UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR

DOUTORADO EM TECNOLOGIAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

# CONTRIBUIÇÃO AO PLANEJAMENTO E À DOSIMETRIA DE FEIXES DE FÓTONS APLICADOS À RADIOCIRURGIA E À RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

WALTER MENEZES SANTOS

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL
AGOSTO – 2003

WALTER MENEZES SANTOS

# CONTRIBUIÇÃO AO PLANEJAMENTO E À DOSIMETRIA DE FEIXES DE FÓTONS APLICADOS À RADIOCIRURGIA E À RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências. Área de concentração: Dosimetria e Instrumentação.

**Orientador**: Dr. Clovis Abrahão Hazin

**Co-Orientador**: Dr. Cleber Nogueira de Souza

RECIFE – PERNAMBUCO – BRASIL

AGOSTO – 2003

# CONTRIBUIÇÃO AO PLANEJAMENTO E À DOSIMETRIA DE FEIXES DE FÓTONS APLICADOS À RADIOCIRURGIA E À RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA

**Walter Menezes Santos**

**APROVADO EM: 15.08.2003**

**ORIENTADOR : Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin**
**CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Cleber Nogueira de Souza**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

**Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin - DEN/UFPE**

**Profa. Dra. Helen Jamil Khoury - DEN/UFPE**

**Prof. Dr. Ricardo de Andrade Lima – CRCN/CNEN**

**Prof. Dr. Carlos Roberto Monti – IR/CAMPINAS-SP**

**Prof. Dr. Richard Kramer – CNPq**

**Visto e permitida a impressão**

**Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE**

**Santos, Walter Menezes**

**Contribuição ao planejamento e à dosimetria de feixes de fótons aplicados à radiocirurgia e à radioterapia estereotáxica / Walter Menezes Santos. – Recife : O Autor, 2003.**

**xxii, 142 folhas : il., fig., tab.**

**Tese (doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2003.**

**Inclui bibliografia.**

**1. Ciências nucleares. 2. Radiocirurgia estereotáxica – Dosimetria de feixes pequenos – Parâmetros físicos. 3. Heterogeneidade de tecidos (Radiocirurgia) – Detectores. 4. Feixes de fótons (Raios-X 6MV) - Utilização. I. Título.**

| | | |
|---|---|---|
| **615.849.5** | **CDU (2.ed.)** | **UFPE** |
| **615.842** | **CDD (21.ed.)** | **BC2003-370** |

Ao meu filho **Lucas** (in memorian), que partiu desta vida durante a realização deste trabalho, e a luta que foi prosseguir com a sua ausência, dedico esta tese.

À minha (esposa) companheira de todas as jornadas, **Maria de Lourdes**, e aos meus filhos **Karine**, **Victor** e **Lucas** (in memorian), pelo estímulo, apoio e incentivo ao meu crescimento pessoal e profissional.

À minha mãe **Marina** e meus irmãos, que, foram estímulos para mais esta conquista;

Ao meu pai **Oscar Santos** e ao meu tio **Francisco dos Santos** (in memorian), pela formação que me proporcionaram, e o exemplo que foram as suas vidas, que muito contribuiu para esta minha conquista.

# AGRADECIMENTOS

A Deus, pela energia presente em todos os momentos de minha vida;

Ao professor Clovis Abrahão Hazin, que repartiu comigo suas experiências, ensinando-me com sabedoria e oferecendo-me os instrumentos necessários para conclusão desta tese e mais do que orientador, honrou-me com a sua amizade e compreensão, incentivando-me a seguir o caminho, tornando possível à conclusão deste trabalho.

Ao professor Cleber Nogueira de Souza, pela contribuição, amizade constante e ao estímulo, durante a realização desta pesquisa.

À professora Helen Jamil Khoury que sempre partilhou e contribuiu com a socialização do conhecimento, incentivando sempre o crescimento profissional dos seus discentes.

Ao Dr. Luiz Antônio Pereira Santos pesquisador do Centro Regional de Ciências Nucleares CRCN-CNEN/PE que elaborou o sistema de aquisição de dados para o uso dos fototransistores e que fez as modificações sugeridas de modo a torná-los viáveis ao uso neste projeto de doutorado.

Aos Professores Drs. Fernando Roberto de Andrade Lima, Ricardo de Andrade Lima, Maria da Salete F. S. Lundgren e Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira membros da comissão de avaliação durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Dr. Homero Cavalcante Melo, cujo exemplo de simplicidade e brilhantismo profissional se constitui em grande lição de amor ao trabalho, à pesquisa e ao estímulo dos que com ele têm o privilégio do convívio.

Ao Dr. Carlos Roberto Monti, pela confiança e colaboração inestimável, o exemplo que enobrece e enriquece o exercício da profissão que tão bem reflete a pureza dos sentimentos e a grandeza da sua vida, as homenagens e o apreço do autor que muito se envaidece de tê-lo conhecido.

Aos pesquisadores do CRCN/CNEN, na pessoa do Dr. Roberto Sávio, pelo acolhimento e incentivo, e por ter me disponibilizado, além do processamento, os dosímetros termoluminescentes utilizados nesta pesquisa.

Ao Dr. Ivo Carlos Roesler (*in memorian*), que mesmo já havendo nos deixado, permanece presente em nossas vidas pelo exemplo de profissionalismo e a atenção sempre generosa com que nos distinguia.

Ao Dr. Eugênio Roberto Cecatti (*in memorian*), uma lembrança viva e grata em nossos corações, mesmo já havendo partido, foi um convívio enriquecedor, juntamente com sua esposa Dra. Sonia Garcia Pereira Cecatti.

Ao Dr. Joel Francisco Gonçalves, físico do Instituto Nacional do Câncer (INCA), pela inestimável colaboração e dedicado companheirismo.

Ao Dr. Pedro Lazarini e a Dra. Neuza Satiku do Instituto do Radium de Campinas, que partilharam comigo os momentos mais difíceis, incentivando e encorajando-me rumo à conclusão deste trabalho.

Aos Drs. Sérgio de Azevedo Sousa e Marcus Vicente da Costa do Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda/PE pela amizade e grande contribuição na realização deste trabalho.

Ao Instituto do Radium de Campinas/SP e à Radioneuro do Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda/PE, pela contribuição e apoio para a concretização da pesquisa, que me acolheram com profissionalismo e amizade inigualáveis, por terem disponibilizado todo o sistema de Radiocirurgia para a realização deste trabalho.

Aos docentes do DEN/UFPE, por terem propiciado meu crescimento intelectual e a viabilização desta pesquisa.

Aos colegas do PROTEN pela oportunidade de tê-los conhecido, nesta caminhada rumo ao nosso crescimento intelectual.

Aos meus amigos que direta ou indiretamente colaboraram, incentivando-me a atingir os meus objetivos, agradeço.

Não é o desafio com que nos deparamos que determina quem somos e o que estamos nos tornando, mas, a maneira com que respondemos ao desafio.

Somos combatentes, realistas, mas plenamente conscientes, porque o ter consciência não nos obriga a ter teoria sobre as coisas: só nos obriga a sermos conscientes.

Problemas para vencer, liberdade para provar.

E enquanto acreditamos no nosso sonho, nada é por acaso.

Henfil

"FICA ESTABELECIDA a possibilidade de sonhar coisas IMPOSSÍVEIS e de caminhar livremente em direção aos SONHOS".

*(Autor Desconhecido)*

# SUMÁRIO

**LISTA DE FIGURAS** **xiii**

**LISTA DE TABELAS** **xx**

**RESUMO** **xxii**

**ABSTRACT** **xxiii**

**1. INTRODUÇÃO** **01**

**2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS** **05**

**2.1. História da Radiocirurgia** **05**

**2.2. Radiocirurgia e Radioterapia Estereotáxica** **08**

2.2.1. Princípios Gerais 08
2.2.2. Sistemas de Fixação da Cabeça do Paciente 11
2.2.3. Técnicas Radiocirúrgicas 12

2.2.3.1. Rotação em um Único Plano 13
2.2.3.2. Múltiplos Arcos Convergentes não Coplanares 13
2.2.3.3. Rotação Dinâmica 13

**2.3. Características dos Feixes de Radiocirurgia** **14**

**2.4. Equipamentos de Radiocirurgia** **17**

2.4.1. Radiocirurgia com Partículas Carregadas Pesadas 18

2.4.1.1. Ajuste do Alcance da Partícula 18
2.4.1.2. Modulação do Pico de "Bragg" 19
2.4.1.3. Conformação do Feixe Terapêutico ao Alvo 19

2.4.2. Radiocirurgia com Raios Gama do $^{60}$Co 20
2.4.3. Radiocirurgia com Aceleradores Lineares 22

**2.5. Parâmetros Físicos dos Feixes de Radiocirurgia** **24**

2.5.1. Definições dos Parâmetros do Feixe 24
2.5.2. Características dos Parâmetros do Feixe 31
2.5.3. Medidas dos Parâmetros do Feixe 33

**2.6. Aspectos Dosimétricos dos Feixes de Radiocirurgia** **35**

2.6.1. Energia dos Feixes de Fótons Aplicado em Radiocirurgia 38
2.6.2. Influência da Presença de Hetereogeneidades em Feixes de Radiocirurgia 39
2.6.3. Medidas das Distribuições das Doses 43
2.6.4. Precisão na Distribuição das Doses 44

**2.7. Dose do Sistema de Planejamento Radiocirúrgico 45**

**2.8. Controle da Qualidade 46**

**3. METODOLOGIA 47**

**3.1. Equipamento de Radiocirurgia 47**

**3.2. Sistema de Irradiação dos Feixes de Radiocirurgia 49**

**3.3. Detectores Utilizados 50**

3.3.1. Câmara de Ionização de Placas Paralelas 50
3.3.2. Fotodiodo 51
3.3.3. Dosímetros Termoluminescentes 51
3.3.4. Filmes Dosimétricos 52
3.3.5. Fototransistor BPW78 54
3.3.6. Eletrômetro Flip-Flop 55

**3.4. Medida da Distribuição da Dose 56**

3.4.1. Meios Homogêneos 56
3.4.2. Meios Heterogêneos 59

**3.5. Parâmetros Dosimétricos Envolvidos no Cálculo das Doses 60**

3.5.1. Algoritmo para Cálculo da Dose 60
3.5.2. Fator de Rendimento (FR) 61
3.5.3. Perfis do Feixe 62
3.5.4. Razão de "Off-Axis" (ROFA) 63
3.5.5. Relação Tecido-Máximo (RTM) 64
3.5.6. Porcentagem de Dose Profunda (PDP) 65

**4. RESULTADOS E DISCUSSÃO 67**

**4.1. Fator de Rendimento 67**

**4.2. Porcentagem de Dose Profunda 74**

**4.3. Relação Tecido-Máximo 78**

**4.4. Parâmetros do Feixe Usado no Programa da Qualidade do Sistema de Planejamento. 94**

**4.5. Perfis do Feixe 96**

**4.6. Razão de "Off-Axis" 102**

**4.7. Medida das Características Dosimétricas dos Feixes de Radiocirurgia com Fototransistor 111**

4.7.1.Perda da Sensibilidade do Fototransistor por Radiação 111
4.7.2. Fatores de Rendimento (FR) 113
4.7.3. Relação Tecido-Máximo (RTM) 115
4.7.4. Porcentagem de Dose Profunda (PDP) 116

**4.8. Variações das Doses em Interfaces Ar-Tecido e Osso-Tecido 117**

4.8.1. Influência de Interfaces Ar-Tecido 117
4.8.2. Influência de Interfaces Osso-Tecido 122

**4.9. Índice de Qualidade do Feixe de Radiocirurgia 124**

**4.10. Verificação Experimental da Dose do Sistema de Planejamento 126**

**5. CONCLUSÕES 129**

**6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 131**

# LISTA DE FIGURAS

**Figura 1.** Diagrama esquemático mostrando a cabeça de um paciente com os eixos de coordenadas estereotáxicas e quatro arcos não coplanares de um planejamento radiocirúrgico, formados pela combinação dos eixos de rotação da mesa e do cabeçote de um acelerador linear. 09

**Figura 2.** O anel e a moldura estereotáxica utilizados durante a aquisição das imagens radiológicas em um equipamento de tomografia computadorizada para a determinação do isocentro da lesão 11

**Figura 3.** Sistemas de fixação do crânio para colocação da moldura estereotáxica que fornece o sistema de coordenadas tridimensionais (Radionics, Inc., Burlington, Massachusetts). (a) BRW (Brown-Roberts-Well) utilizado na radiocirurgia estereotáxica – dose única, (b) GTC (Gill-Thomas-Cosman) utilizado na radioterapia estereotáxica – dose fracionada. 12

