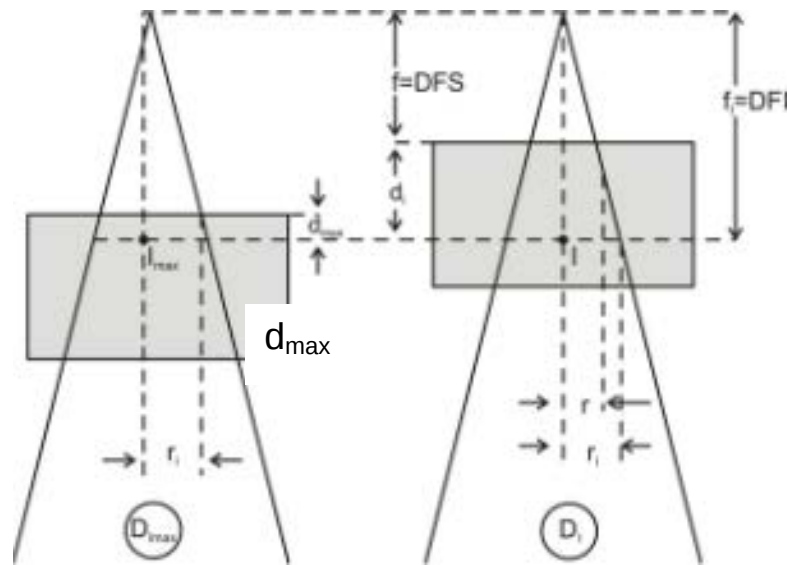


Figura 17 - Medida da relação tecido-máximo. Os pontos $I_{\max}$ e I estão no simulador na distância fonte isocentro do acelerador linear; $I_{\max}$ na profundidade de máxima dose $d_{\max}$ e I na profundidade d_i . O raio do campo no isocentro é r_i . DFS é a distância fonte superfície. DFI é a distância fonte isocentro (SCAFF, 1997).

A **razão off-axis** (OAR) é a distribuição de dose fora do eixo central, e é definida como a razão da dose em uma dada profundidade fora do eixo central pela dose na mesma profundidade no eixo central (SCAFF, 1997), representada pela Equação 3.

$$\text{Razão "Off-Axis" (OAR)} = \frac{D(s, r, d)}{D(s, 0, d)} \quad (3)$$

Onde:

$D(s, r, d)$ é a dose relativa no campo estereotáxico s na distância radial r , em relação ao centro do campo de radiação à profundidade d ;

$D(s, 0, d)$ é o valor da dose no eixo central, nas mesmas condições.

O **fator de rendimento** (*output*) é a razão da taxa de dose na profundidade de dose máxima para um determinado tamanho de campo pela taxa de dose para um tamanho de campo de referência (10 cm x 10 cm), na profundidade de dose máxima (SCAFF, 1997), demonstrado na Equação 4.

$$\text{Fator de rendimento} = \frac{D_M(r)}{D_M(10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm})} \quad (4)$$

O fator de rendimento relaciona a dose na profundidade de dose máxima para um campo circular de raio r , com a dose do campo de referência (10 cm x 10 cm) à mesma profundidade.

Quando são utilizados cones ou colimadores circulares para a realização da radiocirurgia no acelerador linear, a dosimetria é definida para cada colimador e o pequeno tamanho dos colimadores permite a análise de dose primária e espalhada juntas. A densidade das estruturas cranianas é basicamente equivalente à água e as correções de heterogeneidade não são necessárias mesmo considerando a estrutura óssea do crânio, devido à alta energia do feixe de radiação e a reduzida espessura da calota craniana. A dose D de um feixe a uma dada angulação do cabeçote e mesa para um ponto (x, y, z) e tamanho do campo estereotáxico s , à profundidade d , pode ser descrita pela Equação 5 (KOOY et al., 1999):

$$D(d, s, x, y, z) = M \times S_t(s) \times \text{TMR}(d, s) \times \text{OAR}(x_0, y_0) \times \frac{\text{SAD}^2}{x^2 + y^2 + (\text{SAD} - z)^2} \quad (5)$$

Onde:

M é o número de unidades monitor dado, assumindo uma calibração geométrica

isocêntrica com 1 UM / cGy no isocentro na calibração geométrica;

S_t é o rendimento do colimador isocêntrico na profundidade de dose máxima na água;

TMR é a razão tecido máximo;

OAR é a razão fora do eixo projetado para o isocentro (x_0, y_0) com a posição fora do eixo ao isocentro para ponto (x, y) ;

SAD é a distância fonte isocentro.

É assumido na equação acima, que a OAR é independente da profundidade e que o tamanho do campo estereotáxico s , na TMR é constante para todas as profundidades.

Os tratamentos estereotáxicos com arcos são sempre isocêntricos e os tamanhos dos campos são pequenos (KOOY et al., 1999).

2.2.2 – Dosimetria no Paciente submetido à Radiocirurgia Estereotáxica

Como visto anteriormente, a vantagem da radiocirurgia estereotáxica é a aplicação de altas doses de radiação no alvo a ser tratado, com o mínimo de radiação para as estruturas vizinhas (SOUZA; MONTI, 2001). Entretanto, partes do corpo do paciente, fora da área de tratamento, podem receber radiação secundária devido ao espalhamento por partes do aparelho e paredes da sala, fuga de radiação através da blindagem do cabeçote do equipamento, do espalhamento nos colimadores, bem como devido ao espalhamento no próprio paciente (KASE et al., 1983; CHENG et al., 1997).

A estimativa da dose recebida pelo paciente em órgãos extracranianos é importante principalmente para os pacientes submetidos à radiocirurgia e que têm uma longa expectativa de vida. Efeitos secundários decorrentes da radiação podem se manifestar, especialmente quando se trata de pacientes pediátricos e de portadores de doenças cerebrais benignas. Trabalhos realizados por Taylor e colaboradores (2010), têm mostrado que, para um tratamento de radiocirurgia com uma dose de radiação de 20 Gy, podem ser encontradas doses da ordem de cGy nas regiões fora do campo de tratamento .

É importante ressaltar que a dosimetria no paciente submetido à radiocirurgia é de fundamental importância, devido à possibilidade de ocorrência de efeitos biológicos. Os olhos merecem especial atenção, devido à possibilidade de opacificação dos cristalinos, que são estruturas muito sensíveis à radiação (LIANG, 2006; LIJUN, 2000). O valor de dose limiar para a ocorrência de radiopacidade no cristalino humano está entre 0,5 a 2,0 Sv, para exposição única (ICRP, 2007). O limite anual ocupacional, segundo a ICRP (Comissão Internacional de Proteção Radiológica) é de 150 mSv (ICRP, 2007). Pesquisas recentes sugerem que existem algumas reações nos tecidos, especialmente aquelas tardias para as quais a dose limiar é menor do que se pensava anteriormente, além de que a existência de um limiar de dose é questionada. Neste sentido, a nova declaração da ICRP, lançada no dia 21 de abril de 2011 (PEREZ, 2011), informa que a dose limiar para a radio-indução da catarata é de 0,5 Gy para exposições agudas e fracionadas.

O outro dano devido à radiação pode resultar em um efeito estocástico manifestado em longo prazo depois da exposição à radiação, em células somáticas, resultando na indução de câncer, e em células germinativas, podendo resultar em doenças hereditárias nos descendentes dos pacientes irradiados (NOVOTNÝ et al., 1996).

O risco dos efeitos estocásticos podem ser reduzidos em frequência, diminuindo a dose nas estruturas, mas não podem ser evitados inteiramente, desde que podem ocorrer com

baixa frequência mesmo com doses de radiação baixas. O período de latência entre a exposição à radiação e o aparecimento de um câncer pode ser de vários anos. O período médio de latência para o aparecimento de uma leucemia pode ser de 8 anos, e de duas a três vezes maior, para o aparecimento de um tumor sólido. Embora durante o tratamento a dose de radiação recebida no sistema reprodutivo de pacientes do sexo feminino seja pequena, é recomendado que estas pacientes não sejam irradiadas durante os primeiros dois meses de gravidez, a menos que haja uma forte contra-indicação para retardar o início do tratamento com radiação (NOVOTNÝ et al., 1996).

As medidas da dose extracraniana, nos pacientes submetidos à radiocirurgia, podem ser feitas pela colocação de dosímetros termoluminescentes em regiões específicas do corpo, como nos olhos, na tireóide, no tórax e na pelve.

Nos trabalhos publicados referentes à dosimetria nos pacientes submetidos à radiocirurgia é descrita a utilização de TLDs, posicionados sobre a pele dos pacientes, em locais específicos do corpo, próximos aos que se deseja medir a dose de radiação recebida, como: olhos, tireóide, mamas, gônadas, e feto, no caso de pacientes grávidas (IOFFE et al., 2002; CHENG et al., 1997, 2003; NOVOTNÝ et al., 1996, 2002).

As doses de radiação recebidas descritas nestes artigos são as seguintes: para os olhos, a dose mínima descrita foi de 22 cGy e dose máxima de 36,9 cGy. A tireóide recebeu como dose mínima, 5,8 cGy e como dose máxima, 20 cGy. A dose descrita para as mamas foi de 3,3 cGy, como dose mínima e de 21 cGy, como dose máxima. Nas gônadas a dose mínima descrita foi de 0,6 cGy e a dose máxima de 4 cGy. No caso de pacientes grávidas, as doses recebidas pelo feto foram obtidas de medidas realizadas no abdome na projeção do útero nas posições superior, média e inferior. E as doses descritas foram 0,31 cGy, 0,20 cGy e 0,15 cGy, respectivamente. As doses de radiação empregadas para o tratamento, nestes trabalhos, variaram de 1800 cGy a 2500 cGy e o tamanho dos campos variaram de 14 mm a 18 mm de diâmetro.

A conclusão destes autores é que a dose de radiação nas estruturas extracranianas próximas às áreas a serem tratadas, como olhos e tireóide, variam com a dose de radiação empregada para o tratamento, com o tamanho do campo de radiação utilizado e com a angulação dos campos. Para as estruturas mais distantes, a dose de radiação recebida é independente destes fatores.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foi utilizado o semicondutor XRA-24, diodo de silício tipo *n*, de fabricação da DT - Detection Technology. É um semicondutor com tecnologia planar, cuja área ativa é de $5,76 \text{ mm}^2$ ($2,4 \text{ mm} \times 2,4 \text{ mm}$), corrente de fuga máxima de 160 pA (para tensão de 50 V) e capacitância típica de $7,0 \text{ pF}$ para tensão de 30 V (DETECTION TECHNOLOGY, 1997). A Figura 18 mostra o esquema do semicondutor.

Para a realização das medidas, o semicondutor foi montado em um suporte plástico com altura, largura e profundidade respectivamente iguais a $2,0$, $1,2$ e $0,5 \text{ cm}$ e recoberto com lâmina plástica preta com 100 mg/cm^2 de espessura, a fim de evitar a incidência da luz ambiente no dispositivo. A imagem do semicondutor XRA-24 sobre o seu suporte é mostrado nas Figuras 19 A e B. Para a realização das medidas, o XRA-24 foi acoplado ao eletrômetro Standard Imaging, modelo CDX 2000 A. O intervalo de operação do eletrômetro é de $0,01$ a 10^6 nC , com uma corrente de fuga de 10^{-15} A .

Para a caracterização da resposta do semicondutor XRA-24 foram realizadas medidas em três instituições de radioterapia, todas com equipamento acelerador linear com 6 MV , sendo que duas utilizavam o sistema de radiocirurgia com cones circulares e uma com o sistema de *micromultileaf*. Para a avaliação da dose em pacientes em regiões extracranianas, as medidas foram realizadas apenas em uma instituição, conforme descrito nos itens a seguir.

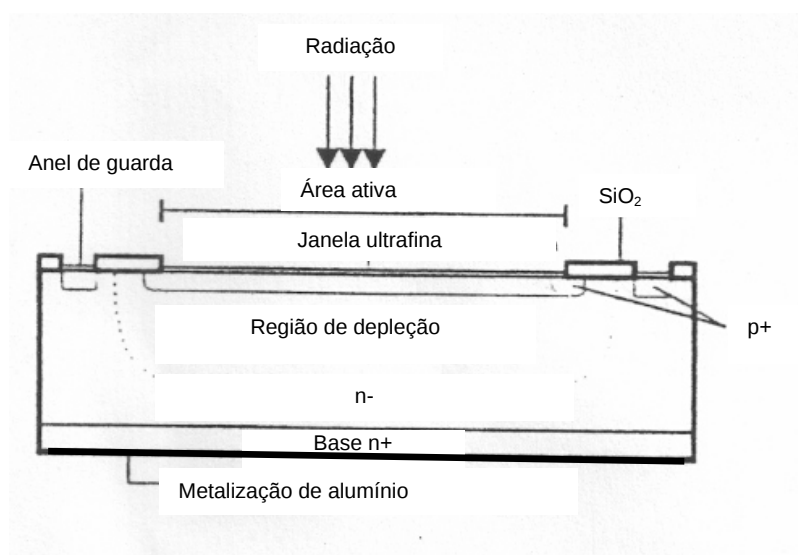
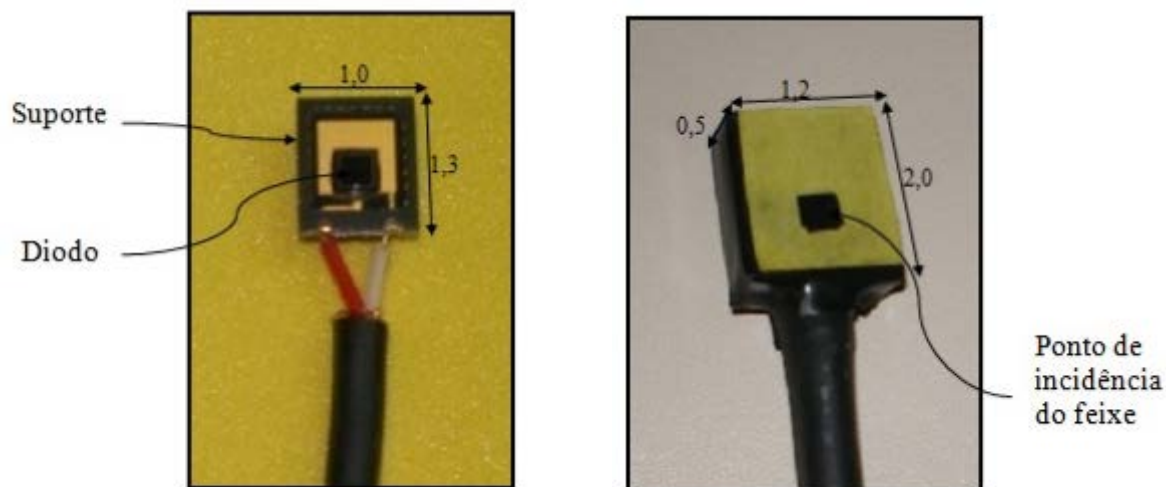


Figura 18 - Esquema do semicondutor XRA-24 (DETECTION TECHNOLOGY, 1997).



Figuras 19 A e 19 B - Imagens do semiconductor XRA-24 sobre seu suporte.

Para a dosimetria em radiocirurgia, foi utilizado o acelerador linear, Clinac 600C, marca Varian, que emite feixe de raios-X com 6 MeV de energia máxima, do Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda (IRWAM), do Recife, acoplado ao colimador adicional marca Radionics, do Centro de Radiocirurgia de Pernambuco (RADIONEURO), mostrado na Figura 20. Foram também utilizados os aceleradores lineares da Liga Norte Rio Grandense Contra o Câncer (LNRCC) de Natal e da Clínica Oncoville de Curitiba.



Figura 20 – Acelerador Linear para radiocirurgia.

Foram utilizados colimadores com abertura central divergente cônica, no intervalo de 12,5 a 40,0 mm de diâmetro, com variações de 2,5 mm no diâmetro (Figuras 21 A e 21 B).

Para a realização das medidas foi ajustado um campo de 6 cm x 6 cm, nos colimadores do acelerador linear (colimadores X e Y), para assegurar um espalhamento constante do feixe de radiação para todas as configurações utilizadas.



Figura 21 A – Colimadores para a radiocirurgia.



Figura 21 B – Diâmetros dos colimadores (12,5 a 40 mm).

3.1 - Verificação do Isocentro do Acelerador Linear

Inicialmente foi efetuado o estudo para verificar as condições de isocentro do acelerador linear. Para tanto, utilizou-se o filme Kodak X-Omat V, que foi colocado em um suporte especial e posicionado a 100 cm da fonte de radiação. Foi efetuada uma irradiação com 2 UM, no filme com o cabeçote na posição de 0°, e com o cone de 20 milímetros de diâmetro, com a colocação de uma pequena esfera radiopaca sobre o filme e coincidindo com o centro do cone (Figura 22 A). Em seguida, mantendo-se a mesma geometria, o cabeçote foi girado para o ângulo de 270° (Figura 22 B) e foi efetuada nova irradiação com 2 UM. O mesmo procedimento foi repetido com o cabeçote a 90°. A seguir, o filme foi revelado e a imagem analisada procurando-se verificar se o centro do campo nas três posições de irradiação coincidia com o centro da esfera radiopaca. O mesmo procedimento foi realizado, utilizando-se novo filme e o cone de 40 mm de diâmetro.

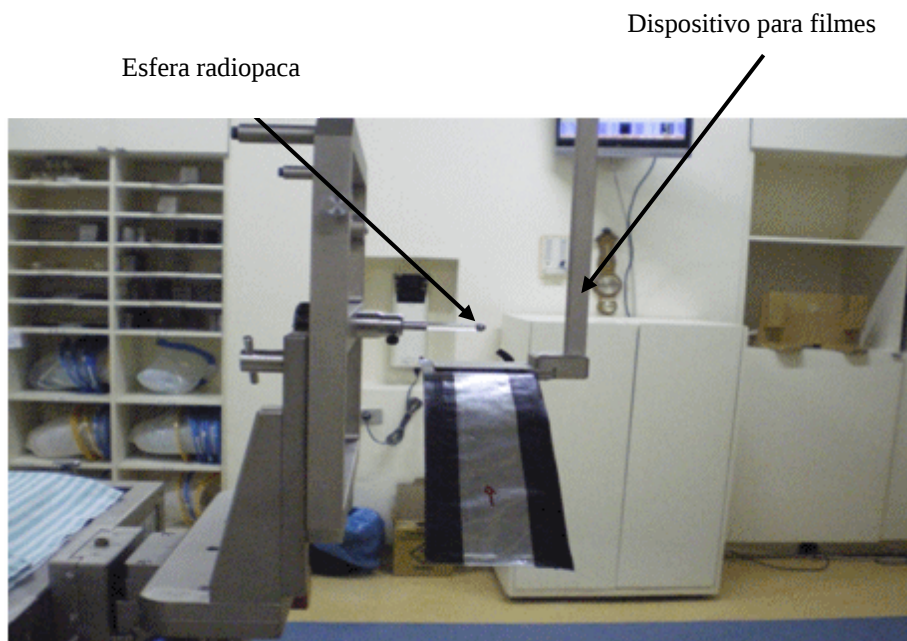


Figura 22 A – Esfera radiopaca e o dispositivo para colocação de filme radiográfico.

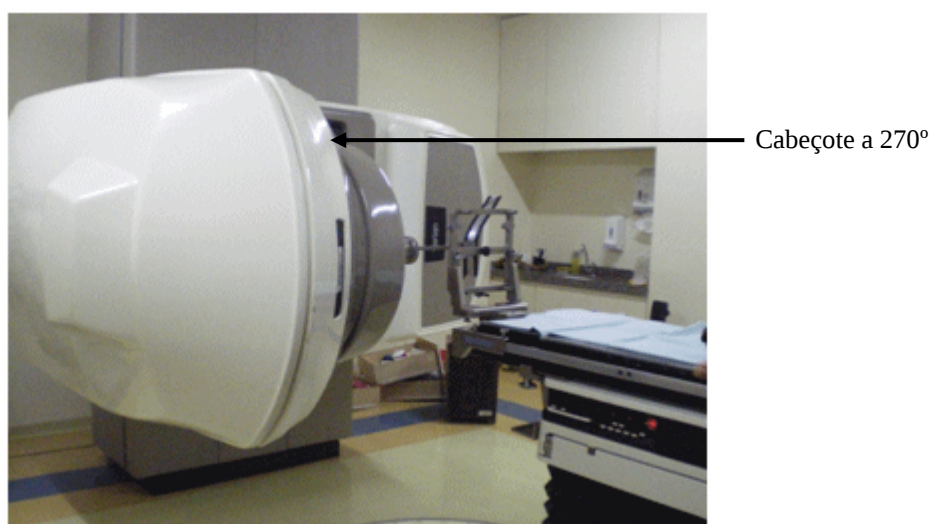


Figura 22 B – Cabeçote do acelerador linear posicionado a 270°.

3.2 – Estudo da Repetibilidade e Calibração do Semicondutor

Em seguida foi efetuada a avaliação da repetibilidade da resposta do semicondutor para um dado valor de dose de radiação. Para tanto, o detector foi posicionado sobre um *phantom* de acrílico de 35 cm x 35 cm x 9,5 cm, no centro do campo de radiação, conforme mostrado na Figura 23. Foram fixados o campo de radiação em 10 cm x 10 cm e a distância fonte detector em 100 cm e uma placa de acrílico de 5 cm foi posicionada sobre o detector, mantendo-se fixo o valor da unidade monitor (UM) em 23, o que corresponde a uma dose de

20 cGy na posição do detector. Foram realizadas 10 (dez) medidas consecutivas e foi calculada a média e o desvio padrão das medidas obtidas.

Para a determinação da curva de calibração do semicondutor, mantendo-se a mesma geometria anteriormente descrita, foram feitas medidas com doses de 20, 40, 60, 100, 150, 200, 300 e 500 cGy, previamente determinadas com câmara de ionização à profundidade de 5 cm. A Figura 24 mostra o arranjo experimental. Para cada valor de dose foram efetuadas três medidas e a leitura média foi utilizada para traçar a curva de calibração que relaciona a leitura do semicondutor com a dose de radiação.

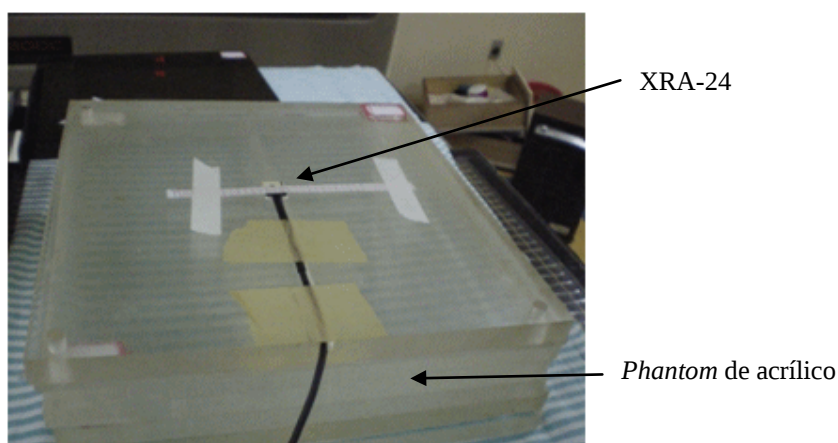


Figura 23 – Arranjo experimental com o semicondutor no *phantom* utilizado para a determinação da repetibilidade e da curva de calibração.

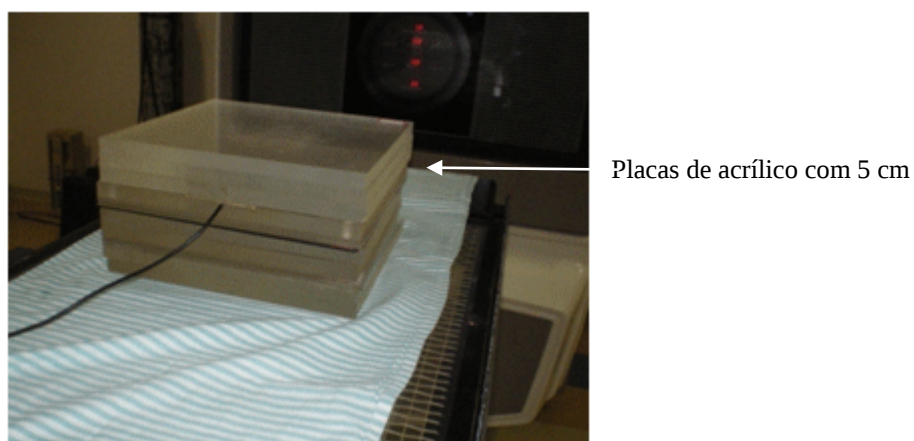


Figura 24 - Arranjo experimental com o semicondutor no *phantom*, com 5 cm de placas de acrílico sobre o detector, utilizado para a determinação da repetibilidade e da curva de calibração.

Também foi efetuada a calibração de dosímetros termoluminescentes (TLD-100) a fim de serem utilizados para comparação com as medidas obtidas com o semicondutor XRA-24.

3.3 - Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

Para a calibração dos dosímetros TLD-100, foi utilizado um grupo de 100 dosímetros do mesmo lote e com sensibilidades com variações menores que 5%. Os dosímetros foram encapsulados aos pares em envoltórios plásticos, que foram colocados no centro do campo de radiação de 10 cm x 10 cm, sobre a superfície de um *phantom* de acrílico de 35 cm x 35 cm x 9,5 cm, conforme mostrado na Figura 25. Sobre os dosímetros foi colocada uma placa de acrílico de 5 cm de espessura, conforme mostrado na Figura 26.



Figura 25 – Colocação do TLD sobre o *phantom*.



Figura 26 – Colocação de placas de acrílico sobre o dosímetro.

Em seguida, os TLDs foram irradiados com doses previamente determinadas com câmara de ionização, no intervalo entre 1 e 15 cGy. Os TLDs foram lidos no laboratório de dosimetria do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do DEN/ UFPE, utilizando-se a leitora Victoreen modelo 2800. Como com o aumento da dose pode ocorrer a saturação da fotomultiplicadora da leitora de TLD, foram efetuadas leituras da curva de calibração com dois valores de tensão na fotomultiplicadora. Foram realizadas medidas com a tensão da fotomultiplicadora em 600 V e 769 V.

3.4 - Medidas da Razão Tecido Máximo

3.4.1 - Medidas da TMR com colimadores circulares

Para as medidas do TMR com semicondutor, primeiramente o XRA-24 foi posicionado sobre um *phantom* de acrílico de 30 cm x 30 cm x 11 cm na distância fonte detector de 100 cm (isocentro do acelerador linear). Foi efetuada uma irradiação com a dose de 20 cGy, utilizando o cone de 20 mm de diâmetro e foi efetuada a leitura obtida com o semicondutor. Mantendo a mesma geometria, nova medida foi efetuada e a média das duas leituras foi obtida. Em seguida foram realizadas medidas mantendo-se o semicondutor no centro do campo e colocando-se na sua superfície placas de acrílico com diferentes espessuras que variaram de 0,226 cm a 19,298 cm. Para cada placa foram realizadas duas medidas, sendo cada uma correspondente a 20 cGy de dose. A distância fonte detector, em todas as medidas, foi mantida constante e igual a 100 cm. O procedimento foi repetido utilizando-se os cones de 40 mm e de 12,5 mm de diâmetro.

Para a validação dos resultados obtidos com o semicondutor foram realizadas medidas com o TLD-100 (LiF). Para tanto um par de dosímetros TL, encapsulados em um invólucro plástico, foi posicionado na superfície de um *phantom* de acrílico de 30 cm x 30 cm x 9,5 cm, no isocentro do feixe e a 100 cm do foco. Foi efetuada uma irradiação com o cone de 20 mm de diâmetro e com uma dose monitor de 23 UM, correspondendo a 20 cGy. Em seguida o par de TLD foi substituído por outro, colocado na mesma geometria e sobre ele foi colocada uma placa de acrílico de 0,226 cm. A distância foco dosímetro foi mantida em 100 cm. O procedimento foi repetido variando-se a espessura da placa de acrílico na frente do dosímetro. O valor da espessura das placas variou de 0,226 a 19,298 cm. Em seguida os dosímetros TL foram lidos na leitora Victoreen 2800 e o valor médio das leituras dos dosímetros de cada invólucro foi determinado. O valor da TMR foi calculado da mesma forma que no caso do

semicondutor. Em seguida, o procedimento foi repetido utilizando-se os cones de 40 mm e de 12,5 mm de diâmetro.

3.4.2 - Medidas de TMR com colimador *micromultileaf*

Como em radiocirurgia também se utiliza sistema de *micromultileaf* para a definição dos campos de radiação, procurou-se também avaliar a resposta do semicondutor para esta condição de irradiação. Para tanto, mantendo o mesmo procedimento e a mesma geometria de irradiação, foram realizadas medidas com campos de 12 mm x 12 mm, de 18 mm x 18 mm e de 30 mm x 30 mm.

A partir das médias das leituras, foi obtido o valor de TMR, para cada profundidade, a partir da razão entre a leitura nesta profundidade e a leitura na profundidade de máxima leitura, que é de 1,5 cm.

3.5 - Medidas da Razão *Off-Axis*

3.5.1 - Medidas da OAR com colimadores circulares

Para os estudos das doses em pontos fora do eixo central, utilizou-se um *phantom* de acrílico de 30 cm x 30 cm x 11 cm e sobre ele foi posicionado uma placa de acrílico contendo o semicondutor XRA-24 no centro e com a superfície no mesmo nível da superfície do *phantom*. Sobre esta placa foi colocada outra placa de acrílico com 1,5 cm de espessura, a fim de obter o equilíbrio eletrônico. Utilizando-se inicialmente o cone de 20 mm de diâmetro, o semicondutor foi posicionado no eixo central do campo de radiação e a distância do foco à superfície do detector foi fixada em 100 cm. Foi efetuada uma irradiação com a dose de 20 cGy, calculada no ponto do semicondutor. Em seguida, o conjunto foi sendo deslocado horizontalmente de 2 em 2 mm, e medidas foram sendo realizadas a cada ponto, para uma mesma dose de radiação. As Figuras 27 e 28 mostram o esquema de irradiação. Todo o procedimento foi repetido para o cone de 12,5 mm de diâmetro.

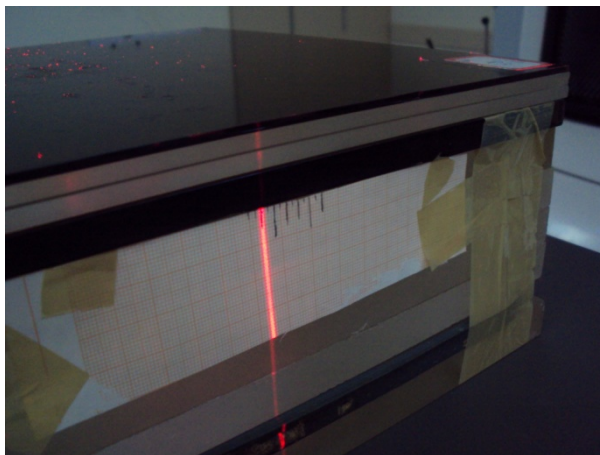


Figura 27 - Arranjo experimental para estudo da razão *off-axis*.

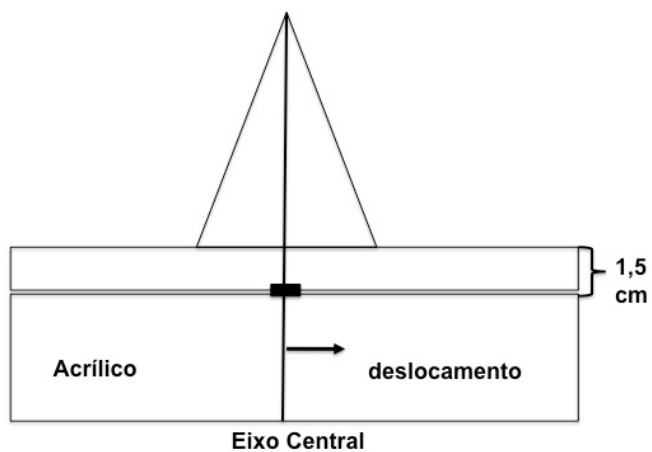


Figura 28- Esquema de irradiação.

Para a comparação com os resultados obtidos com o semicondutor foram efetuadas medidas da OAR com TLDs e com filmes. Para tanto, um conjunto de TLDs enfileirados foi encapsulado em material plástico em forma de tira (Figuras 29 e 30) e colocado a 1,5 cm de profundidade no *phantom* de acrílico de 30 cm x 30 cm x 11 cm, sobre um filme de 5 cm de largura e 20 cm de comprimento.

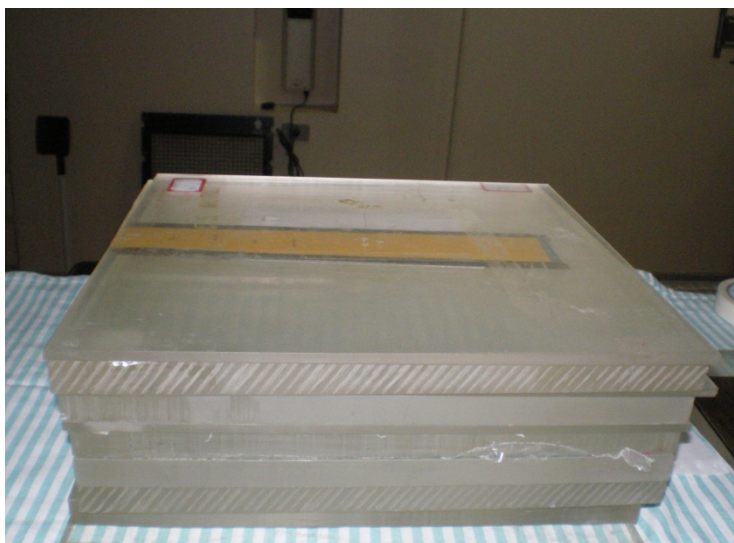
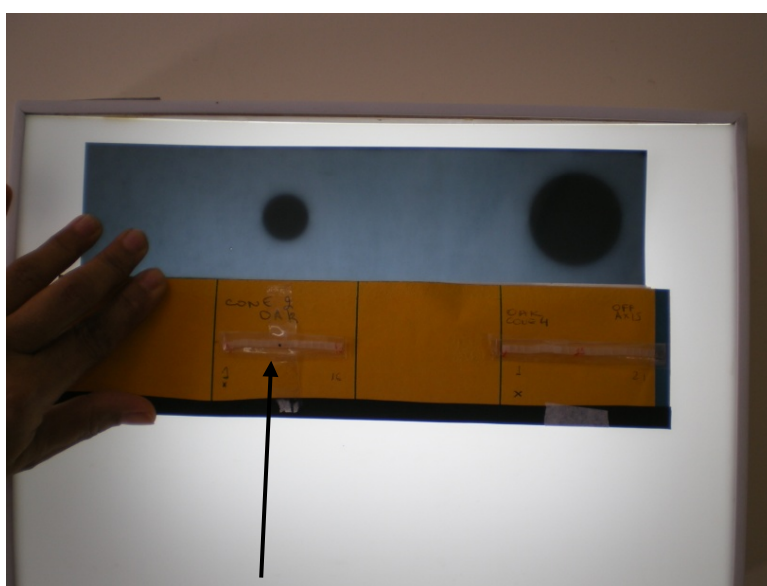


Figura 29 - Arranjo utilizado para o estudo da OAR.



← Tira plástica com os TLDs

Figura 30 – Filme e TLD para medidas da OAR.

Após a irradiação com 20 cGy, os dosímetros TLDs foram lidos no Laboratório de Dosimetria do Grupo de Dosimetria e Instrumentação do DEN/UFPE, com a leitora Victoreen 2800 M, enquanto que as densidades ópticas dos filmes foram lidas com o densitômetro Digital marca MRA.

3.5.2 - Medidas da OAR para campos com colimador *micromultileaf*

Com o acelerador linear com colimador *micromultileaf* foi utilizado o mesmo procedimento acima descrito, e as medidas foram realizadas com campos de 12 mm x 12 mm, 18 mm x 18 mm e 30 mm x 30 mm.

A partir dos dados obtidos determinou-se o valor da OAR a partir da relação apresentada na Equação 6:

$$\text{OAR(d)} = \frac{D(r)}{D(0)} \quad (6)$$

Onde:

$D(r)$ é o valor da dose no campo estereotáxico em estudo na distância radial r ;

$D(0)$ é o valor da dose no eixo central, nas mesmas condições.

3.6 – Estudo da Dose no Paciente

Neste estudo foram acompanhados 11 pacientes submetidos à radiocirurgia no Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda - Centro de Radiocirurgia de Pernambuco, utilizando o acelerador linear Clinac 600C marca Varian de 6 MV, com o sistema de radiocirurgia de colimadores circulares da Radionics. Foram sete pacientes do sexo feminino e quatro do sexo masculino, cuja idade mínima foi de 26 anos e idade máxima de 83 anos. Os pacientes foram tratados por tumores cerebrais primários (sete), e por tumores cerebrais secundários (quatro). Dos quatro pacientes com tumores cerebrais secundários, dois apresentaram duas lesões, o que corresponde a um total de 13 lesões tratadas.

Para a estimativa da dose em regiões extracranianas foram utilizados dosímetros termoluminescentes TLD-100 encapsulados aos pares em envelopes de plástico, que foram identificados com número. Para cada paciente e para cada lesão tratada foram colocados envelopes contendo os dosímetros nas regiões: entre os olhos, nos cantos externos dos olhos direito e esquerdo, na região de tireóide, no tórax (terço inferior do esterno) e na pelve (região hipogástrica). Após o posicionamento dos dosímetros no paciente foi efetuada a irradiação, conforme planejamento previamente estabelecido, em função da localização e dimensão do tumor do paciente, tendo sido utilizadas doses de tratamento que variaram de 1300 cGy a 2000 cGy. Os diâmetros dos cones utilizados variaram de 15 mm a 37,5 mm.