**Figura 4.** Trajetórias dos feixes de irradiação na cabeça dos pacientes nas diversas técnicas radiocirurgicas. 14

**Figura 5.** Características da deposição de dose em função da profundidade no tecido para um feixe de $^{60}$Co, fótons de 6 MV e prótons. 16

**Figura 6.** Deposição da dose de tratamentos radiocirúrgicos com quatro feixes de radiação não coplanares realizados com raios gama do $^{60}$Co, fótons de 6 MV, e com partículas carregadas pesadas 17

**Figura 7.** Sistema de radiocirurgia com partículas carregadas pesadas, mostrando os dispositivos mais importantes da produção do feixe terapêutico 20

**Figura 8.** Unidade de radiocirurgia com raios gama do $^{60}$Co ("Gamma Knife") 22

**Figura 9.** Acelerador linear dedicado, mostrando a combinação de rotação do cabeçote e da mesa para a formação dos arcos não coplanares dos feixes de radiação radiocirúrgicos 24

**Figura 10.** Medida da porcentagem 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 foco superfície f é r. 26

**Figura 11.** Medida da relação tecido-máximo. Os pontos $I_{max}$ e I estão no simulador na distância foco-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 = distância foco-superfície, DFI = distância foco-isocentro. 29

**Figura 12.** Determinação da relação tecido-máximo a partir dos dados da porcentagem de dose profunda. Q é o ponto de interesse na profundidade d no simulador, I é o ponto no isocentro na profundidade $d_i$. O raio do campo em Q é $r_Q$; em I é $r_i$. DFS = distância foco-superfície e DFI = distância foco-isocentro. 31

**Figura 13.** Variações nas distribuições das doses em regiões de interface tecido-ar e ar-tecido em feixes de fótons 41

**Figura 14.** Simuladores e acessórios construídos na Universidade McGill Montreal, Quebec, Canadá, para verificação das técnicas de localização do alvo e das medidas de distribuições das doses em radiocirurgia 43

**Figura 15.** Acelerador linear de elétrons adaptado com sistema de radiocirurgia 48

**Figura 16.** Colimadores padrões com abertura central divergente cônica para produzir campos circulares de radiação com diâmetros de 12,5mm - 40,0mm. 48

**Figura 17.** Colimador terciário Radionics™ fixado ao cabeçote do acelerador linear de elétrons. 49

**Figura 18.** Câmara de ionização de placas paralelas do tipo Markus, modelo 45324. 50

**Figura 19.** Diagrama esquemático da câmara de ionização modelo Markus. 51

**Figura 20.** Scanner Vidar de 12 bits, utilizado na aquisição de dados dos filmes dosimétricos. 53

**Figura 21.** Diagrama esquemático das medidas realizadas com filme X-Omat V mostrando a posição dos filmes nos blocos de PMMA. 54

**Figura 22.** Diagrama de blocos do eletrômetro flip-flop. 55

**Figura 23.** Profundidade de máxima dose do campo de referência (10 x 10 $cm^2$) para um feixe de fótons de 6 MV, determinada com a câmara de ionização tipo Markus. 56

**Figura 24.** Simulador Alderson Rando. 57

**Figura 25.** (a) Dosimetros termoluminescentes LiF-100H distribuídos nas seguintes regiões anatômicas; globo ocular, nervo óptico, trato, quiasma, tronco cerebral e a lesão que foi criada. (b) Irradiação da lesão pela técnica de quatro arcos múltiplos não-coplanares. 58

**Figura 26.** Arranjo experimental ilustrando a geometria das medidas em presença das interfaces, ar-tecido e osso (Al)-tecido. 59

**Figura 27.** Diagrama para o cálculo da dose em um ponto fora do eixo central do feixe de radiação. 60

**Figura 28.** Diagrama esquemático para a determinação dos fatores de rendimento (FR) 61

**Figura 29.** Curva densitométrica para converter densidade ótica (D.O.) em dose (cGy). 62

**Figura 30.** Diagrama esquemático para a determinação dos perfis dos feixes. 63

**Figura 31.** Diagrama esquemático para determinação da razão de "off-axis". 64

**Figura 32.** Diagrama esquemático para determinação da relação tecido-máximo (RTM). 65

**Figura 33.** Diagrama esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda (PDP). 66

**Figura 34.** Fatores de rendimento medidos com a câmara de ionização do tipo Markus, no acelerador linear Mevatron MD2 e no Clinac 600C, comparados com os valores obtidos por Rustgy e Frye[50]. 69

**Figura 35.** Fatores de rendimento medidos no Clinac 600C para vários diâmetros de cone, com abertura do colimador secundário (jaw) ajustada em 6x6cm$^2$, comparados com dados de outras publicações. 72

**Figura 36.** Fatores de rendimento medidos no Clinac 600C para vários diâmetros de cone, com abertura do colimador secundário (jaw) ajustada em 5x5cm$^2$, comparados com dados de outras publicações. 73

**Figura 37.** Curvas de isodoses de um conjunto de cones radiocirúrgicos obtidas com filmes Kodak X-Omat V para o feixe de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2. 77

**Figura 38.** Curvas de porcentagem de dose profunda obtidas com filmes Kodak X-Omat V, câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo no acelerador linear Mevatron MD2 para o feixe de fótons de 6 MV e um conjunto de diâmetros de cones selecionados. 78

**Figura 39.** Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2, medidas com a câmara de ionização do tipo Markus. 79

**Figura 40.** Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2, medidas com o fotodiodo. 80

**Figura 41.** Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Clinac 600C, medidas com a câmara de ionização do tipo Markus. 80

**Figura 42.** Curvas das relações tecido-máximo medidas com a câmara de ionização do tipo Markus para o Clinac 600C e calculadas pela equação de ajuste. 82

**Figura 43.** Curvas das relações tecido-máximo obtidas com a câmara de ionização Markus, fotodiodo e filmes do tipo Kodak X-Omat V, no Mevatron MD2 para um conjunto de diâmetros de cones selecionados. 88

**Figura 44.** Curvas das relações tecido-máximo obtidas com a câmara de ionização do tipo Markus, no Mevatron MD2 e no Clinac 600C para um conjunto de diâmetros de cones selecionados. 89

**Figura 45.** Curvas das relações tecido-máximo (RTM) obtidas a partir das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP), medidas com a câmara Markus para um conjunto de diâmetros de cones de tratamento selecionados usados no Mevatron MD2. 91

**Figura 46.** Curvas das relações tecido-máximo (RTM) obtidas a partir das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP), medidas com o fotodiodo para um conjunto de diâmetros de cones de tratamento selecionados do Mevatron MD2. 92

**Figura 47.** Diagrama ilustrativo de um arco de um conjunto de feixes dirigidos ao isocentro da lesão. 94

**Figura 48.** Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos determinados a 5 cm de profundidade em PMMA para o acelerador linear Clinac 600C. 97

**Figura 49.** Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para o acelerador linear Mevatron MD2. 97

**Figura 50.** Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para o acelerador linear Mevatron MD2. 98

**Figura 51.** Dimensões geométricas e experimentais dos cones de radiocirurgia medidos dosimetricamente (50,0% da isodose), para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2. 99

**Figura 52.** Perfis dos feixes normalizados para os diâmetros de cone de 12,5, 25 e 40 mm, determinados a 5 cm (Clinac 600C) e a 10 cm (Prasad et al.[34]) de profundidade. 100

**Figura 53.** Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cone, determinados a 5,0 e a 10,0 cm de profundidade, no acelerador linear Mevatron MD2. 100

**Figura 54.** Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para os aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2. 102

**Figura 55.** Razão de "off-axis" para os cones de radiocirurgia, a 5 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Clinac 600C. 103

**Figura 56.** Razão de "off-axis" para os cones de radiocirurgia, a 5 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2. 103

**Figura 57.** Razão de "off-axis" para os cones de radiocirurgia, a 10 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2. 104

**Figura 58.** Degradação da resposta do fototransistor BPW78 em função da dose de radiação acumulada. 112

**Figura 59.** Degradação da resposta do fototransistor BPW78 pré-irradiado em feixes de elétrons de 3,0 MeV, com doses de 0, 25, 50, 80 e 120 kGy. 112

**Figura 60.** Fatores de rendimento (FR) em função do diâmetro do cone, normalizado para o campo 10x10 $cm^2$. 113

**Figura 61.** Fatores de rendimento (FR) em função do diâmetro do cone, normalizado para o campo 10x10 $cm^2$, corrigidos pela degradação do fototransistor por radiação. 114

**Figura 62.** Relação tecido-máximo determinados com o fototransistor para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2, para um conjunto de cones radiocirúrgicos selecionados. 115

**Figura 63.** Relações tecido-máximo medidas com fototransistor (FT) para um conjunto de cones radiocirúrgicos do feixe de fótons de 6MV do acelerador linear Mevatron MD2, nas profundidades de 5, 10 e 20 cm. 116

**Figura 64.** Porcentagem de dose profunda para o cone de diâmetro igual a 50 mm, medida com o fototransistor, câmara de ionização Markus e o fotodiodo. 117

**Figura 65.** Fatores de redução de dose no eixo central, em função do diâmetro do campo, imediatamente após não homogeneidades de ar de espessuras 3, 5, 10, 15 e 20 mm. 119

**Figura 66.** Perfis de dose para as situações de simulador homogêneo e com "gap" de ar – cone de 30 mm. 120

**Figura 67.** Distribuição da dose em profundidade para diferentes "gaps" de ar e para a condição de homogeneidade. 121

**Figura 68.** Doses relativas nas interfaces tecido-ar e ar-tecido para o cone de 12,5mm medidas com filmes radiográficos do tipo Kodak X - Omat V. 122

**Figura 69.** Fatores de redução de dose no eixo central em função do diâmetro do campo após heterogeneidades de Al de espessuras 3, 5, 10, 15 e 20 mm. 123

**Figura 70.** T20/10 para os feixes de radiocirurgia do acelerador linear Clinac 600C e Mevatron MD2, e campo de referencia 10 x 10 $cm^2$. 126

**Figura 71.** Esquema de irradiação implementado para a verificação da dose do planejamento e da dose do tratamento com quatro arcos. 128

# LISTA DE TABELAS

**Tabela 1.** Fatores de rendimento determinados com diferentes tipos de detectores nos aceleradores lineares Mevatron MD2 e Clinac 600C, normalizados para o campo de referência 10x10 $cm^2$, comparados com dados de outras publicações. 68

**Tabela 2.** Influência da abertura dos colimadores secundários do Mevatron MD2 no rendimento relativo, normalizado para o campo de referência de 10x10 $cm^2$, para os diferentes tamanhos de cones. 70

**Tabela 3.** Influência da abertura dos colimadores secundários do Clinac 600C no rendimento relativo, normalizado para o campo de referência de 10x10 $cm^2$, para os diferentes tamanhos de cones. 71

**Tabela 4.** Porcentagem de dose profunda de um conjunto simplificado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2. 76

**Tabela 5.** Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com o fotodiodo no acelerador linear Mevatron MD2. 83

**Tabela 6.** Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com a câmara de ionização modelo Markus no acelerador linear Mevatron MD2. 84

**Tabela 7.** Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com a câmara de ionização modelo Markus no acelerador linear Clinac 600C da Varian. 85

**Tabela 8.** Relação tecido-máximo para diferentes tamanhos de cones medidos com o fotodiodo e a câmara Markus juntamente com dados de Prasad et al.[34] 87

**Tabela 9.** Relação tecido-máximo para alguns cones radiocirúrgicos determinados experimentalmente no Mevatron MD2 com o fotodiodo a partir das curvas da porcentagem de dose profunda. 93

**Tabela 10.** Parâmetros para o cálculo manual ou verificação da dose do programa de garantia da qualidade do planejamento radiocirúrgico, conforme a equação (6), para o acelerador Clinac 600C, medidos com a câmara de ionização do tipo Markus. 96

**Tabela 11.** Fatores de "Off-Axis" para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5 cm para o acelerador linear Mevatron MD2. 105

**Tabela 12.** Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo radionics de diâmetro Φ à profundidade de 10 cm para o acelerador linear Mevatron MD2. 107

**Tabela 13.** Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5 cm para o acelerador linear Clinac 600C. 109

**Tabela 14.** Fatores de redução de dose para diversas espessuras de "gap" de ar, em função do diâmetro do cone. 119

**Tabela 15.** Fatores de redução de dose para diversas espessuras de alumínio, em função do diâmetro do cone. 124

**Tabela 16.** Parâmetros de verificação de energia dos feixes de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2 e Clinac 600C, comparados com dados publicados pelo BJR(25). 124

**Tabela 17.** Parâmetros para o conjunto de quatro arcos cedidos ao isocentro do volume alvo. 127

**Tabela 18.** Resultado da verificação da dose média planejada e da dose média obtida experimentalmente no volume alvo com dosímetros termoluminescentes. 127

# CONTRIBUIÇÃO AO PLANEJAMENTO E À DOSIMETRIA DE FEIXES DE FOTONS APLICADOS À RADIOCIRURGIA E À RADIOTERAPIA EXTEREOTÁXICA

**Walter Menezes Santos**

## RESUMO

Feixes de fótons de pequenas dimensões são usados em radiocirurgia e em radioterapia estereotáxica, no tratamento de pequenas lesões cerebrais não operáveis, malformações arteriovenosas e outras lesões intracraniais, tais como tumores acústicos e adenomas pituitários. Uma das características marcantes destas técnicas é a necessidade de utilização de feixes de diâmetros pequenos, dirigidos com precisão para o volume a ser tratado. O tratamento pode ser realizado utilizando-se partículas carregadas, múltiplas fontes de $^{60}$Co ou, mais comumente, feixes produzidos por aceleradores lineares. A dose prescrita no tratamento é aplicada em sessão única ou em múltiplas sessões, como na radioterapia convencional. O sucesso do tratamento depende, entre outros fatores, da determinação precisa dos parâmetros que caracterizam o feixe de radiação emitido ou produzido pelo equipamento utilizado e de um bem estruturado programa de garantia da qualidade. Neste estudo, os parâmetros dosimétricos dos cones aplicadores do sistema Radionics de radiocirurgia de um feixe de fótons de 6 MV de dois aceleradores lineares, Clinac 600C da Varian do *Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda* (IRWAM), Recife/PE, e Mevatron MD2 da Siemens, do *Instituto do Radium de Campinas*, Campinas/SP, foram determinados em um simulador de água e de PMMA (polimetacrilato de metila). As medidas das características dosimétricas destes feixes foram obtidas em campos com diâmetros de 12,5 a 40,0 mm para o Clinac 600C e de 5,0 a 50,0 mm para o Mevatron MD2, utilizando-se uma câmara de ionização de placas paralelas, modelo Markus, filmes do tipo Kodak X-Omat V, dosimetros termoluminescentes e fotodiodo. As relações tecido-máximo (RTM), perfis ou razão de "off-axis" e fatores de rendimento (FR) obtidas com esses detectores foram analisadas e comparadas com os dados de outras publicações. Foram avaliados também diferentes tipos de fototransistores comerciais utilizados em circuitos eletrônicos convencionais para utilização na aquisição de dados dosimétricos destes tipos de feixes. Os resultados mostraram que estes dispositivos são adequados para medir os parâmetros dosimétricos dos feixes de pequeno diâmetro usados em radiocirurgia. A influência na distribuição das doses e nos perfis dos feixes da presença de cavidades de ar e osso nos campos radiocirúrgicos também foi analisada. Para verificar se as doses aplicadas pelo sistema de planejamento Radionics (Xknife) correspondiam às situações clínicas do tratamento, foram utilizados dosímetros termoluminescentes e um simulador antropomórfico. Os resultados mostraram que as doses determinadas com TLDs posicionados no simulador antropomórfico, e as calculadas pelo algoritmo do cálculo de dose do sistema de planejamento radiocirúrgico divergiram dentro de uma margem de ± 2%. No que se refere à presença das hetereogeneidades de ar e osso no campo de irradiação, verificou-se que elas modificam as distribuições das doses e dos perfis dos feixes, criando regiões de superdosagem ou subdosagem indesejáveis. Em suma, os resultados mostram que as medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia ainda apresentam um significativo desafio, devido tanto à limitação na resolução dos detectores disponíveis, quanto à falta de equilíbrio eletrônico lateral para os campos de diâmetros pequenos.

# CONTRIBUTION TO THE PLANNING AND DOSIMETRY OF PHOTON BEAMS APPLIED TO RADIOSURGERY AND STEREOTACTIC RADIOTHERAPY

**Walter Menezes Santos**

## ABSTRACT

Radiosurgery and stereotactic radiotherapy are irradiation techniques that use small diameter photon beams for treating intracranial lesions such as pituitary adenomas, acoustic tumors and arterio-venous malformations which are inaccessible for surgery. These treatment techniques are characterized by the use of very small radiation beams which deliver a precisely measured dose to the target volume, while sparing the surrounding healthy tissue. Treatment can be performed by using multiple $^{60}$Co gamma-ray sources (in the so-called "Gamma Knife"), charged particles or X-ray beams produced by linear accelerators. The prescribed dose can be given in a single session or in multiple fractions, as in conventional radiotherapy. The success of the treatment depends, among other factors, of the accurate determination of the parameters that characterize the radiation beam produced by the equipment, as well as, of a well designed quality assurance program. In this study, the dosimetric parameters of a set of collimating cones of a Radionics™ treatment system applied to two 6 MV- photon beams (Clinac 600C - Varian™, and Mevatron MD2 - Siemens™) were evaluated by using a water filled PMMA simulator. Measurements were carried out for photon beam diameters ranging from 12.5 to 40.0 mm for the Clinac-600C and from 5.0 to 50.0 mm for the Mevatron MD2. The parameters were evaluated by using a parallel plate ionization chamber (Markus), Kodak X-Omat V dosimetric films, thermoluminescent dosimeters (Harschaw, TLD-100) and photodiodes. The maximum tissue-ratio, the off-axis profile and the output factors were determined and the results were compared to those reported elsewhere. A study of the dosimetric characteristics of some commercially available phototransistors was also carried out. The results showed that these electronic components can be successfully used for measuring the dosimetric parameters of small diameter photon beans used in radiosurgery. Measurements were also performed with thermoluminescent dosimeters in order to verify the degree of compliance between the doses calculated through the Radionics™ Planning System and the actual treatment dose. This was accomplished by using a Rando® anthropomorphic phantom. The results showed that the two doses agree within ± 2%. The influence of the presence of inhomogeneities within the irradiated volume, due to the presence of air or bone in the radiation path was assessed. The results showed that these inhomogeneities significantly affect both the dose distribution pattern and the beam profiles in the treatment volume. The results of this study show that the dosimetry of small diameter radiation beams is still challenging, due mainly to the limited resolution of available detectors and to the lack of lateral equilibrium in small diameter radiation beams.

# 1. INTRODUÇÃO

A radiocirurgia estereotáxica começou com o gênio intuitivo de Lars Leksell, um neurocirurgião que em 1951, aos 44 anos de idade, desenvolveu a técnica radiocirúrgica, em uma época na qual a mortalidade devida aos procedimentos neurocirúrgicos era elevada. Leksell vislumbrou a possibilidade de utilizar métodos menos invasivos para aumentar não somente o tempo de sobrevivência, mas também a qualidade de vida de seus pacientes.

Desde então, com a incorporação da tecnologia de imagens radiológicas, da computação gráfica e tridimensional, dos isótopos radioativos, de aceleradores de partículas pesadas e aceleradores lineares de elétrons, a radiocirurgia estereotáxica (RCE) tornou-se um importante instrumento de terapia. Ela representa atualmente um dos métodos mais avançados para o tratamento de lesões pequenas no cérebro, seja das condições benignas, tumores malignos ou focos metastáticos, seja das desordens funcionais do sistema nervoso central.

Do ponto de vista clínico, a radiocirurgia estereotáxica é uma técnica neurocirúrgica realizada a crânio fechado, através da qual é possível aplicar uma alta dose de radiação a um volume alvo intracranial de dimensões pequenas, localizado por procedimentos estereotáxicos. Uma das características marcantes desta técnica é a necessidade de utilização de feixes de radiação de pequeno diâmetro, dirigidos com precisão para o volume a ser tratado. A dose prescrita no tratamento é aplicada em sessão única ou em múltiplas sessões, como na radioterapia convencional. O sucesso do tratamento depende, entre outros fatores, da determinação precisa dos parâmetros que caracterizam o feixe de radiação emitido ou produzido pelo equipamento utilizado e de um programa de garantia da qualidade bem estruturado.

Para a aplicação da técnica radiocirúrgica é necessário: a) um sistema de fixação da cabeça do paciente e uma moldura estereotáxica que permita a obtenção das coordenadas tridimensionais do alvo de tratamento e das estruturas intracraniais; b) imagens radiológicas que permitam a visualização da patologia e da anatomia intracranial (tomografia computadorizada, ressonância magnética ou angiografia digital); c) um sistema de computação que permita importar as imagens radiológicas e executar o cálculo matemático do planejamento das distribuições de doses no volume alvo e nas estruturas cerebrais, com a visualização tridimensional das curvas de isodoses; d) a determinação das coordenadas estereotáxicas que permitam a localização do centro de tratamento e de todas as estruturas anatômicas intracraniais em relação ao sistema de irradiação; e por fim, e) o equipamento emissor da radiação a ser empregada.

Atualmente podem ser utilizados três tipos de equipamentos no tratamento radiocirúrgico: a) os que utilizam partículas nucleares, como prótons, núcleos de hélio e partículas pesadas; b) os que utilizam o isótopo $^{60}$Co, denominado “gamma knife”; c) os que utilizam aceleradores lineares de elétrons, modificados ou não, comumente utilizados nos centros de radioterapia.

A radiocirurgia estereotáxica emprega campos de irradiação de diâmetro pequeno (entre 5 mm e 40 mm), em dose única e alta de tratamento (em torno de 2.000 cGy), para tratamento de lesões intracranianas localizadas por meios estereotáxicos, o que exige localização geométrica precisa. Para o tratamento de algumas lesões cerebrais, a radiocirurgia estereotáxica (RCE) fracionada, ou radioterapia estereotáxica (RTE), pode ser indicada, pois pode evitar possíveis complicações tardias e a radionecrose. Devido às vantagens intrínsecas da radioterapia fracionada, podem ser utilizados outros sistemas de fixação do crânio que apresentam uma menor precisão na localização da lesão. A dosimetria dos feixes de fótons usados nestas técnicas desempenha um papel essencial na análise dos resultados dos tratamentos, o que exige uma avaliação precisa dos parâmetros do feixe.

Existem algumas incertezas associadas ao planejamento clínico e a dosimetria em feixes radiocirúrgicos. A dosimetria dos pequenos feixes de fótons usados nesta técnica constitui-se em um desafio devido às dimensões dos detectores normalmente utilizados nas medidas dos parâmetros dosimétricos destes feixes. Tais detectores não apresentam 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,

é necessário o uso de detectores de dimensões reduzidas para minimizar esse efeito. Alguns tipos de detectores com precisão dosimétrica são caros e não disponíveis na maioria dos centros de radioterapia, o que tem estimulado novas pesquisas para a obtenção de novos detectores, com baixo custo financeiro e de fácil obtenção comercial.

Existem também várias diferenças no modo como os sistemas de planejamento convencional e radiocirúrgicos realizam seus cálculos. Em radiocirurgia, os campos utilizados são suficientemente pequenos de forma que se pode considerar a incidência normal do feixe de radiação na superfície do paciente, e, também, que qualquer contribuição de fótons secundários é desprezível. Mais ainda, todos os sistemas de planejamento radiocirúrgico consideram um volume de tratamento de densidade unitária, onde qualquer perturbação devido à heterogeneidade do meio é desprezada. Estas simplificações têm sido utilizadas devido à dificuldade em se calcular a dose sob condições de não-equilíbrio da radiação, bem como para a rapidez do planejamento por computador em sua aplicação clínica.

Outro fator a ser considerado é o desequilíbrio eletrônico lateral que existe na borda de todos os feixes de fótons. No caso de radiocirurgia, quando o alcance médio dos elétrons secundários no meio é maior que o raio do campo, existe uma contribuição de espalhamento lateral incompleta para o eixo central. Este efeito é provavelmente mais intenso na presença de material heterogêneo (ar ou osso). Estudos das perturbações em interfaces com heterogeneidades de ar e osso, em radioterapia, foram avaliados na literatura. No entanto, as perturbações provocadas em feixes de radiocirurgia são bem menos conhecidas.