Ao término da radiocirurgia, os TLDs foram retirados do paciente e levados ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do Grupo de Dosimetria e Instrumentação Nuclear do DEN/UFPE (GDOIN/UFPE) para leitura. Como cada envelope continha dois dosímetros, obtiveram-se duas leituras para cada ponto. O valor médio foi determinado e foi obtida a leitura líquida subtraindo-se a leitura do dosímetro não irradiado (leitura de branco). O valor da leitura líquida obtida em cada ponto foi convertido em dose utilizando-se a curva de calibração dos dosímetros previamente determinada com a irradiação de dosímetros no acelerador linear com doses conhecidas. Todos os pacientes foram informados deste estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 - Verificação do Isocentro do Acelerador Linear

As Figuras 31 e 32 mostram as imagens dos filmes utilizados para a medida do isocentro do feixe de radiação.

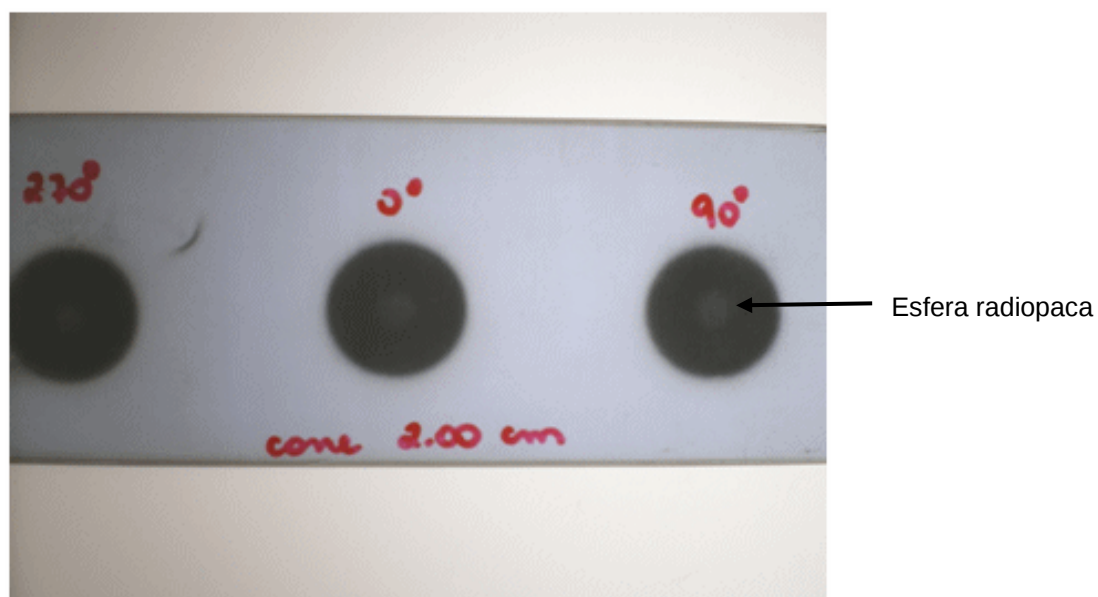


Figura 31 – Filme com a imagem do campo de radiação de um cone de 20 mm, com a presença da esfera radiopaca, para as angulações de 270°, 0° e 90°.

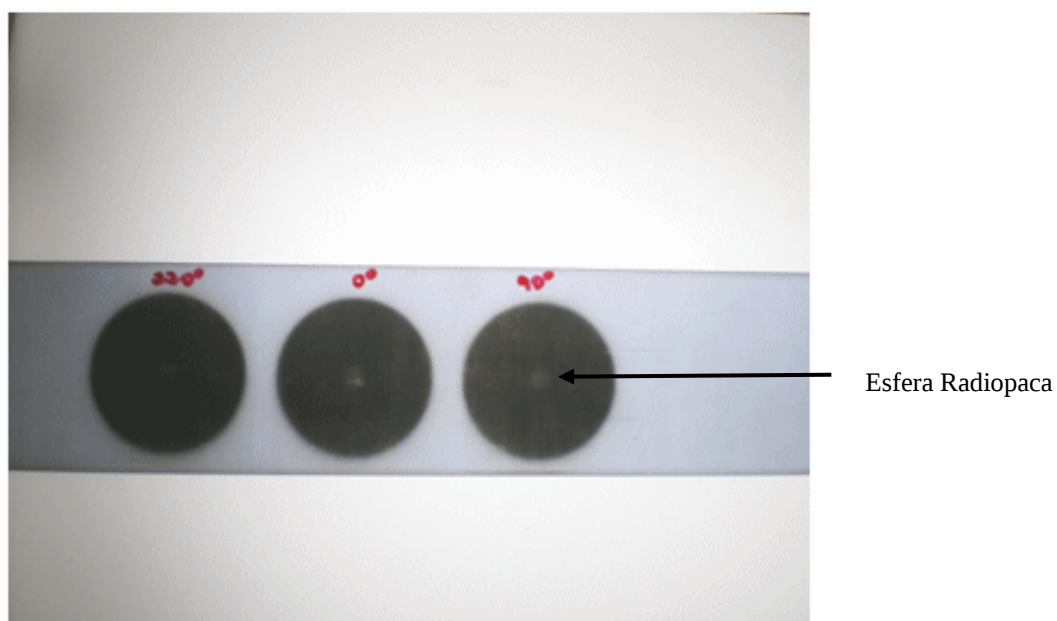


Figura 32 – Filme com a imagem do campo de radiação de um cone de 40 mm, com a presença da esfera radiopaca, para as angulações de 270°, 0° e 90°.

A partir da imagem obtida no filme foi avaliada a posição do ponto correspondente ao centro da esfera radiopaca, que deve coincidir com o centro do campo de radiação. Utilizando uma lupa e um gabarito circular com escala de submúltiplos do milímetro foi avaliada a distância entre o centro do campo de radiação e o centro da esfera radiopaca e marcado estes centros com uma agulha. Para a posição de 270° os valores dos eixos x e y foram iguais a $(-0,20)$ mm e 0,40 mm; para a posição de 0° , os valores foram de 0,00 mm para os dois eixos e para a posição de 90° , os valores foram de 0,00 mm e 0,40 mm. Os resultados mostraram que para os dois cones utilizados e para as três angulações do cabeçote do acelerador (270° , 0° e 90°), os desvios entre o ponto central do campo de radiação e o centro da esfera são menores que 0,50 mm, em x e y, o que está de acordo com o protocolo do sistema utilizado, cujas medidas não podem ultrapassar 0,50 mm, nas direções direita, esquerda, superior e inferior (RADIONICS, 1998).

4.2 – Estudo da Repetibilidade e Calibração do Semicondutor

O resultado da repetibilidade da resposta do XRA-24 apresentou uma variação menor que 0,5%. A Figura 33 mostra a curva de calibração do semicondutor XRA-24 em função da dose de radiação.

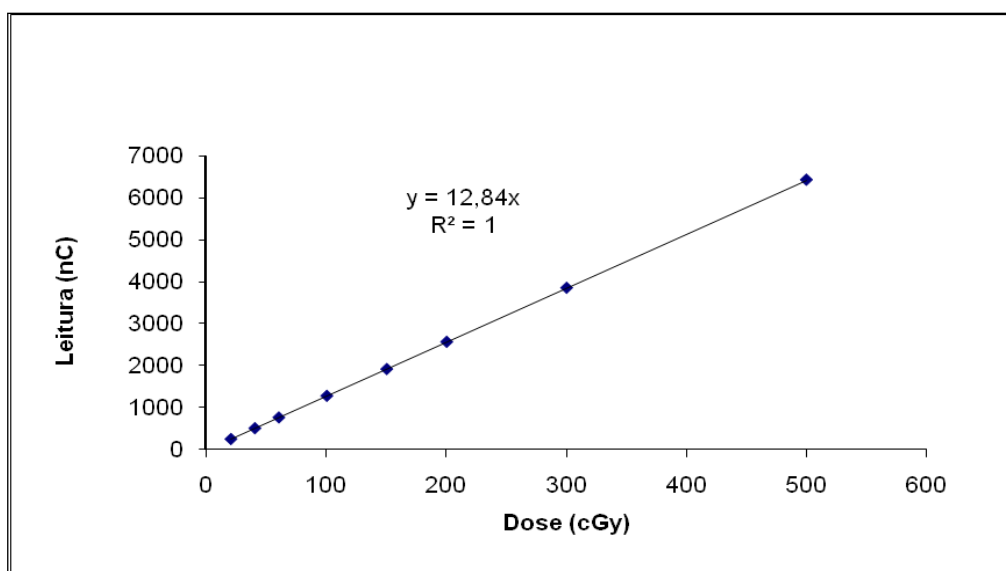


Figura 33 – Curva de calibração do semicondutor XRA-24 para acelerador linear de 6 MV.

Observa-se uma resposta linear do detector na faixa de dose medida. Observa-se que a resposta do diodo foi linear dentro da faixa de dose de 10 a 500 cGy. O fator de sensibilidade determinado foi de 12,84 nC/cGy. Este valor é maior que a sensibilidade das microcâmaras de ionização que geralmente é da ordem de 2,0 nC/cGy.

4.3 – Curvas de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes

As Figuras 34 e 35 mostram as curvas de calibração dos dosímetros termoluminescentes (TLD-100) obtidas com tensões aplicadas à fotomultiplicadora de 600 V e 769 V, respectivamente.

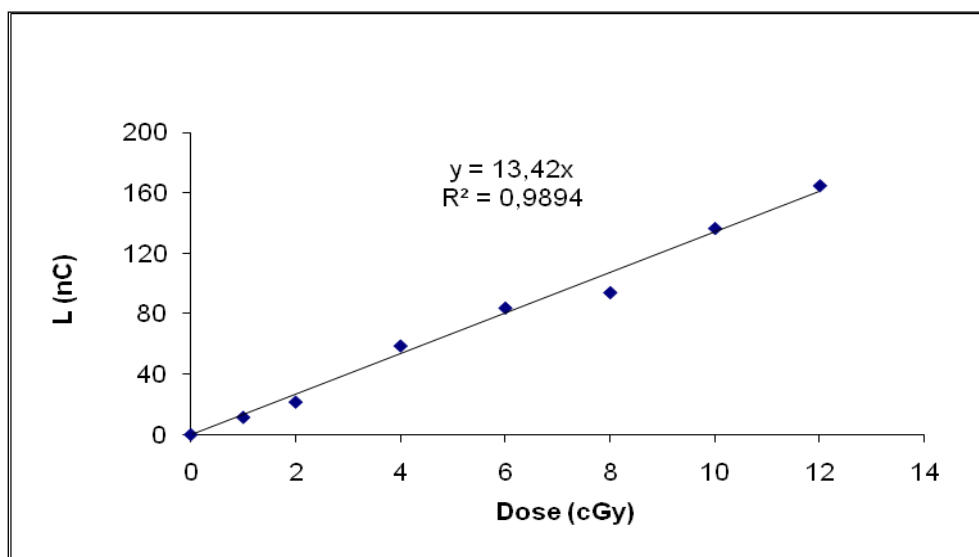


Figura 34 – Curva de calibração do TLD para acelerador linear de 6 MV e leitura com 600 V.

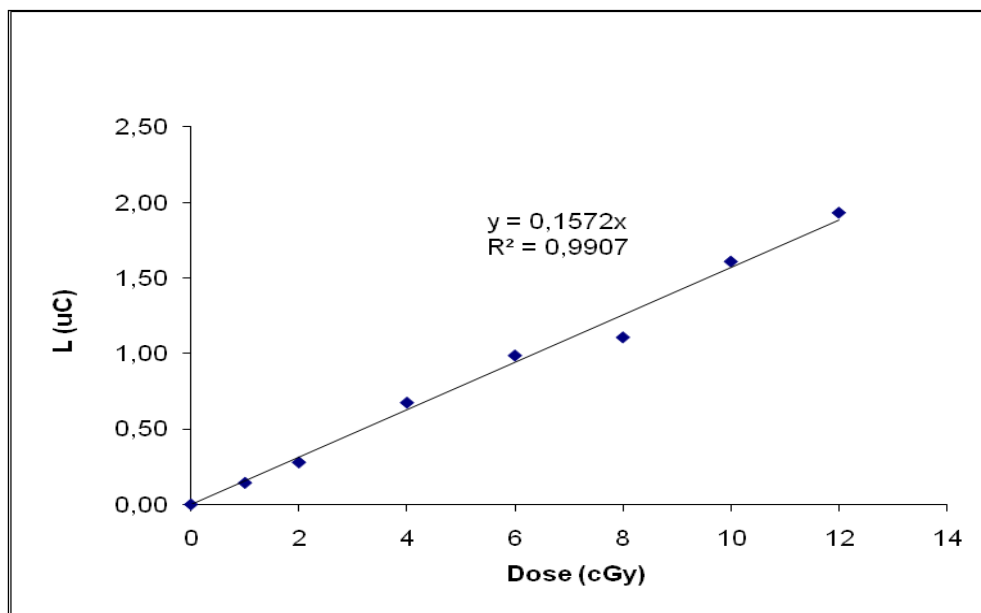


Figura 35 – Curva de calibração do TLD para acelerador linear de 6 MV e leitura com 769 V.

Observa-se, em ambos os casos, que a resposta do dosímetro é linear com a dose, não ocorrendo saturação do equipamento de leitura para valores de dose até 12 cGy. Portanto, qualquer uma das curvas pode ser utilizada para a determinação de dose neste estudo.

4.4 – Medidas da Razão Tecido Máximo

4.4.1 - Medidas da TMR com colimadores circulares

As Figuras 36, 37 e 38 mostram os resultados de TMR obtidos com semicondutor XRA-24. Nestas mesmas Figuras são também apresentados os valores de TMR medidos com microcâmara de ionização de placas paralelas, tipo Markus-PTW, com volume sensível de $0,05 \text{ cm}^3$, obtidos previamente pelas clínicas de radioterapia (IRWAM e LNRCC) durante os testes de aceitação do equipamento. Os resultados apresentados referem-se às medidas realizadas com cones de 12,5 mm, 20 mm e 40 mm de diâmetro. Os dados estão apresentados no Apêndice A. Cada ponto corresponde à média de três leituras, sendo que o desvio padrão, encontrado com as medidas com o XRA, foi menor que 1%. Os valores da razão tecido máximo foram normalizados para a profundidade de 1,5 cm na água, para todos os diâmetros de cones estudados.

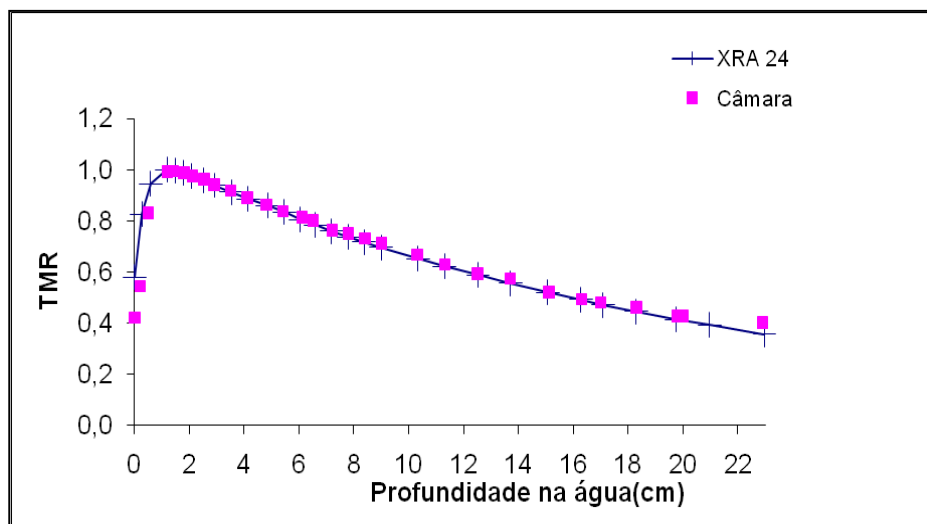


Figura 36 - Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 12,5 mm de diâmetro.

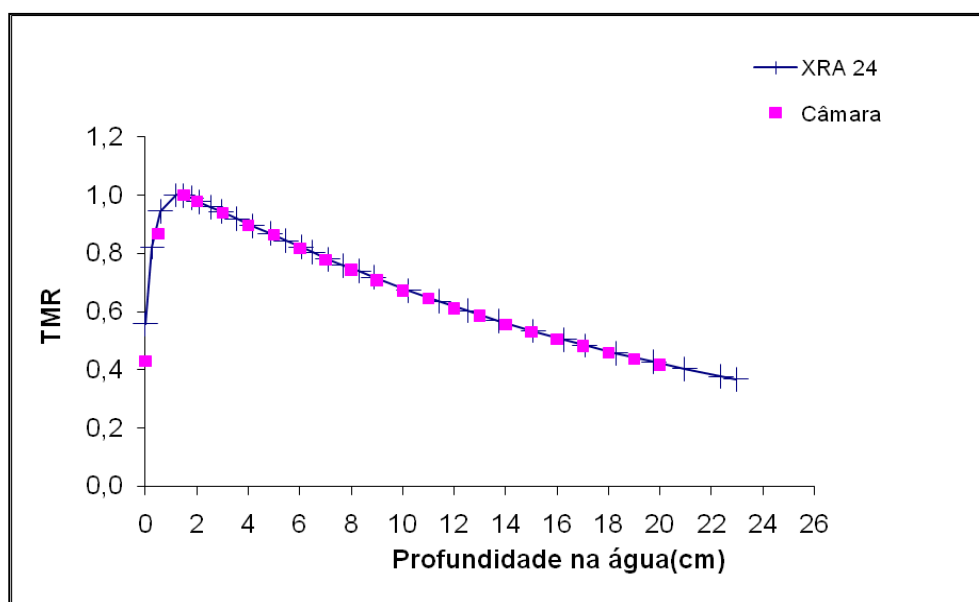


Figura 37 - Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 20 mm de diâmetro.

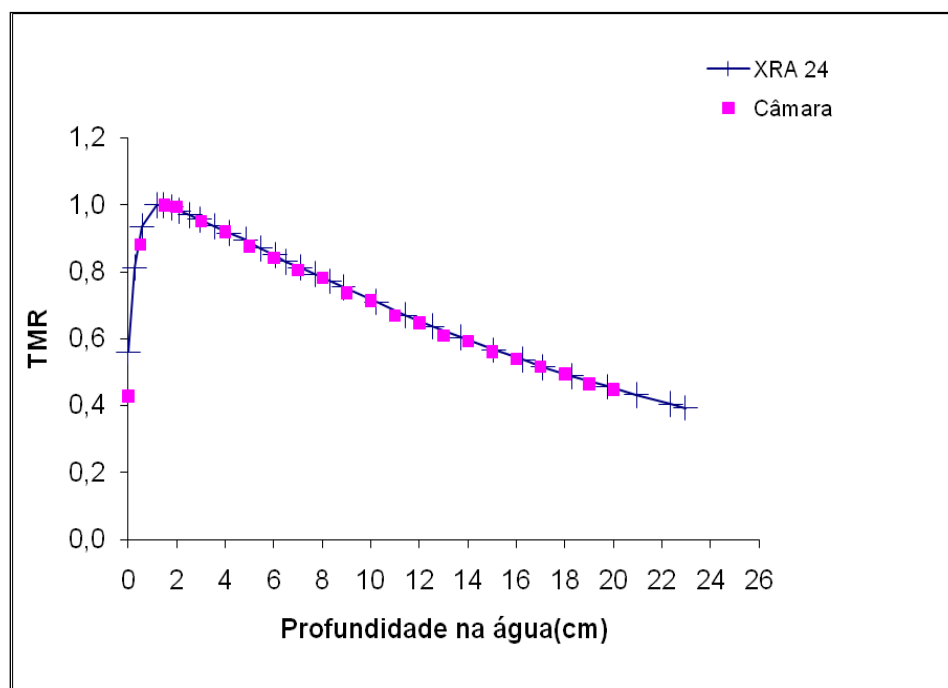


Figura 38 - Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Câmara de ionização de placas paralelas para o cone de 40 mm de diâmetro.