Em radioterapia, a qualidade dos feixes de fótons utilizada na calibração dosimétrica é determinada a partir das razões entre medidas de dose a duas profundidades diferentes, como por exemplo, a 20 cm e 10 cm ($T_{20}/T_{10}$). Este índice de qualidade do feixe está relacionado diretamente à razão de "stopping-power". Uma vantagem deste conceito é que elétrons espalhados no cabeçote do acelerador não afetam os valores obtidos a 10 e 20 cm de profundidade. Entretanto, feixes com a mesma razão $T_{20}/T_{10}$ podem diferir na razão de "stopping-power" em mais de 1%, dependendo da filtração do feixe. A influência da filtração do feixe em campos reduzidos, como os de radiocirurgia, ainda não foi inteiramente avaliada, acrescentando mais uma incerteza associada a este tipo de dosimetria.

O presente trabalho tem como objetivo determinar os parâmetros dosimétricos de um feixe de fótons de 6 MV de um sistema de radiocirurgia Radionics™, por meio de dosimetria

com utilização de câmara de ionização de placas paralelas modelo Markus, fotodiodos, filmes radiográficos e dosímetros termoluminescentes, avaliando possíveis incertezas associadas ao uso dos diferentes tipos de detectores nas medidas dos parâmetros dosimétricos destes feixes. Pretende-se ainda estudar as características metrológicas de fototransistores comerciais e a sua aplicabilidade na aquisição dos dados dosimétricos; verificar e comparar as doses calculadas pelo sistema de planejamento radiocirúrgico com as de tratamento clínico, por meio de medidas em um simulador antropomórfico; e avaliar a influência de heterogeneidades (cavidades de ar e ossos) presentes nos campos de irradiação, na distribuição das doses e nos perfis dos feixes radiocirúrgicos e a influência das variações em energia dos feixes através das medidas das razões entre o $T_{20}/T_{10}$.

# 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

## 2.1. História da Radiocirurgia

A idéia, o método, a técnica e o nome radiocirurgia estereotáxica foram criados em 1951 por Lars Leksell, um professor de cirurgia neurológica do Instituto de Krolinska, em Estocolmo, na Suécia. Ele definiu a radiocirurgia como sendo "todo procedimento de irradiação localizada, usando fontes externas ao crânio, destinado à destruição de pequeno volume de tecido, normal ou patológico, de situação geralmente profunda, localizado por procedimentos estereotáxicos e realizado com finalidade terapêutica"[1]. Em 1951, em Estocolmo, Leksell tratou o primeiro paciente pela aplicação da técnica radiocirúrgica.

Para tratar pequenas lesões intracerebrais, Leksell usou inicialmente um aparelho de raios-x de 200-300kVp como fonte de irradiação e um sistema de estereotaxia desenvolvido por ele em 1949, que utilizou para localizar tridimensionalmente pequenos alvos intracranianos. Posicionando o centro do feixe de raios-x produzido no centro do alvo de tratamento, Leksell irradiou o gânglio gasseriano de vários pacientes com neuralgia do trigêmeo. O tratamento proporcionou o controle da dor por longo período de tempo, sem a necessidade de cirurgia adicional. Nesta técnica, as lesões eram irradiadas através de pequenos campos definidos na moldura estereotáxica, movimentando-se o colimador rotacionalmente, o que proporcionava uma distribuição tridimensional da dose em torno do isocentro da lesão e um gradiente de dose acentuado fora do eixo central. Como a energia dos feixes de raios-x não era suficientemente alta para proporcionar o gradiente de dose desejado fora do volume de tratamento, foi proposta a utilização de outros equipamentos emissores de radiação.

Após ter descrito a técnica, Leksell associou-se a Borje Larsson, então um jovem radiobiologista que trabalhava na unidade do ciclotron, na Universidade de Uppsala. Eles começaram em colaboração uma série de investigações em animais e seres humanos, utilizando feixes de prótons de alta energia como uma ferramenta neurocirúrgica. Em 1954, John Lawrence, trabalhando na unidade do ciclotron em Berkeley, na Califórnia, utilizou partículas carregadas para irradiação da glândula pituitária, a fim de suprimir a dor de pacientes com metástases provenientes do acometimento de câncer da mama[2]. As 30 primeiras pacientes foram tratadas utilizando-se o princípio do pico de "Bragg" ("Bragg Peak") dos feixes de prótons, sendo que posteriormente os tratamentos foram realizados com feixes de íons de hélio.

Depois de visitar Estocolmo em 1959, Raymond Kjellberg começou a utilizar a irradiação estereotáxica na unidade de cíclotron em Boston (Harvard) usando o mesmo princípio do pico de "Bragg" dos feixes de prótons[3]. Os anos 70 testemunharam muitas colaborações frutíferas no uso médico da irradiação com feixes de prótons na antiga União Soviética, em Moscou (sob a direção dos Professores V.S., Koroshkov e L., Goldin) e Leningrado.

Em 1967, Leksell completou o desenvolvimento da primeira ferramenta neurocirúrgica dedicada exclusivamente a radiocirurgia estereotáxica, que utilizava como fonte radioativa o cobalto-60[4]. Essa unidade, conhecida como "Gamma Knife" originalmente empregava 179 fontes de cobalto-60, que produziam 179 feixes de radiação convergentes num ponto comum, direcionados ao alvo através de um "capacete" especialmente elaborado para esse fim, que funcionava como múltiplos colimadores. Em 1975, Leksell concluiu a instalação da segunda geração da unidade gama, que utiliza presentemente 201 fontes de cobalto-60 e está disponível comercialmente. Aproximadamente nesta mesma época, na Universidade de Harvard, em Boston, estava sendo utilizado um síncrotron para radiocirurgia com partículas pesadas[5].

Nos anos de 1980, observou-se um crescente desenvolvimento na radiocirurgia estereotáxica em muitos locais ao redor do mundo, com diversos sistemas estereotáxicos e potentes sistemas de planificação dosimétrica computadorizada. Fabrikant et al (1980) iniciaram em Berkeley o uso da técnica radiocirúrgica com íons do hélio para o tratamento de malformações vasculares. Em 1982, Barcia e Solário, na Universidade de Valencia,

empregaram um equipamento de telecobaltoterapia como fonte de radiação para realizar radiocirurgia.

Apesar dos feixes de partículas carregadas e de $^{60}Co$ serem suficientemente energéticos para produzirem um gradiente de dose ideal, esses equipamentos são extremamente sofisticados e caros, fazendo com que até recentemente, a radiocirurgia só pudesse ser realizada em alguns centros especializados do mundo. Entretanto, os excelentes resultados obtidos utilizando esta técnica e relatados na literatura, estimularam o desenvolvimento de novas alternativas de radiocirurgia, de custo mais baixo, baseadas no uso do acelerador linear de partículas como fonte de irradiação.

Em 1982, Beti e Derechinsky[6], trabalhando em Paris e Buenos Aires, e Colombo et al[7], trabalhando em Vicenza na Itália, adaptaram o acelerador linear médico como uma ferramenta adequada para a realização da técnica radiocirúrgica. Em 1992, Loeffler e Alexander, em Boston, construíram e instalaram o primeiro modelo comercial de um acelerador linear exclusivamente dedicado à aplicação radiocirúrgica.

Winston e Lutz[8], no ano de 1987, tomando por referência os relatórios iniciais de Betti et al.[6], e de Colombo et al.[7], começaram a adaptar os seus aceleradores lineares para uso radiocirúrgico, como também as molduras estereotáxicas que eram utilizadas. Em 1984, Bunge planejou a construção na Suíça de uma unidade gama de terceira geração, instalada posteriormente em Buenos Aires. Uma quarta “gamma knife” foi instalada em 1985 em Sheffield, na Inglaterra, sob a direção de Forester.

Em 1992, a técnica radiocirúrgica apresentou uma crescente expansão, e mais de 32 unidades gama estavam em operação em uma grande variedade de centros médicos na Europa, Ásia, América Norte, e América do Sul. Somente na América do Norte, existiam por volta de 140 instalações de aceleradores lineares aplicando a técnica radiocirúrgica. Devido às complexidades técnicas, e custos altos, três instalações com feixes de partículas carregadas estavam fazendo modificações em seus sistemas, para adaptarem a aplicação da radiocirurgia a uma das modalidades de radiação (prótons, íons de hélio, ou nêutrons) com modificações das molduras estereotáxicas. Em 1992, com a expansão do conhecimento clínico e das vantagens na aplicação desta técnica, mais de 20.000 pacientes em todo o mundo já tinham se submetido à aplicação da radiocirurgia estereotáxica.

Fundamentando-se no conhecimento e na experiência de cirurgiões neurológicos, radio-oncologistas, radiologistas, físicos médicos, e uma variedade de outros trabalhadores da área de saúde, passou-se a difundir de forma ampla os benefícios da aplicação da radiocirurgia estereotáxica, para uma grande variedade de desordens que afetam o cérebro humano.

## 2.2. Radiocirurgia e Radioterapia Estereotáxica

### 2.2.1. Princípios Gerais

A radiocirurgia e a radioterapia estereotáxica são técnicas especificamente indicadas no tratamento de pequenas lesões do cérebro, malignas ou benignas, que utilizam feixes de radiações não coplanares de diâmetros pequenos[9,10,11] (Figura.1). As lesões mais comumente tratadas incluem malformações arteriovenosas, neurinomas acústicos e metástases cerebrais, inacessíveis cirurgicamente, que não foram controladas pela radioterapia convencional, ou que recidivaram após cirurgia[9,11].

O principal objetivo da radiocirurgia é aplicar, com alto grau de precisão espacial, uma grande dose de radiação em um pequeno volume alvo, localizado estereotaxicamente, minimizando a dose nos tecidos normais circunvizinhos, sem atingir o tecido cerebral com doses muito significativas[9,12,13]. A distribuição da dose no volume alvo deve ser razoavelmente uniforme e deve diminuir bruscamente para cerca de 10% do seu valor máximo no seu perímetro externo[13].

Em contraste com a radioterapia convencional, a dose prescrita é geralmente liberada em uma única fração. Entretanto, devido ao ganho terapêutico observado com o fracionamento, lesões maiores e localizadas próximo a estruturas cerebrais vitais podem ser tratadas de forma fracionada teoricamente sem um risco maior de complicações. Deste modo, duas técnicas de tratamento podem ser utilizadas de acordo com a patologia, tamanho e localização da lesão: a *radiocirurgia estereotáxica* (RCE) que aplica uma alta dose de radiação em um pequeno volume alvo em uma única fração e a *radioterapia estereotáxica* (RTE) que aplica a dose prescrita de radiação no volume alvo, em múltiplas frações[10,11]. Esta última técnica é particularmente importante nos casos de tumores pediátricos, ou quando os tumores são adjacentes a tecidos radiosensíveis tais como, tronco cerebral, olhos, nervos ópticos, ou quiasma, reduzindo o risco de dano ao tecido saudável do cérebro e ao nervo

cranial, o que permite o tratamento de áreas críticas. Os efeitos causados pela radiocirurgia vão desde a trombose de vasos sanguíneos, à necrose no interior do alvo de tratamento, até a morte de células em reprodução[11,14]. O risco de complicações aumenta com o aumento do volume irradiado, a dose empregada, sua inomogeneidade, o número de isocentros e o local da lesão a ser tratada.

Alguns requisitos clínicos e físicos são essenciais para a aplicação da técnica radiocirúrgica e incluem, a localização exata do volume alvo com técnica estereotáxica, o cálculo tridimensional da dose dentro e fora do volume alvo, a distribuição da dose que conforma o alvo e produz acentuado gradiente de dose fora do volume alvo, visualização direta das distribuições das isodoses em imagens diagnósticas mostrando a localização anatômica do alvo e as estruturas anatômicas vizinhas, exatidão espacial (±1 mm) e numérica da dose (±5%), baixa dose na pele (para evitar epilação), baixa dose no cristalino (para evitar formação de catarata) e em outros órgãos radiosensíveis como tireóide, mama, e gônadas (para evitar possíveis efeitos somáticos e genéticos da irradiação), custos operacionais e do equipamento razoáveis.