Observa-se pelos resultados das Figuras 36, 37 e 38 que os valores obtidos com o semicondutor XRA-24 e a câmara de ionização de placas paralelas (microcâmara), para os três cones são concordantes.

As Figuras 39, 40 e 41 mostram os resultados da TMR obtidos com semicondutor e comparados com TLD-100 e microcâmara de ionização, para os cones de 12,5 mm, de 20 mm e de 40 mm de diâmetro. As Tabelas das leituras obtidas com o TLD estão no Apêndice B. Cada ponto corresponde à leitura média de três medidas. O desvio padrão nos resultados obtidos com o TLD apresentou uma grande variação, chegando a 6%, enquanto que com o XRA-24 a variação foi menor que 1%.

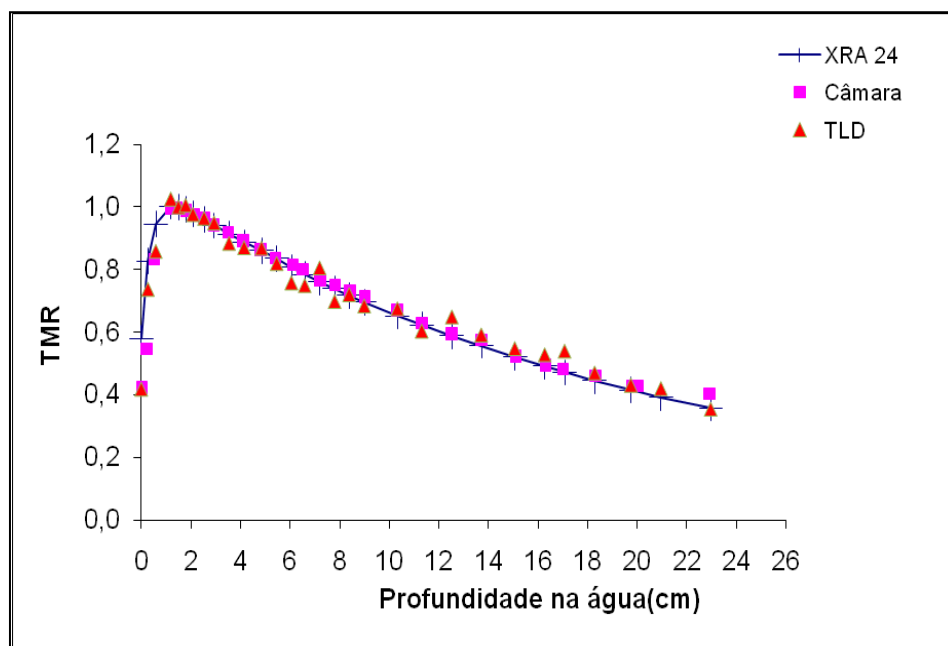


Figura 39 - Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor comparadas com as medidas obtidas com Câmara de ionização de placas paralelas e TLD para o cone de 12,5 mm de diâmetro.

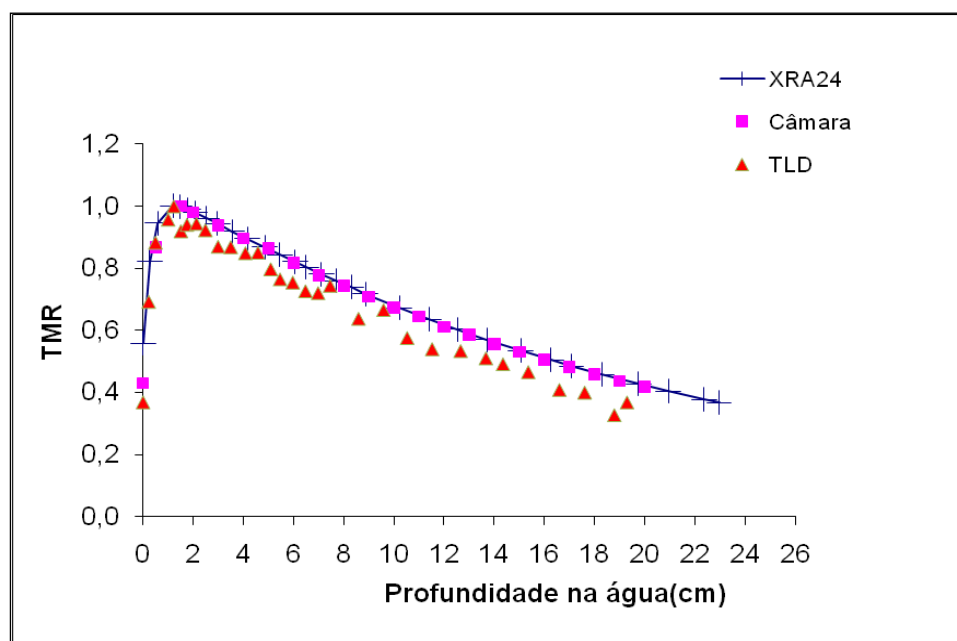


Figura 40 – Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor e comparadas com as medidas obtidas com Câmara de ionização de placas paralelas e TLD para o cone de 20 mm de diâmetro .

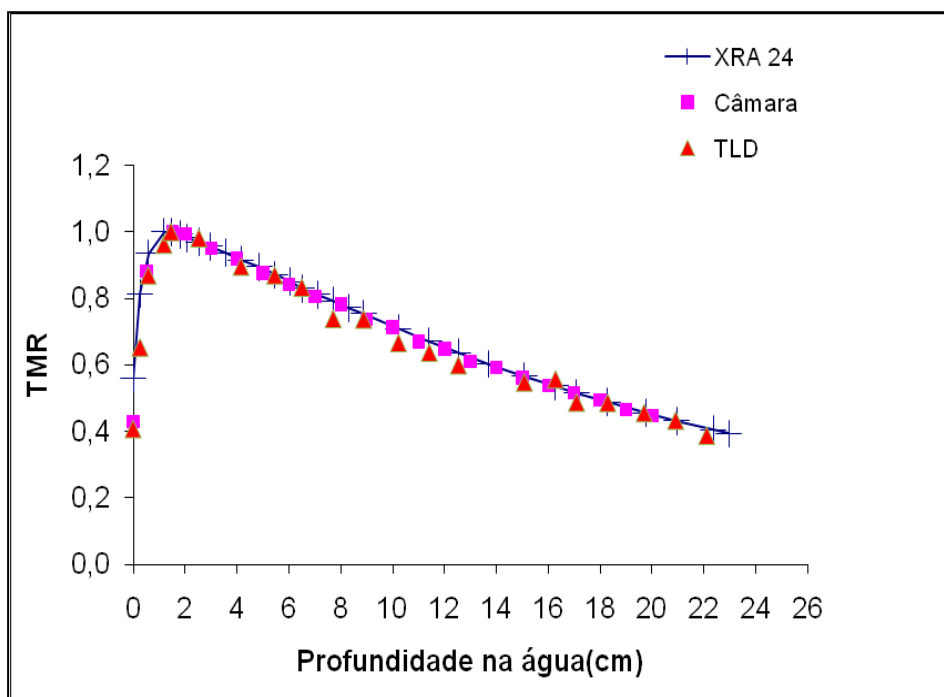


Figura 41 – Curvas da TMR para acelerador linear de 6 MV medidas com Semicondutor e comparadas com as medidas obtidas com Câmara de ionização de placas paralelas e TLD para o cone de 40 mm de diâmetro .

Observa-se pelos dados das Figuras acima que os valores da TMR obtidos com TLD têm melhor concordância com os valores obtidos com a microcâmara de ionização até a faixa de 2 cm de profundidade. Em particular, para o cone de 20 mm de diâmetro, há maior discrepância entre os dados com os TLDs e a microcâmara de ionização. Um possível motivo para explicar esta discrepância é o percentual de variação nos resultados obtidos com o TLD que foi de cerca de 6%, que pode ser em decorrência de flutuações no sistema da fotomultiplicadora, fator de sensibilidade entre os TLDs do lote (que é de 5%).

A Tabela 1 mostra os valores da TMR obtidos com Semicondutor XRA-24, TLD e Microcâmara de Ionização, para as profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm, medidos com os cones de 12,5 mm, de 20 mm e de 40 mm de diâmetro.

Tabela 1 - Valores da TMR obtidos com XRA-24, TLD e Câmara de ionização nas profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm, na água, para os cones de 12,5 mm, 20 mm e 40 mm de diâmetro.

Profundidade (cm)	TMR								
	XRA-24			TLD			CI		
	12,5mm	20 mm	40 mm	12,5 mm	20mm	40 mm	12,5 mm	20 mm	40 mm
5	0,848	0,856	0,880	0,844	0,849	0,882	0,851	0,864	0,877
10	0,655	0,673	0,710	0,670	0,637	0,666	0,675	0,673	0,714
20	0,400	0,410	0,440	0,430	0,400	0,442	0,428	0,418	0,448
CI - câmara de ionização									

A análise dos resultados da Tabela 1 mostra que a variação dos valores da TMR obtidos com o semicondutor e a câmara de ionização é menor que 2% para todos os cones e profundidades, exceto o cone e 12,5 mm e a profundidade de 10 cm e de 20 cm.

Trabalhos realizados por Santos (2003) com acelerador linear de 6 MV mostraram que os valores da TMR medidos com fototransistor BPW-78 e microcâmara de ionização tipo Markus-PTW divergiram em no máximo 5% para os campos de diâmetros de 10 mm a 50 mm, mostrando maior variação do que com o semicondutor XRA-24.

Neste trabalho a divergência entre os valores da TMR medidos com TLD e a microcâmara de ionização foi de 8% para cones de 20 mm.

Trabalhos realizados por Heydarian et al. (1996), comparando diferentes tipos de dosímetros para radiocirurgia, com fótons de 6 MV, mostraram que medidas realizadas com o semicondutor Scanditronix tipo p apresentaram um aumento da discrepância dos valores da TMR em relação ao valor teórico calculado pelo programa EGS4, para profundidades maiores que 10 cm (Figura 42). Esta discrepância observada na Figura 42 é devida à dependência de resposta do semicondutor Scanditronix com a taxa de dose e da energia da radiação.

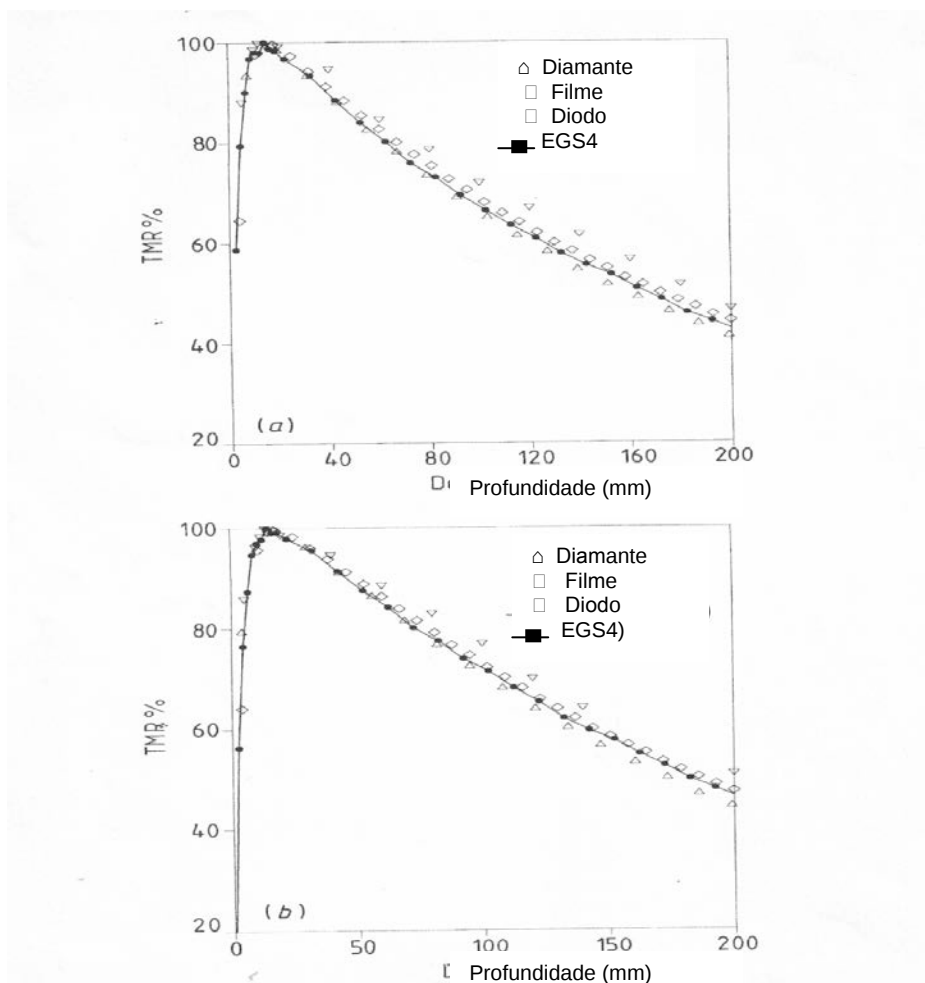


Figura 42 – Valores da TMR obtidos por Heydarian et al., 1996, para cones de 7 e 23 mm de diâmetro.

Este fato não foi observado com o semicondutor XRA-24, usado neste estudo, o que mostra que o XRA-24 apresenta menos dependência energética e menos dependência com a taxa de dose do que o semicondutor Scanditronix.

Com relação às medidas com TLD, os trabalhos realizados por Zhu et al. (2000), com dosímetros na forma de cilindros, mostraram boa concordância entre os valores da TMR medidos com semicondutor e TLD, conforme mostra a Figura 43.

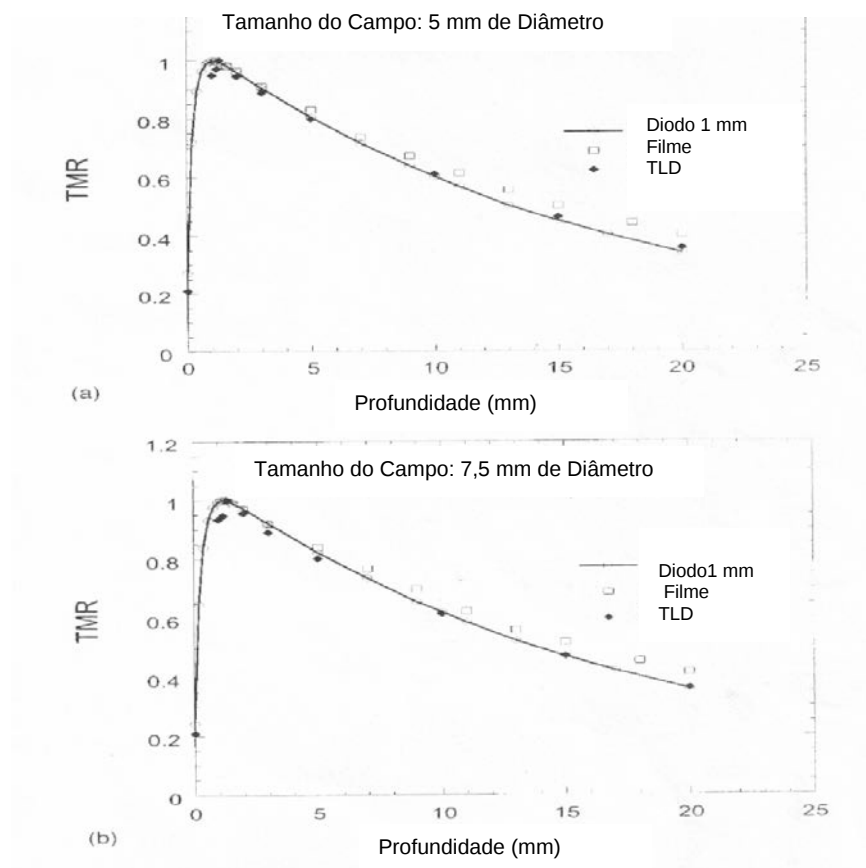


Figura 43 - Valores da TMR obtidos por Zhu et al. (2000).

A discrepância dos resultados obtidos neste trabalho com os TLDs provavelmente deve-se às suas dimensões (2 mm x 2 mm) que são maiores do que os cilindros, que são de 1 mm de diâmetro e 3 mm de comprimento. É importante também salientar que no caso dos TLDs há vários fatores de incerteza relacionados à leitura, tais como estabilidade da fotomultiplicadora, efeito de temperatura.

A Tabela 2 mostra os percentuais de variação dos valores da TMR entre os cones estudados neste trabalho, para as profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm.

Tabela 2 - Percentuais de variação dos valores da TMR obtidos com XRA-24, TLD e câmara de ionização entre os cones estudados, para as profundidades de 5 cm, 10 cm e 20 cm, na água.

Profundidade (cm)	5			10			20		
Relação cones	VARIAÇÃO PERCENTUAL								
	XRA-24	TLD	CI	XRA-24	TLD	CI	XRA-24	TLD	CI
12,5/20	1%	0,6%	1,5%	2,7%	5%	0,3%	2,5%	6,9%	4,7%
20/40	2,7%	3,9%	1,5%	1,5%	4,5%	6%	7,3%	10%	7,1%
12,5/40	3,5%	4,5%	3%	8,3%	0,6%	5,8%	10%	2,8%	4,7%

A análise da Tabela 2 mostra que com todos os detectores utilizados (XRA-24, TLD e microcâmara de ionização) observa-se uma variação dos valores da TMR entre cones de 12,5 mm e 40 mm. As variações encontradas com o XRA-24 nos valores da TMR para cones de diâmetro 12,5 mm a 40 mm, para as profundidades de 5, 10 e 20 cm foram de 3,5%, 8,3% e 10 %, respectivamente. Estes valores são similares aos encontrados na literatura, com medidas obtidas com diodo e microcâmara de ionização, conforme mostra a Tabela 3.

Tabela 3 - Percentual de variação dos valores da TMR nas profundidades de 5, 10 e 20 cm, entre os cones de 12,5 a 40 mm de diâmetro.

Profundidade (cm)	5	10	20
Autor	Variação Percentual		
Santos (2003)	3%	8%	10%
Fan et al.(1996)	4%	7%	12%
Serago et al.(1992)	4%	8%	10%
Neste trabalho	3,5%	8,3%	10%

De acordo com o Relatório 54 da Associação Americana de Física Médica (AAPM, 1995) as variações nos valores da TMR em relação ao diâmetro do cone em grandes profundidades são da ordem de 10 % para feixes de fótons de 6 MV e diâmetro de cones até 40 mm. Portanto, os valores encontrados neste trabalho atendem a estes requisitos.