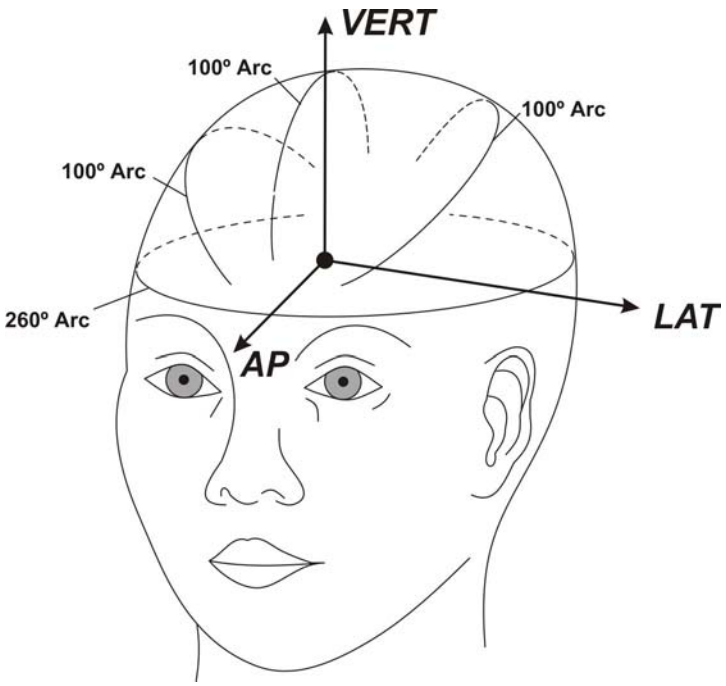



Figura 1. Diagrama esquemático mostrando a cabeça de um paciente com os eixos de coordenadas estereotáxicas e quatro arcos não coplanares de um planejamento radiocirúrgico, formados pela combinação dos eixos de rotação da mesa e do cabeçote de um acelerador linear.

Nos procedimentos de radiocirurgia, uma moldura estereotáxica é utilizada para documentar radiograficamente as coordenadas das estruturas intracraniais, usando procedimentos de imagens tridimensionais muito precisas, necessárias para direcionar com alto grau de precisão espacial o feixe de radiação ao volume de tratamento[10,15,16] (Figura. 2). O anel e a moldura estereotáxica são usados para se determinar o centro do volume tumoral, definir o sistema de referência tridimensional que contém o crânio do paciente e a lesão a ser tratada, além do que o anel (Figura 3) é utilizado para posicionar e imobilizar a cabeça do paciente em relação ao sistema de aquisição das imagens radiográficas e ao esquema de tratamento. Eles são confeccionados com materiais não magnéticos e não condutivos, tornando-os compatíveis com a maioria das técnicas de imagem, incluindo a tomografia computadorizada, a angiografia digital por subtração e a ressonância magnética.

As informações anatômicas das lesões a serem tratadas, obtidas dos estudos radiológicos, são transferidas para o sistema de planejamento radiocirúrgico onde são estabelecidas as coordenadas estereotáxicas, delineados o contorno externo do crânio do paciente, o volume alvo e as estruturas intracraniais sensíveis tais como, nervo óptico, quiasma óptico, tronco cerebral e quarto ventrículo, para o cálculo tridimensional das distribuições das doses. O isocentro da lesão, o tamanho do cone radiocirúrgico e um conjunto de arcos estereotáxicos são definidos aplicando-se o critério de otimização, de modo que a isodose de referência englobe o volume alvo e as estruturas sensíveis sejam mantidas fora do gradiente de dose elevada. Em geral, em radiocirurgia, o volume alvo deve estar incluído na isodose de 80% do valor máximo de cálculo. Aprovado o planejamento radiocirúrgico, a unidade-monitor é calculada para cada arco estereotáxico e conferida manualmente, a partir dos dados dos parâmetros dosimétricos tabelados, após o que o tratamento poderá ser realizado.

Figura 2. O anel e a moldura estereotáxica utilizados durante a aquisição das imagens radiológicas em um equipamento de tomografia computadorizada para a determinação do isocentro da lesão.

### 2.2.2. Sistemas de Fixação da Cabeça do Paciente

Para se definir o sistema de coordenadas tridimensionais do isocentro da lesão, um anel fixador rígido BRW (Brown-Roberts-Well) para colocação da moldura estereotáxica é preso ao crânio do paciente, por intermédio da inserção de parafusos na calota craniana (Figura 3a)[15]. Com este tipo de fixação, o deslocamento do isocentro pode ser minimizado (≤ 1 mm) entre os procedimentos de obtenção das imagens para o planejamento e para o tratamento. Uma fração única de dose de radiação pode, dessa forma, ser prescrita e aplicada com a exatidão adequada. Sistemas fixadores não invasivos GTC (Gill-Thomas-Cosman) são também empregados com uma reprodutibilidade menor (≤ 3 mm), o que é aceitável entre aplicações (Figura3b)[16]. Atualmente, o anel fixador de cabeça GTC é um dos sistemas recolocáveis mais usados em terapia fracionada.

(a) BRW (b) GTC

Figura 3. Sistemas de fixação do crânio para colocação da moldura estereotáxica que fornece o sistema de coordenadas tridimensionais (Radionics, Inc., Burlington, Massachusetts). (a) BRW (Brown-Roberts-Well) utilizado na radiocirurgia estereotáxica – dose única, (b) GTC (Gill-Thomas-Cosman) utilizado na radioterapia estereotáxica – dose fracionada.

### 2.2.3. Técnicas Radiocirúrgicas

As técnicas de radiocirurgia variam bastante no método pelo qual o feixe de radiação descreve a sua trajetória no crânio do paciente para atingir o volume alvo. No entanto, todas elas baseiam-se num mesmo princípio: dar uma alta dose de irradiação em um determinado volume, sem que os tecidos vizinhos recebam uma dose significativa dessa radiação. Estas técnicas podem ser aplicadas com a unidade Gama ou com aceleradores lineares isocêntricos ou com partículas carregadas pesadas obtidas de cíclotrons ou síncrotons.

As técnicas radiocirúrgicas que podem ser usadas nos aceleradores lineares, são: a) rotação em um único plano[17]; b) múltiplos arcos convergentes não coplanares[18-20]; e c) rotação dinâmica[13,21]. Essas técnicas requerem apenas pequenas modificações nos aceleradores lineares médicos tais como, o uso de colimadores radiocirúrgicos circulares próprios para definir o campo de irradiação, rotação da mesa de tratamento ou cadeira, dispositivo para prender o fixador do anel estereotáxico e um sistema de freios para imobilizar os movimentos lateral e longitudinal da mesa do acelerador durante o tratamento. Essas modificações fazem da radiocirurgia uma técnica acessível para a maioria dos centros de radioterapia de todo o

mundo. A Figura 4 mostra as trajetórias que os feixes de irradiação descrevem na cabeça do paciente nas diversas técnicas radiocirúrgicas[20].

#### 2.2.3.1. Rotação em um Único Plano

A rotação em um único plano é basicamente idêntica às técnicas rotacionais utilizadas na radioterapia convencional. A diferença fundamental prende-se à localização estereotáxica da lesão. Essa técnica é relativamente simples, mas tem a inconveniência de que no plano de rotação do tratamento o gradiente de dose não é suficientemente acentuado devido à superposição de feixes paralelos opostos. Isso faz com que essa técnica tenha enormes restrições no seu uso e só possa ser utilizada em lesões que não estejam próximas a centros vitais cerebrais. Atualmente a técnica de rotação em um único plano não é usada em radiocirurgia.

#### 2.2.3.2. Múltiplos Arcos Convergentes não Coplanares

As técnicas de múltiplos arcos convergentes não coplanares foram desenvolvidas por vários pesquisadores[18-20]. Em todas elas um conjunto de arcos é utilizado, de forma que, fora do volume alvo, a dose seja distribuída sobre uma área intracranial grande, que proporciona um acentuado gradiente de dose. O centro do volume alvo é posicionado estereotaxicamente no isocentro do acelerador e uma série de arcos é usada, cada arco correspondente a uma posição estacionária diferente da cadeira ou da mesa de tratamento. Os ângulos dos arcos são geralmente menores que 180º, para evitar que os feixes se tornem paralelos e opostos. O número de arcos utilizados varia de acordo com a técnica, sendo de quatro a onze arcos.

#### 2.2.3.3. Rotação Dinâmica

A técnica radiocirúrgica da rotação dinâmica foi desenvolvida por Podgorsak e colaboradores, na Universidade McGill Montreal, Quebec, Canadá. A característica principal da técnica dinâmica é a rotação simultânea e contínua do cabeçote do acelerador e da mesa de tratamento durante a irradiação, para se obter o gradiente de dose desejado. Nesta técnica, o paciente é irradiado em decúbito dorsal. O procedimento estereotáxico dinâmico começa com o cabeçote em 30º e a mesa em 75º. Durante o tratamento, o cabeçote gira de 30º a 330º (300º) enquanto, simultaneamente, a mesa gira de 75º a –75º (150º). Para cada grau de rotação da mesa, o cabeçote gira dois graus. O feixe de irradiação converge para o volume alvo, mas

devido à rotação simultânea do cabeçote e da mesa, o feixe de entrada nunca coincide com o feixe de saída, evitando assim uma situação de feixes paralelos e opostos que afetaria o gradiente de dose fora do volume alvo.

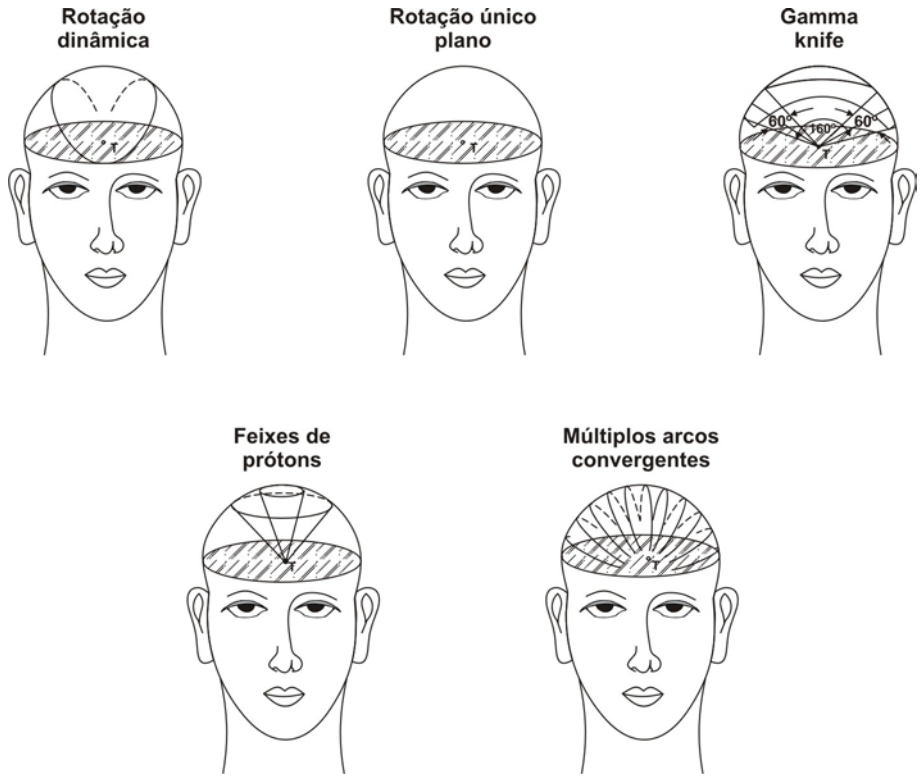



Figura 4. Trajetórias dos feixes de irradiação na cabeça dos pacientes nas diversas técnicas radiocirúrgicas.

### 2.3. Características dos Feixes de Radiocirurgia

Os tipos de feixes de radiação utilizados em radiocirurgia compreendem os feixes de fótons e de partículas carregadas[9,22]. Os feixes de fótons são produzidos pelo decaimento radioativo do $^{60}$Co para o $^{60}$Ni, ("Gamma Knife") com emissão de fótons com energias de 1,17 e 1,33 MeV ou pela desaceleração de elétrons monoenergéticos em um alvo de tungstênio (no acelerador linear) com a emissão de feixe de fótons de diversas energias. A energia efetiva dos feixes de fótons produzidos no acelerador linear pode ser obtida por aproximação como sendo 1/3 da energia do elétron incidente no alvo de tungstênio. Apesar dos feixes de fótons serem produzidos de modos distintos, não existem diferenças

fundamentais no modo pelo qual os dois tipos de feixes interagem com o tecido. A única diferença é que a radiação emitida pelo $^{60}$Co tem energias discretas e os feixes de fótons produzidos no acelerador linear consistem de um espectro contínuo correspondente ao *bremsstrahlung* que resulta da interação dos elétrons com o alvo[22].

Devido à interação da radiação, o número de fótons em um feixe decresce exponencialmente com a profundidade, à medida que o feixe penetra no tecido. A natureza exata da curva de dose em função da profundidade depende do espectro inicial (número e energias) do feixe de fótons, da colimação, do diâmetro do feixe, e do meio irradiado.

A quantidade de energia das partículas carregadas pesadas cedida por unidade de comprimento no meio onde interagem, é inversamente proporcional ao quadrado da sua velocidade. Todas as partículas carregadas pesadas de mesma espécie e energia percorrem distâncias iguais conhecidas como alcance. A curva de dose em função da profundidade das partículas carregadas pesadas é caracterizada por um longo patamar onde a deposição de energia é relativamente constante, e por um pico estreito ao final da trajetória, chamado de pico de "Bragg" (de aproximadamente 1 a 5 mm de largura) cujo final corresponde ao ponto onde a partícula entra em repouso, não havendo deposição de energia além deste ponto[23]. Um dos aspectos mais difíceis no uso das partículas carregadas pesadas em radiocirurgia é ajustar a energia do feixe de radiação de forma que o pico de "Bragg" coincida com o centro do volume alvo.

Em radiocirurgia, quando um grande número de feixes de radiação de diâmetros pequenos é dirigido de ângulos diferentes a um alvo intracranial onde eles se interceptam em um mesmo ponto, sem sobreposição na direção dos feixes, pode-se aplicar uma elevada dose de radiação no ponto focal de interseção e assim obter um gradiente de dose elevado a uma distância relativamente pequena deste ponto focal. O número exato e a orientação dos feixes que serão utilizados no tratamento radiocirúgico são definidos de acordo com o tipo de radiação, tamanho e forma do volume alvo a ser irradiado, e do meio em que a dose será depositada. As partículas carregadas pesadas que apresentam como característica inerente o pico de "Bragg" e um alcance definido, necessitam de um número menor de feixes de radiação para ceder uma alta dose ao volume alvo do que os feixes de fótons.

Uma comparação da deposição da dose para um feixe único de radiação em função da profundidade no tecido para os raios gama do $^{60}$Co, feixes de fótons de 6 MV e das partículas

carregadas (prótons), é apresentada na Figura 5. Neste exemplo, cada feixe cede uma dose de 100 cGy ao centro do alvo[9].

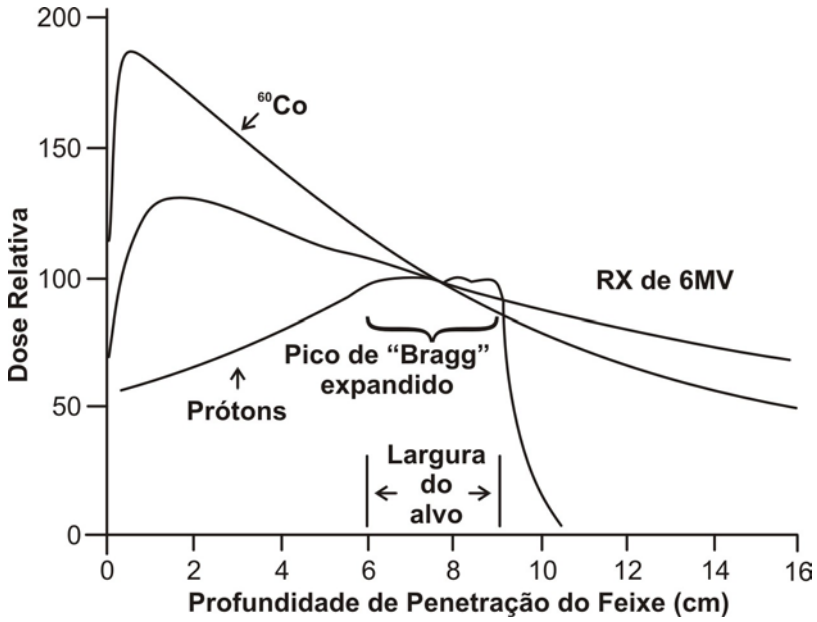



Figura 5. Características da deposição de dose em função da profundidade no tecido para um feixe de $^{60}$Co, fótons de 6 MV e prótons.

Depois da região inicial de intersecção do feixe de radiação gama com o tecido, na qual é depositada uma dose baixa de radiação, até a região de "build-up" (ponto de dose mais elevado), a curva do feixe de fótons passa a apresentar uma característica exponencial na deposição da dose, quando interage com o tecido mais profundo. Pode-se observar, que mais dose é depositada fora da região do volume alvo do que dentro do volume e que para energias maiores, o ponto de dose máxima se situa a uma profundidade maior. O feixe de partículas carregadas (prótons), pelo contrário apresenta uma região próxima ao final da sua trajetória conhecida como dispersão do pico de "Bragg" ("spread-out Bragg Peak") onde claramente um feixe simples de prótons concentra mais dose no alvo do que os feixes de fótons.

A diferença apresentada na distribuição da dose entre os feixes de raios-x, raios gama do $^{60}$Co, e de partículas carregadas pesadas desaparecem, quando múltiplos feixes de radiação são utilizados[9]. O gráfico da Figura 6 apresenta a deposição da dose de um tratamento radiocirúrgico no qual um conjunto de quatro feixes aplica uma mesma dose de radiação ao

isocentro da lesão. Pode-se observar que os tratamentos radiocirúrgicos realizados com o acelerador linear e com o "Gamma Knife" apresentam uma deposição da dose muito similar ao realizado com as partículas carregadas pesadas. Como os feixes de partículas carregadas possuem quatro trajetórias no alvo, uma menor energia é cedida na região fora do volume alvo.

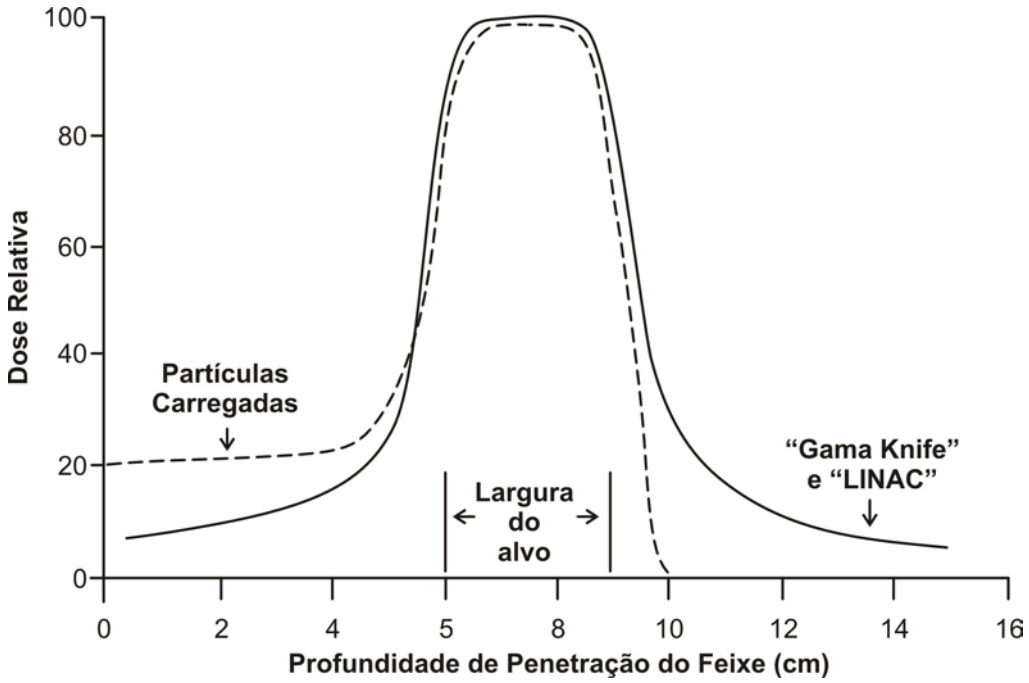



Figura 6. Deposição da dose de tratamentos radiocirúrgicos com quatro feixes de radiação não coplanares realizados com raios gama do $^{60}$Co, fótons de 6 MV, e com partículas carregadas pesadas.

### 2.4. Equipamentos de Radiocirurgia

Atualmente, são utilizados três tipos de feixes de radiação nos tratamentos radiocirúrgicos: feixes de partículas carregadas pesadas (prótons, íons de hélio) obtidos de cíclotrons e síncrotrons, feixes de raios gama emitidos por um conjunto de pequenas fontes de $^{60}$Co de um equipamento denominado "Gamma Knife", e feixes de fótons de aceleradores lineares com energia nominal média de 4 a 10 MeV[12,13]. Todos estes equipamentos utilizam

algum tipo de moldura estereotáxica para localização tridimensional do centro da lesão em relação ao sistema de irradiação de cada equipamento.

### 2.4.1. Radiocirurgia com Partículas Carregadas Pesadas

Os feixes de partículas carregadas pesadas são produzidos pelo efeito combinado do campo elétrico e magnético. O campo magnético deflete as partículas carregadas e as confinam em trajetórias circulares sem mudar o módulo de sua velocidade ou sua energia. Em cada órbita, a partícula carregada passa através de um campo elétrico intenso, que produz um aumento de velocidade e energia[9]. Originalmente, os síncrotrons foram projetados para acelerar partículas carregadas para energias mais altas do que as dos cíclotrons. Nos síncrotrons, diferentemente do cíclotrons, as partículas são aceleradas em trajetórias circulares de raio constante. A partícula é impulsionada pelo campo elétrico uma única vez por revolução, e a cada revolução o campo magnético aumenta em intensidade.

Quando um feixe de partículas carregadas pesadas passa através do tecido, a deposição de energia é praticamente constante até a proximidade do final do seu alcance, onde ocorre uma elevada deposição de energia, que diminui muito rapidamente a zero. A região de alta deposição de energia é chamada de pico de "Bragg". A localização deste pico depende da energia, massa, e carga da partícula carregada[9,23,24].

A profundidade do pico de "Bragg" pode ser modulada tanto pela mudança da energia inicial da partícula carregada pesada, como pela colocação de filtros absorvedores no caminho do feixe primário. Para adaptar os feixes de partículas carregadas pesadas a feixes terapêuticos são necessárias as seguintes modificações: ajuste no alcance do feixe, aumento na largura da região de deposição da dose máxima e uma conformação da secção transversal de cada feixe em relação ao alvo de tratamento[9,23,24].

#### 2.4.1.1. Ajuste do Alcance da Partícula

As partículas carregadas pesadas, diferentemente dos fótons, têm alcances específicos que dependem de sua energia. Por exemplo, um feixe de prótons de 160 MeV penetrará 13 cm no tecido antes de alcançar o repouso. Supondo que a porção distal do alvo esteja localizada a 8 cm do ponto de entrada do feixe, seria desejável, nesta situação, que o feixe tivesse um alcance um pouco maior que 8 cm. Para conseguir isto, ou a energia do feixe precisa ser reduzida ou um atenuador necessita ser colocado na trajetória do feixe. Como não é prático

ajustar a energia destes aceleradores de grande porte, uma espessura de absorvedor variável (neste exemplo, equivalente a 5 cm de tecido) é utilizada[9,23,24].

2.4.1.2. Modulação do Pico de "Bragg"

Na situação descrita no item anterior, para se aplicar uma dose uniforme em um alvo com espessura de 2,5 cm na direção do feixe, o feixe de radiação deveria ser composto por vários feixes de diferentes alcances, com o feixe mais penetrante tendo um alcance de 8 cm. Na prática, isto é realizado colocando-se um absorvedor giratório de espessura variável na trajetória do feixe primário (modulação do pico de "Bragg"). Assim, o feixe terapêutico passa a consistir de prótons com alcances que variam de 5 a 8 cm aproximadamente[9,23,24].

2.4.1.3. Conformação do Feixe Terapêutico ao Alvo

Se quatro feixes originados de direções diferentes forem utilizados para tratar um volume alvo, cada feixe verá o alvo com uma diferente geometria. Conseqüentemente, a dose será otimizada quando a secção reta do feixe coincidir com a secção reta do alvo (quando projetada no plano perpendicular ao feixe). Para isto um dispositivo que conforma o feixe é colocado perto da superfície do paciente para ajustar o feixe à forma. Esta é uma das vantagens da utilização de partículas carregadas em relação aos "Gamma Knife" e aceleradores lineares utilizados em radiocirurgia que usam colimadores circulares[9,23,24].

Para tratar lesões com partículas carregadas, são requeridas informações muito detalhadas sobre a forma do alvo na secção reta do feixe. Cada feixe precisa de um absorvedor modificador do alcance, de um absorvedor giratório com as espessuras variáveis, e de um colimador para conformar a forma do feixe à lesão. A radiocirurgia com partículas carregadas pesadas (Figura 7) produz excelentes distribuições de doses, mas o processo de tratamento é muito mais demorado e mais difícil do que com a "Gamma Knife" e com os aceleradores lineares.