4.4.2 - Medidas da TMR com colimador *micromultileaf*

Os resultados da TMR com o semicondutor XRA-24, com o sistema de radiocirurgia *micromultileaf* para os campos de 12 mm x 12 mm, 18 mm x 18 mm e 30 mm x 30 mm estão mostrados nas Figuras 44, 45 e 46. Nestas mesmas Figuras estão também apresentados os valores da TMR medidos com o Diodo SFD-IBA, semicondutor tipo p, com diâmetro de 0,6 mm e espessura de 0,06 mm. Este dosímetro foi o utilizado pela clínica Oncoville para os testes de aceitação da radiocirurgia com colimador *micromultileaf*. No Apêndice C estão apresentadas as Tabelas com os valores das medidas. Os valores da TMR foram normalizados para a profundidade de 1,5 cm na água, para todos os campos estudados.

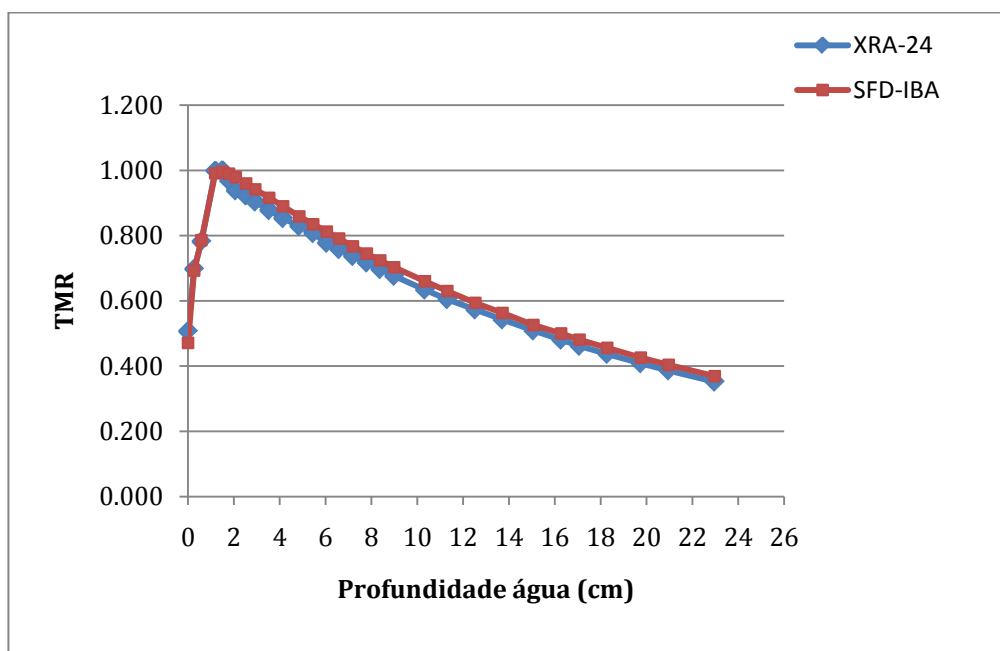


Figura 44 - Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 12 mm x 12 mm, com colimador *micromultileaf*.

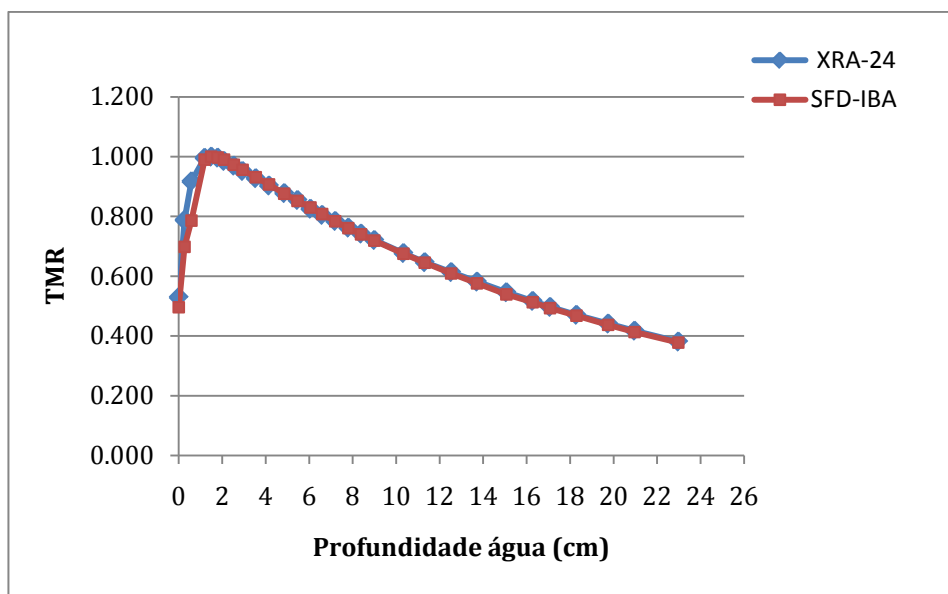


Figura 45 - Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 18 mm x 18 mm, com colimador *micromultileaf*.

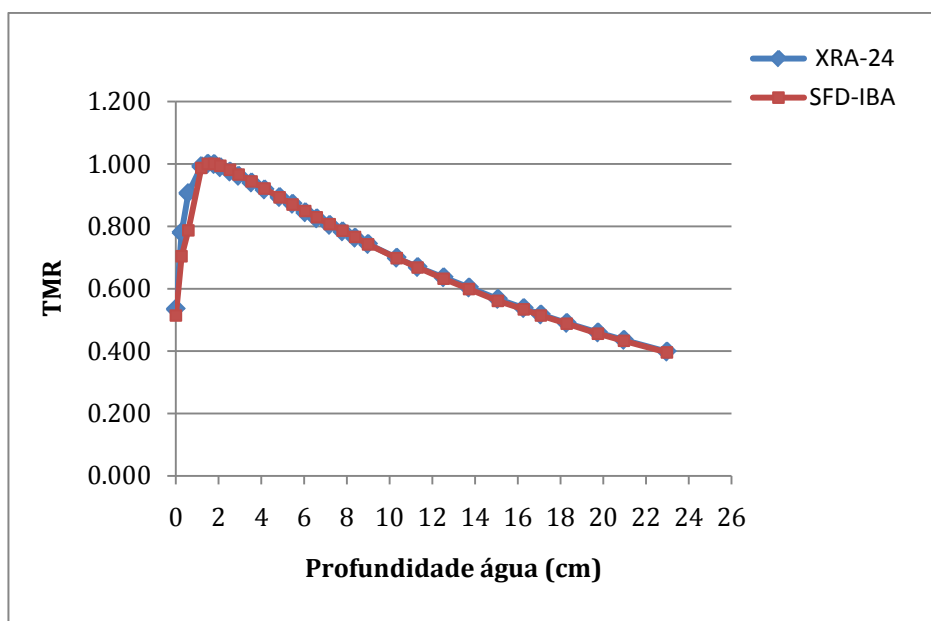


Figura 46 - Curvas da TMR para raios-X de 6 MV medidas com Semicondutor XRA-24 e Diodo SFD-IBA, para o campo de 30 mm x 30 mm, com colimador *micromultileaf*.

Os resultados mostram que os valores da TMR obtidos com o SFD apresentam uma concordância com os resultados obtidos com o XRA-24, mesmo com o aumento da profundidade. É importante ressaltar que área ativa do SFD é de $0,28 \text{ mm}^2$, enquanto que a do XRA-24 é de $5,76 \text{ mm}^2$ e o XRA-24 é um diodo de silício tipo n, e o SFD é um diodo tipo p, e apesar destas diferenças não se observou uma variação significativa nas suas respostas em termos das medidas de TMR.

As medidas para determinação da TMR realizadas neste trabalho mostraram que o XRA-24 apresenta resultados consistentes, comparáveis com uma microcâmara de ionização, e com o diodo comercial SFD e um custo muito menor do que os outros dois detectores, podendo ser uma boa alternativa para as clínicas de radioterapia nacionais visando a dosimetria em radiocirurgia.

4.5 - Medidas da Razão *Off-Axis*

4.5.1- Medidas da OAR com colimadores circulares

Os valores das medidas obtidas com os Filmes, TLDs, XRA-24 e microcâmara de ionização estão apresentados nas Tabelas 4 e 5, para os cones de 20 mm de diâmetro e 12,5 mm de diâmetro, respectivamente. Estes resultados foram obtidos na superfície do *phantom* de acrílico.

Tabela 4 - Valores da OAR obtidos com o semicondutor XRA-24, TLD, Filme Kodak X-Omat V e Câmara de ionização, para o cone de 20 mm de diâmetro.

Distância do eixo central (mm)	Valores da OAR			
	XRA-24	TLD	Filme	CI(Referência)
0	1,000	1,000	1,000	1,000
2	0,990	0,839	1,000	0,995
4	0,961	0,778	1,000	0,982
6	0,902	0,288	0,962	0,942
8	0,755	0,062	0,887	0,781
10	0,372	0,030	0,567	0,364
12	0,100	0,017	0,003	0,122

Tabela 5 - Valores da OAR obtidos com o semicondutor XRA-24, TLD, Filme Kodak X-Omat V e Câmara de ionização, para o cone de 12,5 mm de diâmetro.

Distância do eixo central (mm)	Valores da OAR			
	XRA-24	TLD	Filme	CI(Referência)
0	1,000	1,000	1,000	1,000
2	0,966	0,876	0,990	0,970
4	0,828	0,446	0,940	0,830
6	0,419	0,053	0,610	0,400
8	0,138	0,020	0,110	0,110

As Figuras 47 e 48 mostram os gráficos dos valores da OAR obtidos com os três tipos de sensores em estudo e comparados com os valores obtidos com a microcâmara de ionização.

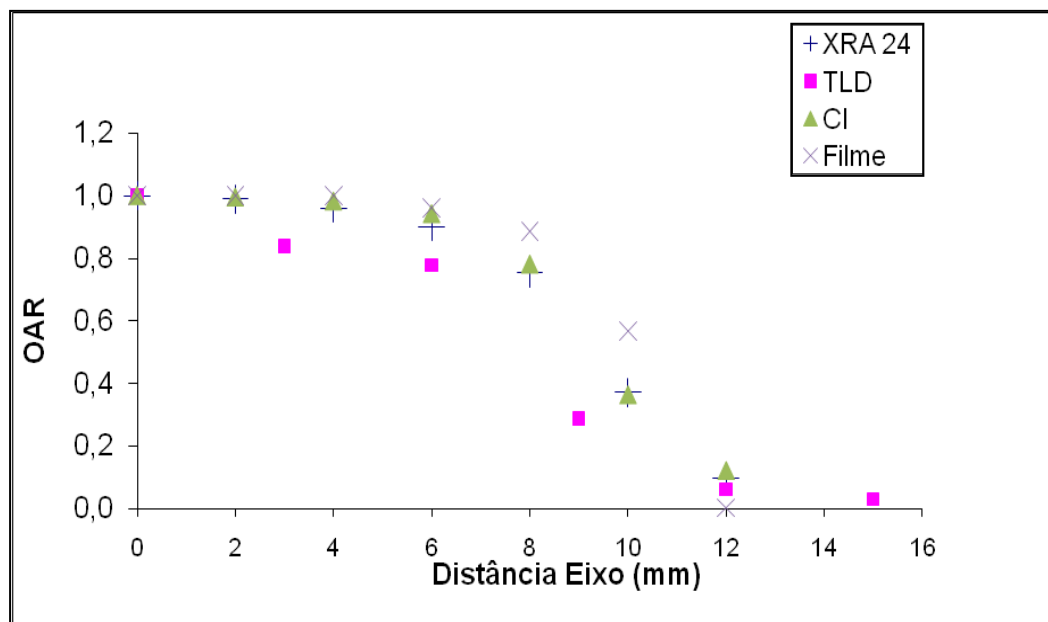


Figura 47 - Curvas da OAR medidas com filme Kodak X-Omat V, com TLD e com semicondutor XRA-24, comparadas com as medidas obtidas com a Câmara de ionização, para o cone de 20 mm de diâmetro.

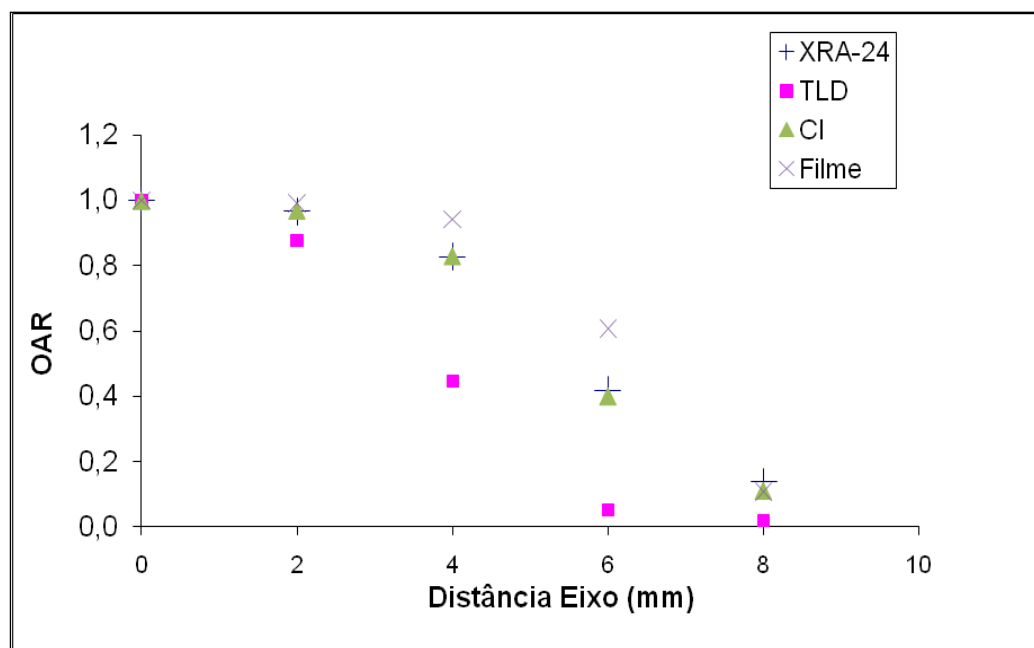


Figura 48 - Curvas da OAR medidas com filme Kodak X-Omat V, com TLD e com semicondutor XRA-24, comparadas com as medidas obtidas com a Câmara de ionização, para o cone de 12,5 mm de diâmetro.

A análise dos gráficos mostra que há concordância entre os valores medidos com a microcâmara de ionização, o semicondutor XRA-24 e o filme, enquanto que as medidas com TLD são inferiores às obtidas com os outros detectores. Os resultados mostram que as medidas com o TLD são cerca de 15% inferiores às obtidas com o XRA-24 para a distância de 2 mm do eixo central e cerca de 90% para a distância de 8 mm do eixo central. Não há dados para identificar a causa para esta diferença tão significativa, entretanto sabe-se que os resultados das medidas com o TLD podem estar sendo influenciados pela dependência angular da sua resposta e pelas variações no sistema de medidas que se tornam significativas à medida que diminui a dose, tornando ruim a relação sinal/ruído. Os valores da OAR obtidos com o filme para o cone de 20 mm são similares aos obtidos com a microcâmara de ionização e o XRA-24 até a distância de 6 mm do eixo central e apresentam um valor cerca de 15% acima do obtido com o XRA-24, para a distância de 8 mm do eixo central. É importante ressaltar que a esta distância do eixo central, e em um campo de 20 mm de diâmetro, a penumbra e o espalhamento afetam a resposta do detector (AAPM, 1995), o que pode explicar esta variação na resposta dos detectores.

Resultado similar foi obtido por MCKERRACHER e THWAITES, 1999, e por DAS et al. (2000) ao analisar diferentes detectores para dosimetria de feixes de radiocirurgia, e por SANTOS (2003) que mediu os valores da OAR em equipamento Clinac 600C com microcâmara de ionização.

4.5.2 - Medidas da OAR para campos com colimador *micromultileaf*.

Os valores das medidas obtidas com os Filmes, Semicondutor XRA-24 e Diodo SFD estão apresentados nas Tabelas 6, 7 e 8, para os campos de 12 mm x 12 mm, 18 mm x 18 mm e 30 mm x 30 mm, com *micromultileaf*, respectivamente.

Tabela 6 - Valores da OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD, para o campo de 12 mm x 12 mm, com *micromultileaf*.

Distância do eixo central	Valores da OAR		
	XRA-24	Filme	SFD(Referência)
0	1,000	1,000	1,000
2	0,984	1,000	0,993
4	0,918	0,931	0,921
6	0,573	0,586	0,737
8	0,233	0,138	0,466
10	0,066	0,034	0,187
12	0,025	0,000	0,068

Tabela 7- Valores da OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD, para o campo de 18 mm x 18 mm, com *micromultileaf*.

Distância do eixo central	Valores da OAR		
	XRA-24	Filme	SFD(Referência)
0	1,000	1,000	1,000
2	0,997	1,000	0,999
4	0,985	1,000	0,991
6	0,943	0,969	0,964
8	0,754	0,781	0,869
10	0,404	0,281	0,634
12	0,127	0,125	0,315
14	0,046	0,063	0,128
16	0,024	0,063	0,042

Tabela 8 - Valores do OAR obtidos com XRA-24, filme e SFD para o campo de 30 mm x 30 mm, com *micromultileaf*.

Distância do eixo central	Valores da OAR		
	XRA-24	Filme	SFD (Referência)
0	1,000	1,000	1,000
2	1,000	1,000	1,000
4	0,998	1,000	1,000
6	0,997	1,000	0,999
8	0,991	1,000	0,995
10	0,978	1,000	0,986
12	0,924	1,000	0,956
14	0,745	0,938	0,830
16	0,400	0,500	0,610
18	0,126	0,188	0,350
20	0,068	0,094	0,139
22	0,033	0,063	0,059
24	0,019	0,063	0,027

As Figuras 49, 50 e 51 mostram os valores da OAR obtidos a partir de medidas apresentadas nas Tabelas acima que foram obtidas com filme radiográfico Kodak X-Omat V e com o semicondutor XRA-24, para o acelerador linear com colimador *micromultileaf* e campos de 12 mm x 12 mm, 18 mm x 18 mm e 30 mm x 30 mm. Estes valores estão comparados com os obtidos com o diodo comercial SFD da IBA.

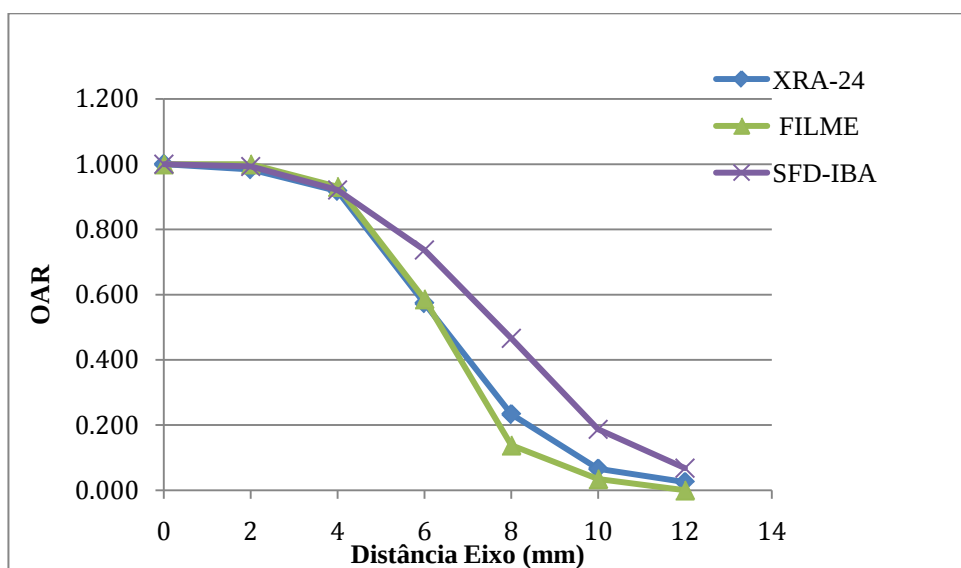


Figura 49 - Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para o campo de 12 mm x 12 mm, com *micromultileaf*.

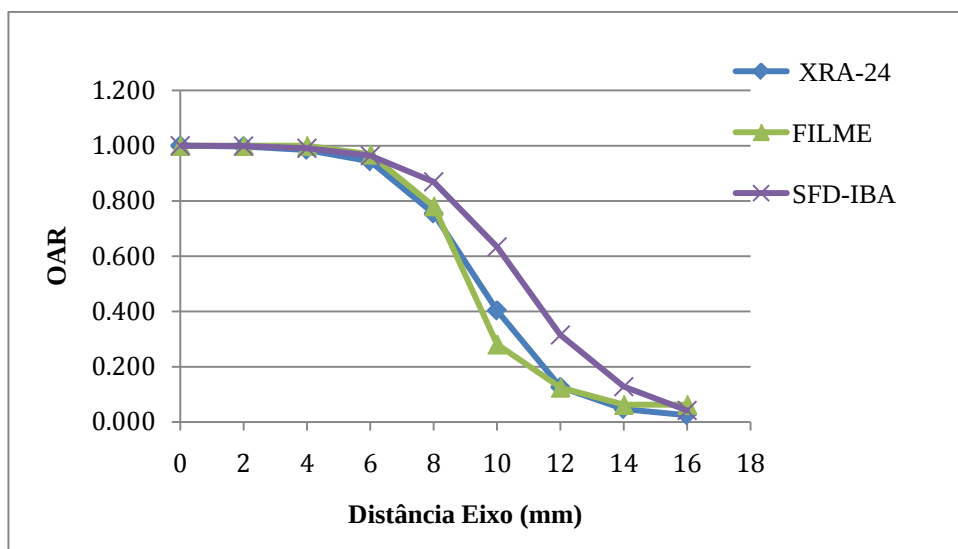


Figura 50 - Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para ao campo de 18 mm x 18 mm, com *micromultileaf*.

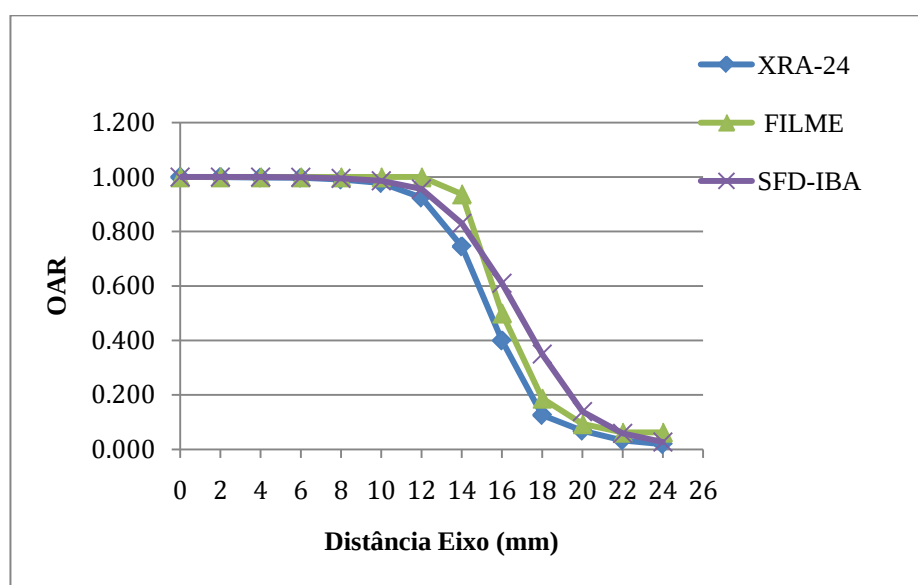


Figura 51 - Curvas da OAR comparando os valores medidos com filme e XRA-24, com os valores medidos com o diodo, para ao campo de 30 mm x 30 mm, com *micromultileaf*.

A análise dos resultados mostra que para os campos pequenos (12 mm x 12 mm) e (18 mm x 18 mm) os valores da OAR obtidas com o detector SFD são maiores que os valores da OAR obtidos com o filme e o XRA-24. A análise dos dados mostra que a maior discrepância foi observada com o campo de 12 mm x 12 mm, e que até a borda do campo (distância de 6 mm do eixo central) há uma concordância entre as respostas dos três dosímetros, com variações inferiores a 1%. Para a distância de 8 mm a resposta do diodo SFD é cerca de 50% acima do obtido com o XRA-24. Aparentemente o detector SFD está medindo

acima do esperado, podendo talvez a sua resposta estar sendo influenciada pelo ruído eletrônico.

Os valores da penumbra, correspondente à variação de dose de 80% a 20%, obtidas a partir dos resultados medidos com o XRA-24, o diodo SFD e o filme são mostrados na Tabela 9.

Tabela 9 - Valores da penumbra medidos com XRA-24, SFD e Filme, para os campos de 12 mm x 12 mm, 18 mm x 18 mm e 30 mm x 30 mm.

Detector	Penumbra (mm)		
	12 mm x 12 mm	18 mm x 18 mm	30 mm x 30 mm
XRA-24	3,1	3,1	3,2
SFD	4,6	4,1	4,0
Filme	3,1	3,0	2,0

Os resultados da penumbra obtidos com o XRA-24 e o filme são similares aos encontrados por Bahreyni e Khoshnazar (2004), cujos valores variaram de 3,4 mm a 3,8 mm, enquanto que, os valores encontrados com o detector SFD são maiores que os dos demais, uma vez que este detector está apresentando uma resposta acima da esperada para regiões de penumbra, conforme discutido acima.

4.6 - Medidas da Dose de Radiação Extracraniana de Pacientes Submetidos à Radiocirurgia.

As características dos pacientes avaliados neste trabalho estão na Tabela 10.

Tabela 10 - Características dos pacientes submetidos à radiocirurgia.

Lesão	Paciente	Idade	Sexo
1	1	57	F
2	2	48	F
3	3	83	M
4	4	70	M
5	5	70	F
6	6	83	M
7	7	30	M
8	8	62	F
9	9	26	F
10	10	59	F
11	8	62	F
12	2	48	F
13	11	53	F

Conforme mostra a Tabela 10, a idade média dos pacientes foi de 52 anos, sendo 63,6% foram do sexo feminino e 36,4% do sexo masculino.

As localizações das lesões nos pacientes foram nervo acústico direito (1), frontal (2), parietal (5), occipital direito (1), cerebelar (2) e parassagittais (2), que são regiões em que os tumores cerebrais são normalmente encontrados (NOVOTNÝ et al., 1996 , 2002).

A Tabela 11 mostra a localização intracraniana do tumor (Local), o tamanho do campo (cone) em milímetros, utilizado para o tratamento, o número de campos (arcos), a angulação do cabeçote para a execução de cada arco e a angulação da mesa utilizadas no planejamento e a dose total (DT) de radiação administrada ao tumor.

Tabela 11- Localização do tumor, tamanho do campo, número de campos, angulação do cabeçote e da mesa, e a dose total de radiação.

Lesão	Local	Cone(mm)	Arcos(nº)	Angulação (grau)		DT (cGy)
				cabeçote	Mesa	
1	Acústico D	15	03	D 125 / 180	0	1300
				E 235 / 190	0	
				E 230 / 185	300	
2	Cerebelar E	35	04	D 25 / 70	0	1500
				E 245 / 200	0	
				D 30 / 70	45	
				D 25 / 115	90	
3	Parasagital D	32,5	04	D 0 / 60	0	1500
				E 335 / 250	0	
				E 290 / 245	315	
				D 15 / 105	45	
4	Parasagital E	32,5	05	D 60 / 150	0	1500
				E 305 / 260	0	
				E 315 / 270	315	
				D 5 / 50	90	
				D 35 / 105	45	
5	Frontal D	32,5	03	E 355 / 290	0	1500
				D 125 / 170	0	
				D 10 / 60	45	
6	Parietal D	37,5	04	D 0 / 110	0	1800
				E 255 / 310	0	
				E 355 / 310	315	
				E 355 / 310	270	
7	Occipital D	27,5	05	D 70 / 115	0	1800
				E 330 / 250	0	
				E 305 / 260	330	
				D 95 / 140	45	
				D 75 / 120	75	
8	Parietal E	15	04	D 45 / 90	90	1800
				E 245 / 200	0	
				E 245 / 200	330	
				E 340 / 250	300	
9	Parietal E	20	05	D 65 / 110	0	1800
				D 25 / 70	30	
				D 20 / 65	90	
				E 280 / 235	0	
				E 320 / 275	330	
10	Parietal E	17,5	06	D 50 / 110	0	1820
				E 0 / 300	0	
				E 355 / 310	330	
				E 355 / 205	300	
				D 55 / 105	30	
				D 5 / 80	90	
11	Parietal E	12,5	03	D 100 / 150	0	1900
				E 0 / 290	0	
				E 350 / 285	330	
12	Vermis cerebelar	15	03	D 10 / 55	90	2000
				E 345 / 300	300	
				E 335 / 290	0	
13	Frontal E	17,5	05	E 255 / 180	315	2000
				E 0 / 280	0	
				D 90 / 145	0	
				D 15 / 60	45	
				D 5 / 50	90	

A análise da Tabela 11 mostra que foram avaliadas 13 lesões nas respectivas localizações. O diâmetro dos cones variou de 15 a 37,5 mm e o número de arcos variou de 3 a 6. A angulação do cabeçote para a execução de cada arco variou de 45° a 150° , angulando para a direita (D) ou para a esquerda (E). Por exemplo, para o tratamento da lesão 1, o menor arco executado foi de 45° , de 235° a 190° para a esquerda (E 235/190), que representa onde começa e onde termina o arco e o maior arco foi de 55° , de 125° a 180° para a direita (D 125/180). A angulação da mesa variou de 0° a 330° . E a dose total (DT) de radiação empregada variou de 1300 a 2000 cGy, de acordo com cada caso tratado.

A Tabela 12 mostra os valores das doses obtidas nas regiões extras cranianas analisadas que foram: entre os olhos (OC), canto externo do olho direito (OD), canto externo do olho esquerdo (OE), tireóide, tórax (entre as mamas) e pelve (abaixo da cicatriz umbilical).

Tabela 12 - Doses totais do tratamento e valores das doses nas regiões extracranianas.

DT(cGy)	DOC (cGy)	DOD (cGy)	DOE (cGy)	DTireóide (cGy)	DTórax (cGy)	DPelve (cGy)
1300	2,00	6,00	4,00	3,00	0,68	0,06
1500	6,29	3,09	5,12	12,65	3,28	0,56
1500	3,35	3,8	3,69	2,46	1,52	0,3
1500	2,55	4,82	3,73	1,81	1,07	0,13
1500	17,46	12,06	5,75	4,90	1,36	0,29
1800	6,92	6,92	6,36	5,19	1,56	0,31
1800	5,14	6,16	3,79	3,99	1,26	0,25
1800	4,05	2,84	32,3	3,06	3,71	1,54
1800	2,43	2,80	2,34	3,20	0,97	0,33
1820	3,31	3,34	5,02	2,52	1,07	0,42
1900	0,55	3,21	2,88	3,21	1,45	0,54
2000	8,86	3,66	5,57	5,53	2,37	0,79
2000	4,00	3,80	4,38	3,45	1,17	0,35

DT- Dose total; DOC - Dose entre os olhos; DOD - Dose no olho D; DOE - Dose no olho E; D - Dose.

A Figura 52 mostra a distribuição dos valores das doses de radiação recebidas nas regiões extracranianas de acordo com o gráfico de *Box&whiskers*. Neste tipo de gráfico as extremidades do retângulo representam o 1º e o 3º quartil, da distribuição de frequência dos dados, e a barra que corta o retângulo representa a mediana. O extremo inferior representa o valor mínimo e o superior o valor máximo. Os círculos externos são os pontos fora da

distribuição (*outliers*) do conjunto de dados que, geralmente, são representados no gráfico, mas não são computados nos cálculos, da média ou da mediana.

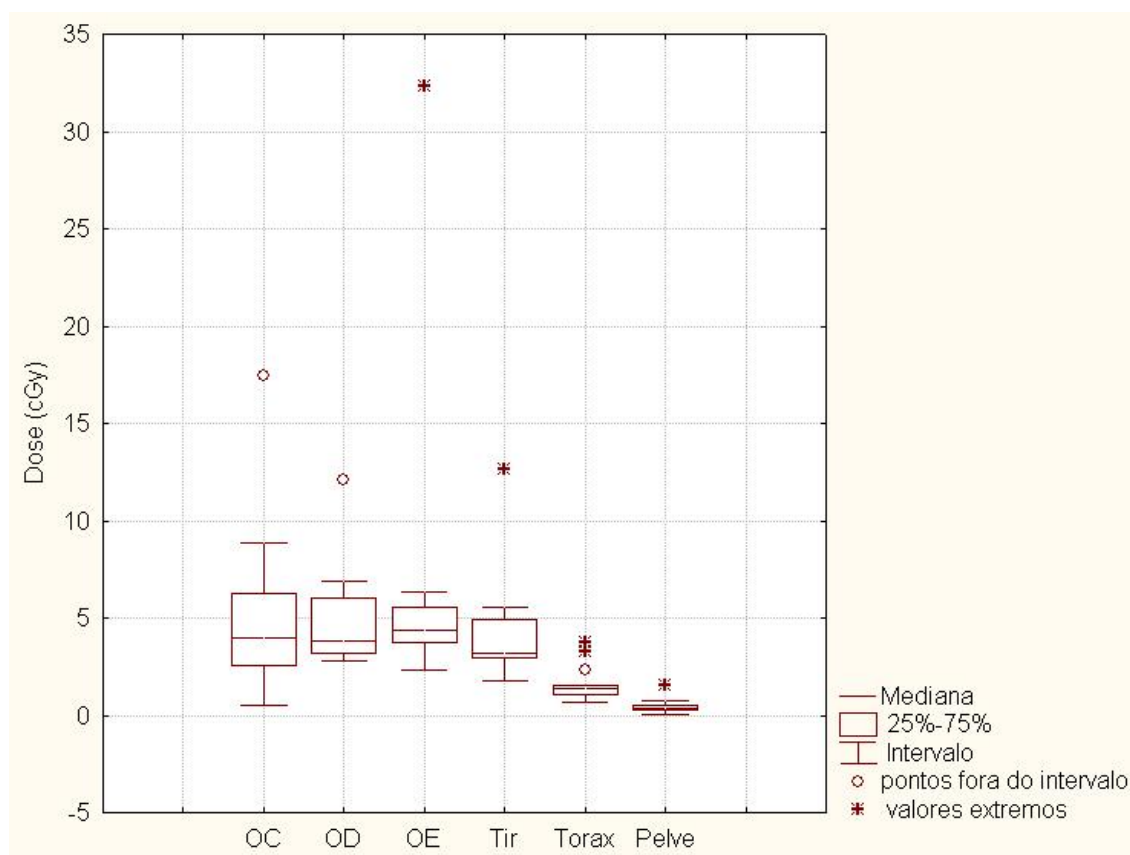


Figura 52 - Distribuição das doses de radiação nas regiões extracranianas.

A Tabela 13 apresenta os valores médios e o desvio padrão para as doses obtidas nos diferentes pontos extracranianos analisados, calculados incluindo os valores extremos encontrados.

Tabela 13 - Valores médios e desvio padrão para as doses extracranianas.

Pontos	D média (cGy)	Desvio padrão (cGy)
OC	5,1	4,3
OD	4,8	2,6
OE	6,8	7,8
Tireóide	4,2	2,8
Tórax	1,6	0,9
Pelve	0,4	0,3

A análise dos resultados das Tabelas 12 e 13 mostra que os valores médios das doses de radiação recebidas pela região entre os olhos foi de $5,1 \pm 4,3$ (cGy), com um valor de dose máximo de 17,46 cGy. Para a região do olho direito, as doses médias foram de $4,8 \pm 2,6$ (cGy), e a dose máxima de 12,06 cGy. O olho esquerdo recebeu dose média de $6,8 \pm 7,8$ (cGy, e dose máxima de 32,3 cGy. A dose nos olhos, como era esperada, depende da posição do órgão em relação ao feixe primário de radiação. A Figura 52 mostra os valores das doses na região dos olhos correlacionando com a localização da lesão no crânio, em todos os pacientes estudados neste trabalho. Estes resultados estão similares aos encontrados na literatura.

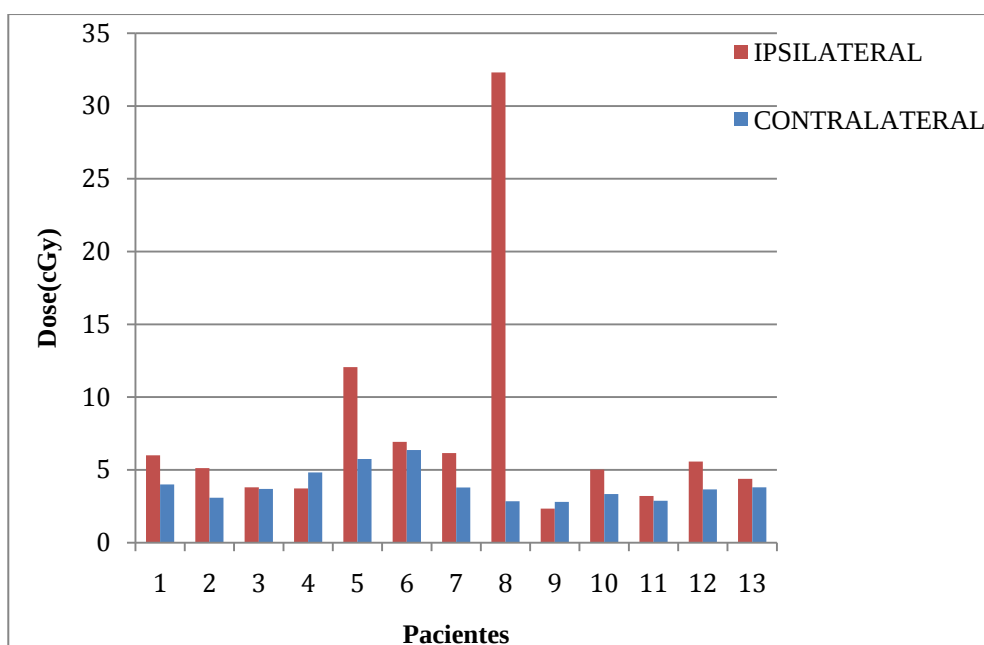


Figura 53 - Valores das doses nos olhos correlacionados com a localização da lesão.