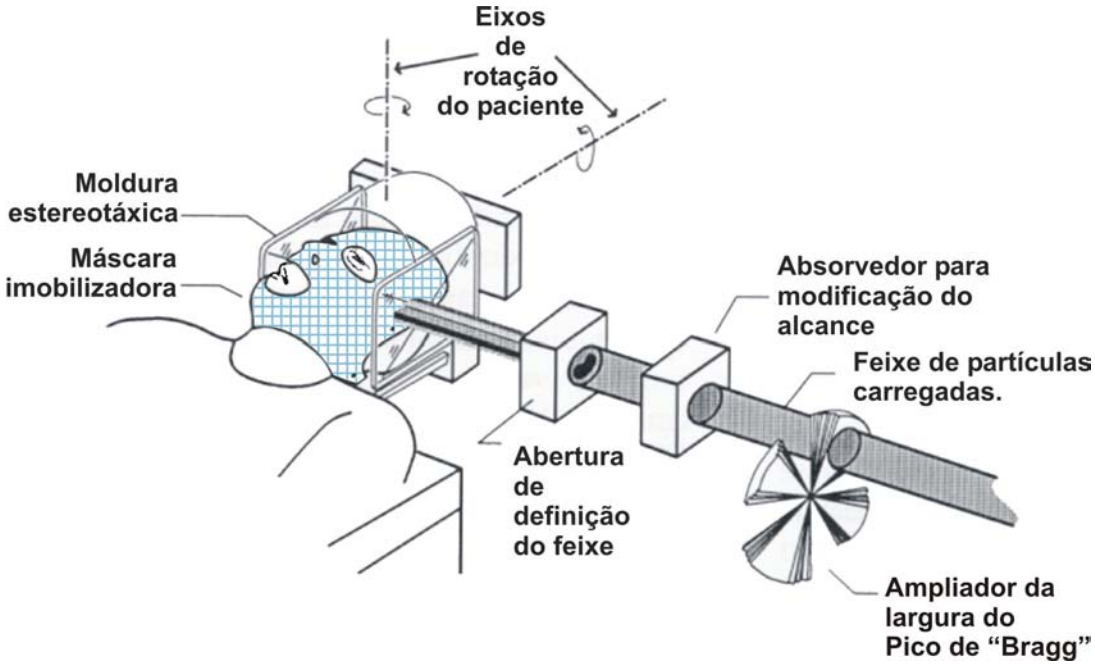



Figura 7. Sistema de radiocirurgia com partículas carregadas pesadas, mostrando os dispositivos mais importantes da produção do feixe terapêutico.

### 2.4.2. Radiocirurgia com Raios Gama do $^{60}$Co

A primeira geração de unidades de radiocirurgia com raios gama do $^{60}$Co possuía 179 fontes (atualmente são 201 fontes), cada uma com uma atividade de 1,1 x $10^6$ MBq (30 Ci)[25]. A unidade de radiocirurgia com raios gama do $^{60}$Co ("Gamma Knife") consiste de seis componentes: as fontes radioativas, quatro capacetes removíveis com colimadores circulares, mesa para o tratamento dos pacientes, sistema hidráulico, console de controle da unidade, e sistema de planejamento do tratamento computadorizado[26,27].

A unidade de tratamento (Figura 8) possui uma proteção de ferro fundido no topo e na base, um corpo central, colimadores com fontes de $^{60}$Co, e uma porta blindada. A proteção semi-esférica do topo da unidade tem um raio de 82,5 cm, com 40 cm de espessura. Dentro da proteção semi-esférica encontra-se uma armação côncava que aloja as fontes de $^{60}$Co distribuídas simetricamente na semi-esfera. As fontes são encapsuladas duplamente em aço inoxidável e produzem uma penumbra muito pequena no foco[25].

A colimação final dos feixes é obtida por quatro capacetes. Cada capacete tem aproximadamente 22,5 cm de diâmetro com espessura igual a 6 cm em ferro fundido. Em

cada capacete existem 201 orifícios removíveis. Cada orifício possui um pré-colimador de liga de tungstênio e um colimador de chumbo com aberturas circulares, que criam campos de 4, 8, 14, ou 18 mm no ponto focal da semi-esfera. Qualquer um dos colimadores pode ser removido e blindado individualmente, para a proteção dos olhos ou de estruturas críticas próximas ao volume alvo, ou para modificar a distribuição das doses[25,28].

A semi-esfera central que contém as fontes de $^{60}$Co se ajusta perfeitamente dentro do raio interno da proteção superior. A angulação e o diâmetro dos 201 orifícios estão precisamente ajustados, no corpo central da unidade gama. Todos os 201 feixes são focalizados em um mesmo ponto, chamado foco ou isocentro, com uma precisão melhor do que 0,3 mm. A distância focal é de 40,3 cm e a taxa de dose é de 300 - 400 cGy/min. Nenhum feixe primário de radiação é dirigido para fora da proteção da semi-esfera e da porta[29].

No equipamento conhecido como “Gamma Knife” o alvo intracranial é posicionado para tratamento prendendo-se o sistema de fixação da cabeça do paciente dentro de um “capacete" que contém 201 colimadores circulares, um para cada fonte. O capacete ajustado à cabeça do paciente é fixado à porção protegida da unidade gama, de modo que o centro do alvo intracranial coincida com o ponto de intersecção dos feixes de radiação originados nas diversas fontes (ponto focal)[30].

Uma vez fixada, a moldura estereotáxica permanece no local até o tratamento ser completado. O tempo gasto para posicionar e tratar cada isocentro é de 10 - 15 minutos. Para a localização do alvo de tratamento, o "Gamma Knife" utiliza um sistema de moldura estereotáxica idealizado por Leksell.

Na unidade gama, a dose fora do volume alvo decai muito rapidamente. No entanto, esta unidade apresenta várias desvantagens tais como; aplicação restrita, troca das fontes a cada cinco anos e custo financeiro elevado. Uma nova unidade gama, projetada na China, utiliza 30 fontes rotativas de $^{60}$Co que produzem feixes de 4, 8, 14, e 18 mm de diâmetro em um ponto fixado estereotaxicamente.

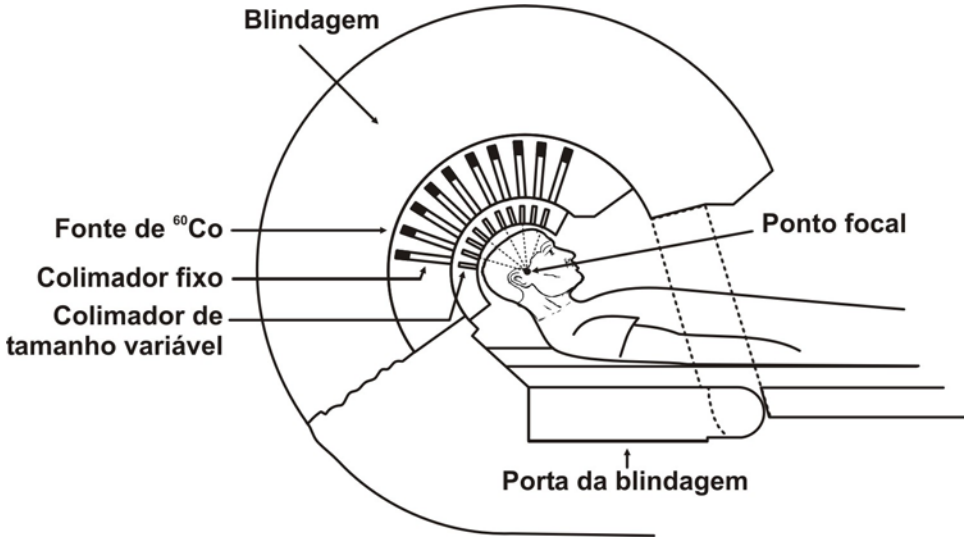



Figura 8. Unidade de radiocirurgia com raios gama do $^{60}$Co ("Gamma Knife").

2.4.3. Radiocirurgia com Aceleradores Lineares

A radiocirurgia estereotáxica realizada com aceleradores lineares é conhecida mundialmente como "Linac Radiosurgery"[31]. Nesta técnica, o acelerador linear é modificado para permitir a montagem de um colimador terciário que é utilizado para acomodar vários colimadores cilíndricos com abertura central divergente cônica, para formar pequenos campos circulares de 5 a 50 mm de diâmetro no isocentro do sistema de irradiação. A distância do foco ao colimador terciário é de 77 cm e a distância do foco ao isocentro é de 100 cm[12,32,33].

Colocando-se o centro do alvo de tratamento no isocentro de rotação da mesa (“couch”) e do cabeçote (“gantry”), feixes de raios-x podem ser dirigidos ao volume alvo a partir de diferentes direções, utilizando diversas combinações de rotação da mesa que contém o paciente e do cabeçote que produz o feixe de radiação. Na maioria dos casos, os feixes traçam uma série de arcos não coplanares na cabeça do paciente, cada um arco correspondendo a uma posição da mesa. Em contraste, um arco circular ou helicoidal é produzido rotacionando a cadeira, com o paciente sentado, em relação a um feixe estacionário ou móvel. Na radiocirurgia dinâmica, tanto a mesa quanto o cabeçote movimentam-se simultaneamente e a trajétoria dos arcos lembra as costuras de uma bola de beisebol[31,34].

No tratamento radiocirúrgico, um dos sistemas de fixação (BRW ou GTC) é preso à mesa por um dispositivo próprio, de modo que o volume alvo intracranial a ser tratado possa

ser posicionado isocentricamente em relação ao feixe de irradiação, utilizando-se uma escala de Vernier acoplada ao sistema de fixação da cabeça. Para alinhar a cabeça do paciente em relação ao feixe de radiação, o paciente é deitado na mesa de tratamento com a cabeça apoiada e posicionada com um dos sistemas de fixação (BRW ou GTC). Lasers da unidade de tratamento são utilizados para posicionar o isocentro do volume de tratamento de acordo com as coordenadas estereotáxicas em relação ao isocentro do feixe de radiação[15,16].

Embora muitos centros de tratamento usem os aceleradores lineares da radioterapia convencional, que foram adaptados para uso radiocirúrgico, existem aceleradores lineares dedicados disponíveis comercialmente, com excelente precisão mecânica, que utilizam colimadores circulares ou colimadores especiais, como os dinâmicos, para reduzir a penumbra do feixe e a dose de radiação no tecido normal. Campos de irradiação que conformam melhor os alvos incluem "Micromultileaves - MLCs" – colimadores formados por multi-folhas[35,36].

Apesar das diferentes trajetórias dos arcos nas diferentes técnicas radiocirurgicas, as distribuições das doses de radiação dentro e próximo ao volume alvo são semelhantes tanto na radiocirurgia com aceleradores lineares quanto com a "Gamma Knife". No entanto, fora do volume alvo, as distribuições das doses podem variar, mas essas diferenças são clinicamente insignificantes. A energia mais utilizada no tratamento radiocirúrgico com acelerador linear é de 6 MV, para minimizar a penumbra devido ao espalhamento secundário lateral. A Figura 9 mostra um esquema de um acelerador linear dedicado exclusivamente a radiocirurgia.

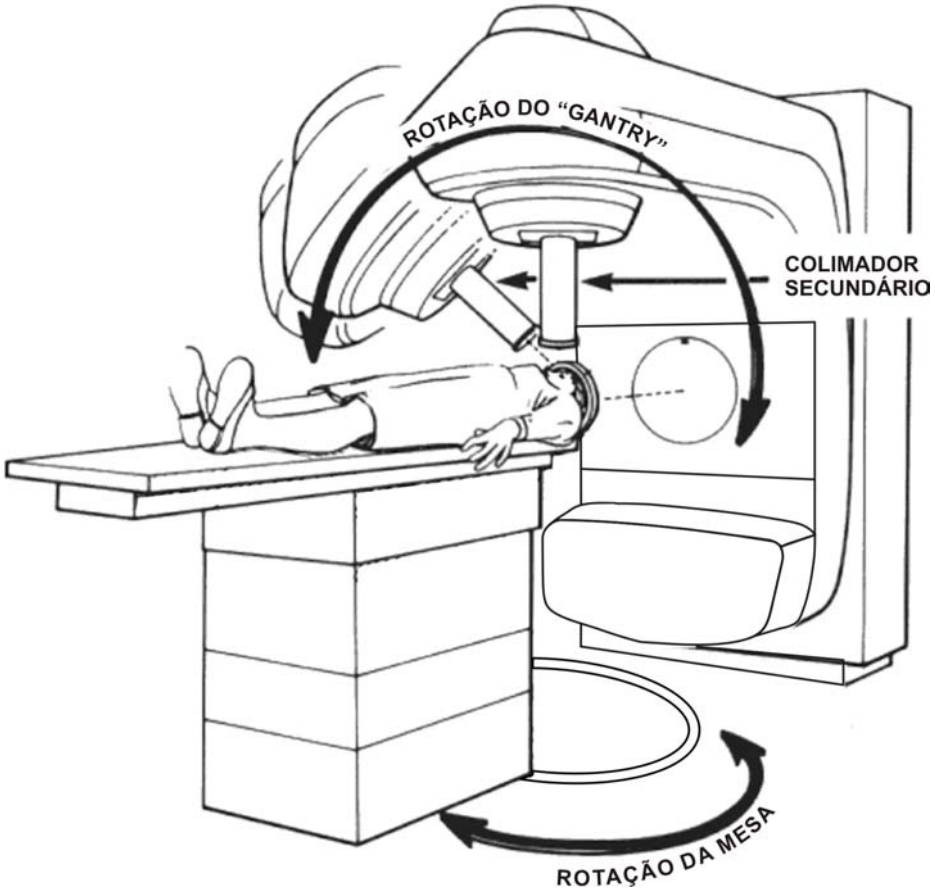



Figura 9. Acelerador linear dedicado, mostrando a combinação de rotação do cabeçote e da mesa para a formação dos arcos não coplanares dos feixes de radiação radiocirúrgicos.