Os resultados mostram que o valor médio da dose nos olhos na região ipsilateral à lesão (do mesmo lado da lesão) foi de $5,3 \pm 2,4$ (cGy) e de $3,9 \pm 1,1$ (cGy) na região dos olhos contralateral à lesão (do lado oposto à lesão). Estes resultados estão similares aos encontrados por Lijun et al. (2000), que encontraram um valor médio de dose na região dos olhos ipsilateral à lesão de $7,6 \pm 0,6$ (cGy), e inferiores aos resultados encontrados para a região dos olhos contralateral à lesão, que foi de $6,9 \pm 0,6$ (cGy).

Importante observar que no nosso estudo houve um paciente que apresentou uma dose na região do olho E ipsilateral à lesão, de 32,3 cGy, que foi retirado dos cálculos do desvio padrão apresentados no parágrafo acima, porque estava muito fora dos demais valores

encontrados. Esta dose de radiação neste caso pode ser justificada, pelas proximidades do olho E, com a área tratada, a dose total de radiação empregada e a angulação dos arcos utilizados.

Trabalhos de Cheng e colaboradores (2003) apresentaram valores médios de dose de 36,9 cGy na região lateral dos olhos para 20 pacientes submetidos à radiocirurgia com Gamma Knife, e trabalhos de Cheng et al. (1997), apresentaram valores médios de dose de 24 cGy na região lateral dos olhos para 104 pacientes submetidos à radiocirurgia com Gamma Knife. Trabalhos de Novotný et al. 1996, também mostraram valores médios das doses na região dos olhos de 22 cGy, para 51 pacientes tratados com radiocirurgia com Gamma Knife.

Os valores de doses encontradas neste estudo estão abaixo do limiar para ocorrência de radiopacidade no cristalino humano, conforme estabelecido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP, 2007), que é de 0,5 a 2 Gy.

Como já foi dito, novas recomendações têm sido sugeridas pela ICRP (2011) com base nos recentes conhecimentos sobre os efeitos biológicos das radiações. As recomendações revisadas incluem a consideração do detrimento surgido de efeitos não cancerígenos da radiação à saúde. Estes efeitos, previamente denominados efeitos determinísticos, agora são referidos como reações nos tecidos porque se reconhece cada vez mais que alguns destes efeitos não estão determinados somente no momento da irradiação, e sim que podem ser modificados depois da exposição à radiação. Previamente, a Comissão havia revisado vários aspectos de efeitos não cancerígenos à saúde: devido à radiação ionizante de baixa transferência linear de energia (LET) na Publicação 41 (ICRP, 1984), radiação de alta LET na Publicação 58 (ICRP, 1990), a pele na Publicação 59 (ICRP, 1991 b), e a pele e o olho na Publicação 85 (ICRP, 2000). O novo limiar para o cristalino é de 0,5 Gy e para a exposição ocupacional, a ICRP recomenda o valor médio anual de 20 mSv em 5 anos, sem exceder 50 mSv em um ano.

No caso da tireóide, o valor de dose média encontrado neste trabalho foi de $4,2 \pm 2,8$ (cGy), com um valor máximo de 12,6 cGy. A análise dos dados das Tabelas 11 e 12 mostram que a dose na tireóide variou em função da localização da lesão, sendo que tumores na região cerebelar resultaram em maior dose na região da tireóide. Estes valores são similares aos encontrados por Cheng et al. (2003), que foi de 5,8 cGy e inferiores aos encontrados por Novotný et al. (1996), que foi de 8,1 cGy e por Cheng et al (1997), que foi

de 20 cGy. Para uma dose da ordem de 7 cGy, o aumentado risco relativo de câncer de tireóide pode está acrescido por um fator de 1,2 a 1,3, como resultado do tratamento com radiação (TAYLOR et al., 2010).

Os valores de dose média na região do tórax neste trabalho foram de 1,6 cGy, com um valor máximo de dose de 3,7 cGy e para a região da pelve, o valor médio foi de 0,4 cGy, com um valor máximo de dose de 1,5 cGy. Estes valores são inferiores aos encontrados por Cheng (1997; 2003), que foram de 21 cGy e 3,3 cGy, para a região do tórax, e de 4 cGy e 0,6 cGy, para a região da pelve.

Pode-se dizer, que os valores das doses de radiação encontrados neste estudo nas regiões extracranianas avaliadas são menores que os valores encontrados na literatura para estudos com tratamentos com radiocirurgia craniana. E, que as doses de radiação na região dos olhos não ultrapassam o limiar para ocorrência da radiopacidade do cristalino, que é de 50 cGy.

5. CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho permitem concluir que o semicondutor XRA-24 apresenta pequenas dimensões e repetibilidade de resposta à radiação do feixe de raios-X de 6 MV com variações menores que 1%, que possibilitam o seu uso para dosimetria em radiocirurgia.

Foi demonstrado que o semicondutor XRA-24, embora não tenha sido desenvolvido para fins dosimétricos, apresenta uma sensibilidade de cerca de seis vezes maior que a de uma microcâmara de ionização. Este fato permite sugerir que ele possa ser utilizado para medidas de doses em faixas menores do que a da microcâmara de ionização.

As medidas para determinação da razão tecido máximo (TMR) realizadas neste trabalho mostraram que o XRA-24 apresenta resultados consistentes, comparáveis com uma microcâmara de ionização, e com o diodo comercial SFD, que são os detectores de referência.

As medidas da razão “off-axis” (OAR) para feixes de radiocirurgia com cones ou com colimador *micromultileaf* podem ser realizadas com o semicondutor XRA-24, que diferentemente do diodo comercial SFD-IBA, não apresentou influência da região da penumbra do feixe de radiação.

As pequenas dimensões do XRA-24, as suas características dosimétricas avaliadas e o seu baixo custo em comparação a de uma microcâmara de ionização ou ao de um diodo comercial para radioterapia, permitem sugerir que o XRA-24 é uma alternativa viável para as clínicas de radioterapia para a realização da dosimetria em radiocirurgia.

Os valores de doses em regiões extracranianas do paciente chegaram à ordem de 30 cGy, na região dos olhos e de 12 cGy, na região da tireóide. A dose na tireóide variou em função da localização da lesão, sendo que os tumores na região cerebelar resultaram em maior dose na tireóide. Estes resultados mostram que embora as doses nos olhos não ultrapassem o limiar de tolerância para ocorrência de radiopacidade do cristalino é importante que os médicos radioterapeutas considerem os riscos de doses de radiação nestas regiões durante o planejamento de procedimentos de radiocirurgia craniana.

REFERÊNCIAS

ACCURAY INC. **Health Technology Update** : Issue 5, January, 2007.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. Stereotactic radiosurgery. **AAPM Report 54**, 1995.

BAHREYNI, M.T; KHOSHNAZAR, A.R. K. Measurement of stereotactic beam data of 9 MV X-rays using diode detector. **Iran. Journal of Radiation Res.**, v. 2, n.2, p. 79-84, 2004.

BETTI, O.O; DERECHINSKY, V.E. Hyperselective encephalic irradiation with a linear accelerator. **Acta Neurochir Suppl.**, v. 33, p. 385-390, 1984.

CHENG, Y et al. Extracranial radiation doses in patients undergoing gamma knife radiosurgery. **Neurosurgery**, v. 41, n. 3, p. 553-560, 1997.

CHENG, Y et al. Fetal radiation doses for model C gamma knife radiosurgery. **Neurosurgery**, v. 52, 687-693, 2003.

CRUZ, J. C et al. Controle de qualidade em radiocirurgia. **Radiologia Brasileira**, v. 30, p. 163-170, 1997.

CRUZ, J.C; SEGRETO, R.A; SEGRETO, H.R.C. Estudo dosimétrico de campos circulares pequenos de raios- x utilizados em radiocirurgia com um acelerador linear de 6 MV. **Revista da Imagem**, v. 25, n. 4, p. 257-267, 2003.

CURRAN et al. Celebrating 40 years of clinical inquiry: The RTOG's ruby anniversary. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 71, n. 2, p. 321-323, 2008.

DAS, I.J; DOWNES, M.B; KASSAEE, A; TOCHNER, Z. Choise of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery – radiotherapy. **Journal of Radiosurgery**, v. 4, p. 177-185, 2000.

DETECTION TECHNOLOGY (DT): **Data Sheet XRA-24s-PN**, Micropolis: Finlandia, 1997.

FAN, C.J et al. Dosimetry of very-small (5-10 mm) and small (12,5-40 mm) diameter cones and dose verification for radiosurgery with 6-MV X ray beams. **Stereotact Funct. Neurosurg.** v.97, p. 183-197, 1996.

FERRIGNO, R; CRUZ, E.A. **Rotinas e Condutas em Radioterapia**. 2ª Edição. São Paulo. Editora Lemar, 2002.

FLICKINGER, J.C; LOEFFLER, J.S. Stereotactic Radiosurgery. Clinical Experience and Future Directions. **41st Annual Scientific Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, San Antonio, Texas: Refresher course - 315, p. 1-13. 1999.

FLICKINGER, J. C; NIRANJAN, A. **Principles and Practice of Radiation Oncology**. Fifth Edition. Philadelphia. Lippincott- Raven, 2008.

GIBBS, F.A et al. Measurement of mechanical accuracy of isocenter in conventional linear-accelerator-based radiosurgery. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 25, p. 117–122, 1999.

GOETSCH, S.J. Linear accelerator and gamma knife-based stereotactic cranial radiosurgery: Challenges and successes of existing quality assurance guidelines and paradigms. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 71, n.1, supplement, p. 118–121, 2008.

GUTHRIE, B.L; ADLER, J.R. Computer-assisted pre-operative planning, interactive surgery, and frameless stereotaxy. **Clinical Neurosurgery**, v. 38, p. 112-131, 1991.

HAYASHI, M et al. Outcome after pituitary radiosurgery for thalamic pain syndrome. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 69, n. 3, p. 852- 857, 2007.

HEYDARIAN, M et al. A comparison of techniques in stereotactic radiosurgery. **Physics Medical Biology**, v. 41, p. 93 a 110, 1996.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Nonstochastic effects of irradiation. **ICRP Publication 41. Ann ICRP 14**, p. 3, 1984.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. RBE for deterministic effects. **ICRP Publication 58. Ann ICRP 20**, p. 4, 1990.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiation effects on the skin. **ICRP Publication 59. Ann ICRP 22**, p. 2, 1991.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiopathology of skin and eye and radiation risk. **ICRP Publication 85. Ann ICRP 30**, p. 2, 2000.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection: **ICRP Publication 103. Ann ICRP 37**, p. 2- 4, 2007.

IOFFE et al. Fetal and ovarian radiation dose in patients undergoing gamma knife radiosurgery. **Neurosurgery**, v. 58, p. 32-41, 2002.

KASE, K.R et al. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment Field. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 9, n. 8, p. 1177- 1183, 1983.

KONDZIOLKA, D. **Stereotactic Radiosurgery**. Boston. McGraw-Hill, 1993.

KONDZIOLKA et al. Potential human error in setting stereotactic coordinates for radiosurgery: Implications for quality assurance. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 27, n. 2, p. 397-401, 1993.

KOOY, H.M. **Stereotactic Radiosurgery**. Boston. McGraw-Hill, 1993.

KOOY et al. Stereotactic Radiosurgery. Physics and Treatment Planning. **39th Annual Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, Orlando, Florida: Refresher course, n. 315, p. 1-33, 1997.

KOOY et al. Stereotactic Radiosurgery. Physics and Treatment Planning. **41st Annual Scientific Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, San Antonio, Texas: Refresher course, n. 214, p. 1-22, 1999.

LARSON, D.A. Adult brain tumors. **39th Annual Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, Orlando, FL: Refresher course, n. 116, p. 1-17, 1997.

LEKSELL, L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. **Acta Chir Scand**, v.102, p. 316-319, 1951.

LIANG, L.L et al. An investigation of eye lens dose of stereotactic radiosurgery for trigeminal neuralgia using Leksell Gamma Knife model C. **Journal of Neurosurgery**, suppl. 105, p. 112-116, 2006.

LIJUN, M.; CHIN, L.; SARFARAZ, M. An investigation of eye lens dose for gamma knife treatments of trigeminal neuralgia. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 1, n. 4, p. 116-119, 2000.

LOEFFLER, J.S.; FLICKINGER, J.C; KOOY, H.M. Stereotactic Radiosurgery - Clinical experience and future directions. **39th Annual Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, Orlando, FL: Refresher course, n. 415, p. 1-12, 1997.

LUNSFORD, L.D.; LOEFFLER, J.S; ALEXANDER, E. **Stereotactic Radiosurgery**. Boston. McGraw-Hill, 1993.

LUTZ, W. **Stereotactic Radiosurgery**. Boston. McGraw-Hill, 1993.

LUXTOR, G.; JOZSEF, G.; ASTRAHAN, M. Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactic radiosurgery. **Medical Physics**, v. 18, n. 6, p. 1211-1221, 1991.

MCKERRACHER, C.; THWAITES, D.I. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. **Physics in Medicine and Biology**, v.44, p. 2143 a 2160, 1999.

MCKERRACHER, C.; THWAITES, D.I. Head scatter factors for small MV photon fields. Part I: a comparison of phantom types and methodologies. **Radiotherapy and Oncology**, v. 85, n. 2, p. 277-285, 2007.

MCKERRACHER, C; THWAITES, D.I. Head scatter factors for small MV photon fields. Part II: the effects of source size and detector. **Radiotherapy and Oncology**, v. 85, n. 2, p. 286-291, 2007.

NOVOTNÝ, J et al. Transportation Dose and Doses to Extracranial Sites during Stereotactic Radiosurgery with the Leksell Gamma Knife. **Stereotact Funct Neurosurg.**, v. 66, p.170-183, 1996.

NOVOTNÝ, J et al. Quality control of the stereotatic radiosurgery procedure with the polymer-gel dosimetry. **Radiotherapy and Oncology**, v. 63; p. 223-230, 2002.

PODGORSK et al. Dynamic stereotactic radiosurgery. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 14, n. 1; p. 115 a 126, 1998.

PEREZ, C.A.; BRADY, L. W. **Principles and Practice of Radiation Oncology**. Fifth Edition. Philadelphia. Lippincott- Raven, 2008.

PEREZ, M. R. Statement on tissue reactions and new dose limit for lens approved, **ICRP**, 2011.

RADIONICS. **Linac Program User's guide**, 1998.

SALVAJOLI, J. V; SANTOS, E. C. **Manual de Condutas Diagnósticas e Terapêuticas em Oncologia**. 2ª Edição. São Paulo. Âmbitos Editores, 2002.

SANTOS, W. M. Contribuição ao planejamento e à dosimetria de feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e à radioterapia estereotáxica. **Tese de Doutorado**, UFPE, Recife, 2003.

SCAFF, L. **Física da Radioterapia**. 2ª Edição. São Paulo: Editora Savier, 1997.

SERAGO et al. Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery. **Physics in Medicine and Biology**, v. 37, n. 10, p. 1943-1956, 1992.

SHEPARD, D.M.; MEEDS, S.L. Intracranial stereotactic radiosurgery physics / treatment planning. **50th Annual Meeting of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, Boston, MA: Education session, n. 402, 24 de Setembro, 2008.

SOUZA C.H.; MONTI, C.R. Dosimetria dos cones radiocirúrgicos Radionics de diâmetros de 5 mm a 50 mm para um feixe de 6 MV de um acelerador linear mevatron MD digital. **Radiologia Brasileira**, v. 34, n. 2, p. 95 a 100, 2001.

SOUZA, R.S. Estudo das propriedades físicas do filtro dinâmico. **Dissertação de Mestrado**, INCA-RJ, 2005.

TAYLOR, M.L et al. Stereotactic fields shaped with a micro-multileaf collimator: systematic characterization of peripheral dose. **Phys. Med. Biol.**, v. 55, p. 873-881, 2010.

ZHU, R.X et al. Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film. **Medical Physics**, v.27, n.3, 2000.

APÊNDICE A – Tabelas de TMR com cones – Semicondutor

Tabela A 1 - Valores da TMR, para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para o cone de 20 mm de diâmetro, e valores da CI de referência.

Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L_{med}(μC)	TMR XRA-24	CI Ref
0,000	0,000	190,69	191,33	191,010	0,558	0,431
0,226	0,269	281,29	281,03	281,160	0,822	0,650
0,492	0,585	323,47	323,37	323,420	0,946	0,868
1,000	1,190	342,00	342, 00	342,00	0,999	0,935
1,226	1,459	342,19	342,00	342,095	1,000	1,000
1,505	1,791	338,99	338,35	338,670	0,990	0,990
1,750	2,083	334,76	334,71	334,735	0,979	0,980
2,130	2,535	328,46	328,86	328,660	0,961	0,959
2,484	2,956	323,40	322,88	323,140	0,945	0,939
2,989	3,557	314,37	314,46	314,415	0,919	0,917
3,494	4,158	306,15	306,06	306,105	0,895	0,896
4,078	4,853	297,38	296,97	297,175	0,869	0,864
4,583	5,454	288,79	288,29	288,540	0,844	0,841
5,088	6,055	280,96	281,07	281,015	0,822	0,818
5,462	6,500	274,57	275,37	274,970	0,804	0,798
5,967	7,101	267,22	267,17	267,195	0,781	0,778
6,475	7,705	259,86	259,92	259,890	0,760	0,776
6,98	8,306	252,92	252,84	252,880	0,739	0,744
7,46	8,877	245,69	245,62	245,655	0,718	0,708
8,59	10,222	230,29	230,21	230,250	0,673	0,673
9,587	11,409	217,44	217,46	217,450	0,636	0,645
10,53	12,531	206,31	206,52	206,415	0,603	0,586
11,527	13,717	194,94	194,81	194,875	0,570	0,556
12,662	15,068	182,87	182,72	182,795	0,534	0,531
13,672	16,270	172,87	172,72	172,795	0,505	0,506
14,352	17,079	165,72	165,59	165,655	0,484	0,483
15,362	18,281	156,61	156,4	156,505	0,458	0,459
16,6	19,754	146,32	146,29	146,305	0,428	0,418
17,61	20,956	138,42	138,41	138,415	0,405	0,400
18,793	22,364	129,20	129,1	129,150	0,378	
19,298	22,965	126,01	125,52	125,765	0,368	

L₁, L₂ são os valores das leituras obtidas no eletrômetro.

L_{med} é a leitura média.

Tabela A 2 – Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para o cone de 40 mm de diâmetro e valores da CI de referência.

Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L_{med}(μC)	TMR XRA-24	CI Ref.
0,000	0,000	199,28	199,28	199,280	0,560	0,429
0,226	0,269	289,55	289,5	289,525	0,813	0,655
0,492	0,585	333,29	332,66	332,975	0,935	0,882
1,000	1,190	355,78	355,80	355,790	0,999	0,941
1,226	1,459	356	355,87	355,935	1,000	1,000
1,505	1,791	353,88	353,61	353,745	0,994	0,997
1,750	2,083	349,97	349,68	349,825	0,983	0,995
2,130	2,535	345,73	345,02	345,375	0,970	0,973
2,484	2,956	341,23	340,55	340,890	0,958	0,951
2,989	3,557	333,71	333,12	333,415	0,937	0,935
3,494	4,158	325,88	325,92	325,900	0,916	0,920
4,078	4,853	319,19	317,97	318,580	0,895	0,877
4,583	5,454	309,97	310,22	310,095	0,871	0,859
5,088	6,055	302,57	302,87	302,720	0,850	0,842
5,462	6,500	294,62	296,88	295,750	0,831	0,824
5,967	7,101	289,44	289,2	289,320	0,813	0,806
6,475	7,705	282,18	281,74	281,960	0,792	0,794
6,98	8,306	274,78	274,92	274,850	0,772	0,782
7,46	8,877	268,94	267,92	268,430	0,754	0,748
8,59	10,222	252,95	252,25	252,600	0,710	0,714
9,587	11,409	238,77	238,5	238,635	0,670	0,670
10,53	12,531	226,69	226,71	226,700	0,637	0,648
11,527	13,717	214,74	214,68	214,710	0,603	0,601
12,662	15,068	201,42	201,68	201,550	0,566	0,561
13,672	16,270	191,03	191,51	191,270	0,537	0,539
14,352	17,079	183,50	183,63	183,565	0,516	0,516
15,362	18,281	173,86	173,76	173,810	0,488	0,495
16,6	19,754	162,61	162,53	162,570	0,457	0,465
17,61	20,956	153,98	153,85	153,915	0,432	0,448
18,793	22,364	144,12	143,98	144,050	0,405	
19,298	22,965	140,08	140,04	140,060	0,393	

Tabela A 3 – Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para o cone de 12,5 mm de diâmetro e valores da CI de referência.

Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L_{med}(μC)	TMR XRA-24	CI Ref.
0,000	0,000	170,65	169,89	170,27	0,580	0,423
0,226	0,269	242,82	242,55	242,69	0,827	0,546
0,492	0,585	277,76	277,42	323,420	0,945	0,833
1,000	1,190	294,4	293, 41	293,91	1,002	0,995
1,258	1,497	293,68	293,16	293,42	1,000	0,997
1,505	1,791	291,01	290,75	290,88	0,991	0,989
1,750	2,083	287,31	286,51	286,91	0,978	0,977
2,130	2,535	281,3	281,59	281,45	0,959	0,965
2,468	2,937	276,15	275,99	276,07	0,941	0,943
2,976	3,541	268,45	267,65	268,05	0,914	0,919
3,488	4,151	260,47	260,19	260,33	0,887	0,892
4,078	4,853	252,42	252, 7	252,56	0,861	0,864
4,59	5,462	245,55	244,84	245,20	0,836	0,838
5,09	6,057	236,9	236,54	236,72	0,807	0,815
5,542	6,505	230,05	230,58	230,32	0,785	0,802
6,047	7,196	223,68	223,21	223,45	0,762	0,765
6,555	7,800	217,09	216,44	216,77	0,739	0,751
7,047	8,386	210,88	210,41	210,65	0,718	0,732
7,559	8,886	204,79	204,29	204,54	0,697	0,713
8,685	10,335	191,61	191,03	191,32	0,652	0,670
9,507	11,313	183,2	182,68	182,94	0,623	0,630
10,53	12,531	172,96	172,68	172,82	0,589	0,595
11,527	13,717	163,82	163,39	163,61	0,558	0,576
12,662	15,068	153,23	152,95	153,09	0,522	0,523
13,679	16,278	144,57	144,74	144,66	0,493	0,495
14,352	17,079	138,57	138,26	138,44	0,472	0,482
15,369	18,289	130,88	130,61	130,75	0,446	0,462
16,597	19,750	121,96	121,88	121,92	0,416	0,428
17,617	20,964	115,27	115,17	115,22	0,393	0,429
19,307	22,975	105,15	104,79	104,97	0,358	0,403

APÊNDICE B- Tabelas de TMR com cones - TLD

Tabela B 1 - Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com TLD para o cone de 20,0 mm de diâmetro e valores da CI de referência.

TLD	Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L _{med} (μC)	L(μC)	TMR TLD	CI Ref.
Branco			0,00049	0,000449	0,0005			
1	0,000	0,000	1,216	1,272	1,244	1,243	0,368	0,431
2	0,226	0,269	2,19	2,49	2,340	2,339	0,692	0,650
3	0,492	0,585	3,06	2,91	2,985	2,984	0,883	0,868
4	1,000	1,190	3,29	3,18	3,235	3,234	0,957	0,935
5	1,226	1,459	3,43	3,33	3,380	3,379	1,000	1,000
6	1,505	1,791	3,08	3,14	3,110	3,109	0,920	0,990
7	1,750	2,083	3,20	3,16	3,180	3,179	0,941	0,980
8	2,130	2,535	3,27	3,11	3,190	3,189	0,944	0,959
9	2,484	2,956	3,04	3,20	3,120	3,119	0,923	0,939
10	2,989	3,557	2,84	3,04	2,940	2,939	0,870	0,917
11	3,494	4,158	2,91	2,96	2,935	2,934	0,868	0,896
12	4,078	4,853	2,90	2,84	2,870	2,869	0,849	0,864
13	4,583	5,454	2,91	2,84	2,875	2,874	0,850	0,841
14	5,088	6,055	2,72	2,67	2,695	2,694	0,797	0,818
15	5,462	6,500	2,66	2,51	2,585	2,584	0,765	0,798
16	5,967	7,101	2,58	2,52	2,550	2,549	0,754	0,778
17	6,475	7,705	2,56	2,35	2,455	2,454	0,726	0,776
18	6,98	8,306	2,37	2,5	2,435	2,434	0,720	0,744
19	7,46	8,877	2,52	2,51	2,515	2,514	0,744	0,708
20	8,59	10,222	2,20	2,11	2,155	2,154	0,637	0,673
21	9,587	11,409	2,36	2,14	2,250	2,249	0,666	0,645
22	10,53	12,531	1,89	2,00	1,945	1,944	0,575	0,586
23	11,527	13,717	1,798	1,85	1,824	1,823	0,540	0,556
24	12,662	15,068	1,711	1,895	1,803	1,802	0,533	0,531
25	13,672	16,270	1,752	1,694	1,723	1,722	0,510	0,506
26	14,352	17,079	1,735	1,584	1,659	1,659	0,491	0,483
27	15,362	18,281	1,615	1,533	1,574	1,573	0,466	0,459
28	16,6	19,754	1,282	1,476	1,379	1,378	0,408	0,418
29	17,61	20,956	1,33	1,369	1,349	1,349	0,399	0,400
30	18,793	22,364	1,329	0,877	1,103	1,102	0,326	
31	19,298	22,965	1,208	1,278	1,243	1,242	0,368	

L₁, L₂ são os valores de leitura que corresponde a área da curva TL.

L_{med} é a leitura média de L₁ e L₂. L é a leitura líquida = L_{med} - L_{Branco}.

Tabela B 2 - Valores da TMR, para acelerador linear de 6MV medidos com TLD para o cone de 40,0 mm de diâmetro e valores da CI de referência.

TLD	Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L_{med}(μC)	L(μC)	TMR TLD	CI Ref.
Branco			0,000276	0,000266	0,0003			
1	0,000	0,000	1,401	1,408	1,404	1,404	0,408	0,429
2	0,226	0,269	2,28	2,22	2,250	2,249	0,653	0,655
3	0,492	0,585	3,21	2,78	2,995	2,994	0,869	0,882
4	1,000	1,190	3,23	3,40	3,315	3,314	0,962	0,941
5	1,226	1,459	3,00	3,39	3,445	3,444	1,000	1,000
34	2,130	2,535	3,36	3,40	3,380	3,379	0,981	0,973
11	3,494	4,158	3,16	3,01	3,085	3,084	0,895	0,920
13	4,583	5,454	3,05	2,94	2,995	2,994	0,869	0,859
15	5,462	6,500	2,91	2,83	2,870	2,869	0,833	0,824
17	6,475	7,705	2,60	2,49	2,545	2,544	0,739	0,794
19	7,46	8,877	2,55	2,53	2,540	2,539	0,737	0,748
20	8,59	10,222	2,38	2,21	2,295	2,294	0,666	0,714
21	9,587	11,409	2,25	2,14	2,195	2,194	0,637	0,670
22	10,53	12,531	2,06	2,07	2,065	2,064	0,599	0,648
24	12,662	15,068	1,883	1,892	1,887	1,887	0,548	0,561
25	13,672	16,270	1,948	1,889	1,918	1,918	0,557	0,539
26	14,352	17,079	1,785	1,573	1,679	1,678	0,487	0,516
27	15,362	18,281	1,69	1,663	1,676	1,676	0,487	0,495
28	16,54	19,683	1,547	1,592	1,569	1,569	0,456	0,465
31	17,561	20,897	1,412	1,574	1,493	1,492	0,433	0,448
30	18,565	22,092	1,51	1,16	1,335	1,334	0,387	

Tabela B 3 - Valores da TMR, para acelerador linear de 6MV medidos com TLD para o cone de 12,5 mm de diâmetro e valores da CI de referência.

TLD	Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(μC)	L2(μC)	L_{med}(μC)	L(μC)	TMR TLD	CIRef.
Branco			0,000527	0,000347	0,0004			
1	0,000	0,000	1,267	1,191	1,229	1,229	0,419	0,423
2	0,226	0,269	2,12	2,21	2,165	2,165	0,738	0,546
3	0,492	0,585	0,001	2,52	2,520	2,520	0,858	0,833
4	1,000	1,190	2,91	3,11	3,010	3,010	1,025	0,995
5	1,258	1,497	2,8	3,07	2,935	2,935	1,000	0,997
6	1,505	1,791	3,08	2,82	2,950	2,950	1,005	0,989
7	1,750	2,083	2,82	2,91	2,865	2,865	0,976	0,977
8	2,13	2,535	2,82	2,84	2,830	2,830	0,964	0,965
9	2,468	2,937	2,89	2,68	2,785	2,785	0,949	0,943
10	2,976	3,541	2,53	2,66	2,595	2,595	0,884	0,919
11	3,488	4,151	2,58	2,53	2,555	2,555	0,870	0,892
12	4,078	4,853	2,61	2,49	2,550	2,550	0,869	0,864
13	4,59	5,462	2,26	2,55	2,405	2,405	0,819	0,838
14	5,09	6,057	2,19	2,26	2,225	2,225	0,758	0,815
15	5,542	6,595	2,11	2,29	2,200	2,200	0,749	0,802
16	6,047	7,196	2,46	2,27	2,365	2,365	0,806	0,765
17	6,555	7,800	1,921	2,18	2,051	2,050	0,698	0,751
18	7,047	8,386	2,19	2,04	2,115	2,115	0,720	0,732
19	7,559	8,995	2,03	1,989	2,010	2,009	0,685	0,713
20	8,685	10,335	1,975	1,989	1,982	1,982	0,675	0,670
21	9,507	11,313	1,759	1,788	1,774	1,773	0,604	0,630
22	10,53	12,531	1,843	1,969	1,906	1,906	0,649	0,595
23	11,527	13,717	1,641	1,833	1,737	1,737	0,592	0,576
24	12,662	15,068	1,676	1,544	1,610	1,610	0,548	0,523
25	13,679	16,278	1,595	1,508	1,552	1,551	0,528	0,495
26	14,352	17,079	1,659	1,512	1,586	1,585	0,540	0,482
27	15,369	18,289	1,416	1,346	1,381	1,381	0,470	0,462
28	16,597	19,750	1,293	1,241	1,267	1,267	0,432	0,428
29	17,617	20,964	1,289	1,182	1,236	1,235	0,421	0,429
30	19,307	22,975	1,019	1,065	1,042	1,042	0,355	0,403

APÊNDICE C - Tabelas de TMR com *micromultileaf*

Tabela C 1 – Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para campo de 12 mm x 12 mm com colimador *micromultileaf* e valores do diodo de referência.

Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(nC)	L2(nC)	Lmed(nC)	TMR XRA-24	Diodo Ref
0,000	0,000	147,9	146,4	147,15	0,507	0,471
0,226	0,269	202,8	202,4	202,6	0,698	0,693
0,492	0,585	227,4	226,7	227,05	0,782	0,786
1,000	1,190	290,1	290	290,05	0,999	0,991
1,258	1,497	290,3	290,5	290,4	1,000	0,996
1,505	1,791	281,3	281,2	281,25	0,968	0,990
1,750	2,083	272,4	272,4	272,4	0,938	0,979
2,130	2,535	268,0	267,8	267,9	0,923	0,960
2,468	2,937	262,6	262,3	262,45	0,904	0,942
2,976	3,541	255,0	254,7	254,85	0,878	0,916
3,488	4,151	247,7	247,8	247,75	0,853	0,890
4,078	4,853	240,8	240,6	240,7	0,829	0,859
4,59	5,462	234,6	234,2	234,4	0,807	0,835
5,09	6,057	225,8	225,7	225,75	0,777	0,812
5,542	6,595	220,2	220,1	220,15	0,758	0,791
6,047	7,196	214,0	214,0	214,0	0,737	0,767
6,555	7,800	208,6	207,8	208,2	0,717	0,745
7,047	8,386	202,4	202,3	202,35	0,697	0,724
7,559	8,995	196,3	196,4	196,35	0,676	0,703
8,685	10,335	184,1	184,1	184,1	0,634	0,660
9,507	11,313	175,6	175,6	175,6	0,605	0,630
10,53	12,531	166,5	166,4	166,45	0,573	0,594
11,527	13,717	157,7	157,5	157,6	0,543	0,563
12,662	15,068	147,8	147,7	147,75	0,509	0,526
13,679	16,278	139,6	139,5	139,55	0,481	0,500
14,352	17,079	134,1	134	134,05	0,462	0,481
15,369	18,289	126,9	126,9	126,9	0,437	0,456
16,597	19,750	118,7	118,5	118,6	0,408	0,426
17,617	20,964	112,2	112,2	112,2	0,386	0,404
19,307	22,975	102,2	102,1	102,15	0,352	0,369

Tabela C 2 - Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para campo de 18 mm x 18 mm com colimador *micromultileaf* e valores do diodo de referência.

Profundidade Acrílico (cm)	Profundidade Água (cm)	L1(nC)	L2(nC)	Lmed(nC)	TMR XRA-24	Diodo Ref
0,000	0,000	159,2	159,1	159,2	0,530	0,496
0,226	0,269	237,0	236,8	236,9	0,788	0,698
0,492	0,585	275,7	275,7	275,7	0,917	0,786
1,000	1,190	299,3	299,5	299,4	0,996	0,99
1,258	1,497	300,5	300,6	300,6	1,000	1,000
1,505	1,791	299,8	299,3	299,6	0,997	0,997
1,750	2,083	296,2	296,2	296,2	0,986	0,990
2,130	2,535	291,6	291,4	291,5	0,970	0,973
2,468	2,937	286,0	286,2	286,1	0,952	0,956
2,976	3,541	278,9	278,9	278,9	0,928	0,931
3,488	4,151	271,6	271,4	271,5	0,903	0,907
4,078	4,853	264,1	263,7	263,9	0,878	0,876
4,59	5,462	257,0	256,9	257,0	0,855	0,852
5,09	6,057	248,1	248,2	248,2	0,826	0,830
5,542	6,595	242,1	241,8	242,0	0,805	0,808
6,047	7,196	236,0	235,7	235,9	0,785	0,784
6,555	7,800	229,2	229,1	229,2	0,762	0,761
7,047	8,386	223,1	223,2	223,2	0,742	0,740
7,559	8,995	216,7	216,7	216,7	0,721	0,719
8,685	10,335	203,6	203,6	203,6	0,677	0,675
9,507	11,313	194,3	194,5	194,4	0,647	0,645
10,53	12,531	184,5	184,4	184,5	0,614	0,609
11,527	13,717	174,9	174,8	174,9	0,582	0,576
12,662	15,068	164,2	164,2	164,2	0,546	0,539
13,679	16,278	155,4	155,5	155,5	0,517	0,513
14,352	17,079	149,4	149,4	149,4	0,497	0,493
15,369	18,289	141,4	141,5	141,5	0,471	0,468
16,597	19,750	132,7	132,6	132,7	0,441	0,437
17,617	20,964	125,4	125,6	125,5	0,418	0,413
19,307	22,975	114,6	114,5	114,6	0,381	0,378

Tabela C 3– Valores da TMR para acelerador linear de 6 MV medidos com semicondutor para campo de 30 mm x 30 mm com colimador *micromultileaf* e valores do diodo de referência.

Profundidade Acrílico(cm)	Profundidade Água (cm)	L1(nC)	L2(nC)	Lmed(nC)	TMR XRA-24	Diodo Ref
0,000	0,000	169,3	169,2	169,25	0,535	0,514
0,226	0,269	247,6	246,3	246,95	0,780	0,704
0,492	0,585	286,9	286,6	286,75	0,906	0,787
1,000	1,190	314,3	313,8	314,05	0,992	0,987
1,258	1,497	316,6	316,3	316,45	1,000	1,000
1,505	1,791	316,2	316,2	316,2	0,999	1,000
1,750	2,083	313,0	313,0	313,0	0,989	0,994
2,130	2,535	308,7	308,5	308,6	0,975	0,981
2,468	2,937	304,3	304,2	304,25	0,961	0,966
2,976	3,541	297,6	297,4	297,5	0,940	0,944
3,488	4,151	290,8	290,1	290,45	0,918	0,921
4,078	4,853	282,9	282,6	282,75	0,894	0,893
4,59	5,462	276,0	275,8	275,9	0,872	0,870
5,09	6,057	267,5	267,2	267,35	0,845	0,849
5,542	6,595	261,2	261,1	261,15	0,825	0,829
6,047	7,196	254,6	254,4	254,5	0,804	0,807
6,555	7,800	248,0	247,9	247,95	0,784	0,786
7,047	8,386	241,7	241,4	241,55	0,763	0,766
7,559	8,995	235,2	235,1	235,15	0,743	0,742
8,685	10,335	221,5	221,0	221,25	0,699	0,698
9,507	11,313	211,9	211,7	211,8	0,669	0,668
10,53	12,531	201,8	201,0	201,4	0,636	0,632
11,527	13,717	191,1	191,1	191,1	0,604	0,599
12,662	15,068	179,5	179,5	179,5	0,567	0,561
13,679	16,278	170,2	170,2	170,2	0,538	0,534
14,352	17,079	163,8	163,6	163,7	0,517	0,514
15,369	18,289	155,2	155,1	155,15	0,490	0,488
16,597	19,750	145,7	145,4	145,55	0,460	0,456
17,617	20,964	138,0	138,0	138,0	0,436	0,433
19,307	22,975	126,2	126,0	126,1	0,398	0,396