## 2.5. Parâmetros Físicos dos Feixes de Radiocirurgia

### 2.5.1. Definições dos Parâmetros do Feixe

O comissionamento de um equipamento de radiocirurgia envolve dois conjuntos de medidas: 1) as dos parâmetros físicos básicos do conjunto de colimadores radiocirúrgicos para um feixe estacionário, e 2) as medidas das distribuições das doses para a técnica radiocirúrgica a ser utilizada clinicamente. O primeiro conjunto de dados será utilizado no algoritmo de cálculo do sistema de planejamento computadorizado tridimensional, o segundo será utilizado para confirmar e verificar a precisão do algoritmo do sistema de planejamento no cálculo das distribuições das doses.

As medições realizadas para determinação dos parâmetros dosimétricos para caracterização de feixes de radiocirurgia estacionários são essencialmente iguais àquelas realizadas para os feixes de radioterapia convencional: porcentagem de dose profunda, fatores de rendimento, razões de "off-axis" ou perfis, e relações tecido-máximo[37-42]. Todos estes parâmetros são medidos em simuladores equivalentes ao tecido, feitos com materiais de mesma densidade e número de elétrons por unidade de massa igual ao do tecido, que absorvem e espalham os fótons do mesmo modo que o tecido. Água e poliestireno são os materiais mais utilizados para este propósito. Os parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia dependem da profundidade do ponto de medida no simulador, do sistema de colimação e do espectro dos feixes de fótons que são produzidos pelo acelerador linear.

Geralmente, quando um feixe de fótons penetra em um meio, a dose aumenta rapidamente até um valor máximo, a uma profundidade chamada profundidade de dose máxima ($d_{max}$). A região entre a superfície e a $d_{max}$ é chamada região de "build-up", e na radioterapia convencional este efeito de dose baixa na pele se refere como efeito de proteção da pele ou "skin-sparing". Na região posterior à $d_{max}$, a dose diminui exponencialmente com a profundidade. A magnitude de $d_{max}$ depende da energia e da colimação do feixe, da densidade e número atômico do meio.

Uma representação gráfica da variação da dose em função da profundidade no eixo central do feixe de radiação num meio, normalizada para 100 em $d_{max}$ é chamada de porcentagem de dose profunda[37,38]. Como indicado na Figura 10, a porcentagem 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 Eq. 1:

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

onde, $D_M$ e $D_Q$ são as doses ou taxas de dose nos pontos M e Q, respectivamente, com M representando o ponto em $d_{max}$ e Q um ponto arbitrário no eixo central do feixe, a uma profundidade d do simulador. Os símbolos entre parênteses (d,r,f) indicam que, para uma determinada energia do feixe de fótons, a porcentagem de dose profunda (P) depende da profundidade d, do tamanho de campo r, e de f, que é a distância foco-superfície nominal (DFS).

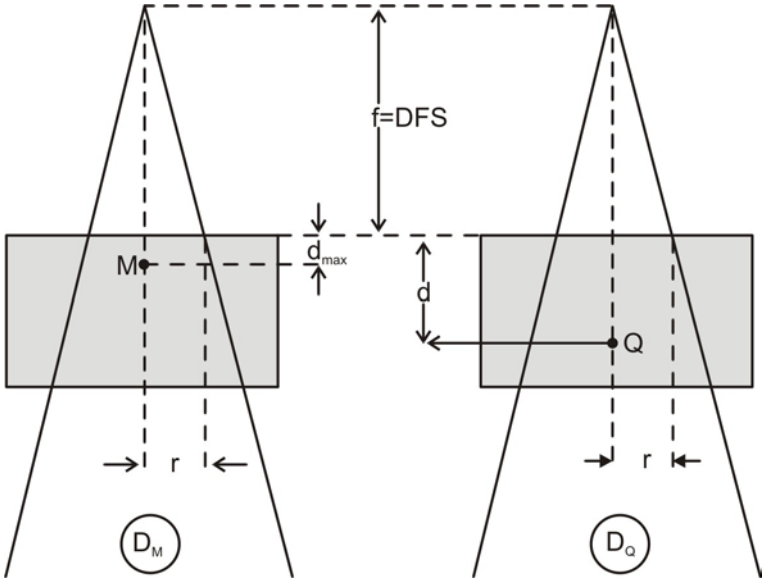



Figura 10. Medida da porcentagem de dose profunda. O ponto M está na profundidade de dose máxima no simulador; o ponto Q é um ponto arbitrário no eixo central do feixe de radiação na profundidade d do simulador. O raio do campo à distância foco superfície f é r.

As taxas de dose usadas na equação (1) são determinadas como dose por unidade de tempo para as unidades de cobalto, inclusive para as unidades "Gamma Knife", e como dose por unidade monitor (UM) para os aceleradores lineares. A deposição da dose em função do tempo nos tratamentos é muito estável nas unidades de cobalto, inclusive nas unidades gama, de modo que o uso do cronômetro para controlar a liberação de uma determinada dose é justificável. Ao longo do tempo, as fontes de cobalto sofrem um decaimento radioativo (meia-vida = 5,3 anos), sendo necessária a mudança das fontes, em operações que são complicadas e caras. Nos aceleradores lineares, porém, a UM foi introduzida no lugar do tempo, usado nas unidades de cobalto, por causa das flutuações da taxa de dose inerentes ao funcionamento dos aceleradores lineares. Todos os aceleradores lineares de uso médico são equipados com câmaras de ionização de transmissão e as UM's são relacionadas à carga coletada nestas câmaras; deste modo a medida da carga coletada compensa as flutuações que ocorrem em curtos espaços de tempo.

Dados de medidas experimentais têm mostrado que a taxa de dose depende do sistema de colimação (i.e., tamanho de campo). Normalmente, os aceleradores lineares são calibrados para que em um campo de (10x10) $cm^2$, chamado de campo de referência, a uma distância

foco-superfície (DFS) nominal de 100 cm, na profundidade de dose máxima $d_{max,}$ a dose por UM seja igual a 1 cGy. Deste modo, a dose $D_M$ para os campos menores apresentará valores mais baixos, e para campos maiores, valores mais altos. Um outro parâmetro físico foi definido para relacionar a dose ou taxa de dose do campo de referência $D_M$ (10 x 10) $cm^2$ com a dose $D_M(r)$ ou taxa de dose para um campo arbitrário r. Este parâmetro é chamado de fator de rendimento (FR) para um campo r e é definido como:

$$FR(r) = \frac{D_M(r)}{D_M(10 \times 10)\, cm^2} \tag{2}$$

O fator de rendimento (FR), relaciona a dose ou taxa de dose na profundidade de dose máxima para um campo circular arbitrário de raio r, com a dose ou taxa de dose do campo de referência (10 x 10) $cm^2$ à mesma profundidade no tecido.

As curvas de porcentagem de dose em profundidade fornecem apenas as distribuições de dose ao longo do eixo central de um feixe de radiação. Para descrever as distribuições da dose para pontos fora do eixo central, outro parâmetro, chamado razão de "off-axis" (ROFA) ou perfil de dose, foi definido. Para se obter o perfil da dose para um feixe de radiação estacionário, a distribuição da dose é medida em uma dada profundidade em um simulador equivalente ao tecido, ao longo de uma linha perpendicular ao eixo central do feixe e os resultados são normalizados para a dose medida no eixo central na mesma profundidade do simulador. Os valores das medidas dos perfis são dependentes das dimensões do feixe de radiação, da forma dos colimadores e da profundidade do ponto de medida no simulador.

Para um determinado campo de radiação, a dose em qualquer ponto arbitrário em um simulador pode ser determinada, desde que a distribuição da dose em profundidade do feixe, e a razão de "off-axis" para o ponto fora do eixo central, sejam conhecidas. Os sistemas de planejamento de tratamento computadorizados são baseados, de uma maneira geral, em dados tabelados da distribuição da dose em profundidade e dos perfis de dose. Para os pontos intermediários não tabelados os dados são determinados por interpolação simples.

Na aplicação da técnica da radiocirurgia com acelerador linear, a radiação é dirigida ao alvo intracranial por meio de feixes não coplanares de várias direções que particularmente caracterizam uma determinada técnica empregada. Embora as técnicas radiocirúrgicas variem consideravelmente no modo pelo qual a dose é cedida ao alvo de tratamento, o centro do alvo é sempre colocado no isocentro do sistema de irradiação. Em um tratamento isocêntrico, à

distância do foco emissor de radiação para o centro do alvo, chamada distância foco-isocentro (DFI) permanece constante, independentemente da direção de entrada do feixe. O parâmetro que muda de um feixe de radiação para outro é a espessura de tecido da superfície ao centro do alvo, como conseqüência, ocorre uma mudança na distância foco-superfície.

A porcentagem de dose profunda que é medida para uma DFS constante não pode ser diretamente utilizada na dosimetria de feixes isocêntricos. Um novo parâmetro, a relação tecido-máximo (RTM), foi definida para este propósito. A RTM é uma relação entre duas doses $D_I$ e $D_{Imax}$ ou duas taxas de dose em um simulador, medidas no isocentro: $D_I$ com uma espessura d de tecido acima do isocentro, e $D_{Imax}$ com uma espessura $d_{max}$ de tecido acima do isocentro. Neste caso, o ponto de interesse está no isocentro; deste modo o tamanho do campo no isocentro permanece constante, enquanto à distância foco-superfície sofre variações. Assim, a relação tecido-máximo (RTM) é definida como:

$$RTM\left(d_i, r_i\right) = \frac{D_I}{D_{\mathrm{Im}ax}} \tag{3}$$

onde, ($d_i$, $r_i$) indicam que a RTM é uma função da profundidade da superfície do tecido ao isocentro ($d_i$), e das dimensões do campo no isocentro ($r_i$); não dependendo porém da distância foco-isocentro.

O arranjo geométrico experimental que é utilizado para as medidas de $D_I$ e $D_{Imax}$, é mostrado esquematicamente na Figura 11. Desde que a dose em $d_{max}$ é conhecida da calibração básica do feixe, é evidente que determinar a taxa de dose $D_I$ para o ponto I na profundidade $d_i$ em um arranjo isocêntrico torna-se simples se a RTM para o mesmo ponto for conhecida. Em contraste com a medida da porcentagem de dose em profundidade P, uma medida direta da RTM em um simulador de água torna-se complicada. Em uma primeira aproximação, porém, há uma relação simples, com uma precisão melhor do que 1%, entre P e RTM, que é expressa da seguinte forma:

$$RTM\left(d_i, r_i\right) = \frac{\left[\frac{P(di,ri,f)}{100}\right] \cdot \left[f + d\right]^2}{\left[f + d_m\right]^2} = \frac{D_I}{D_{\mathrm{Im}ax}} \tag{4}$$

Com a geometria apresentada na Figura 11, pode-se notar que P na equação (4) é determinado para uma profundidade de tecido $d_i$, para um campo r, e uma DFS igual a f. O

campo r está relacionado ao campo $r_i$ através de uma simples relação geométrica: $r/r_i = f/(f + d_i)$. Assim, de um conjunto apropriado de dados da porcentagem de dose profunda, os valores das RTM's para o arranjo isocêntrico utilizado em radiocirurgia pode ser calculado facilmente. A porcentagem de dose profunda P e a relação tecido-máximo RTM dependem da energia do feixe, do tamanho de campo, e da profundidade do tecido.

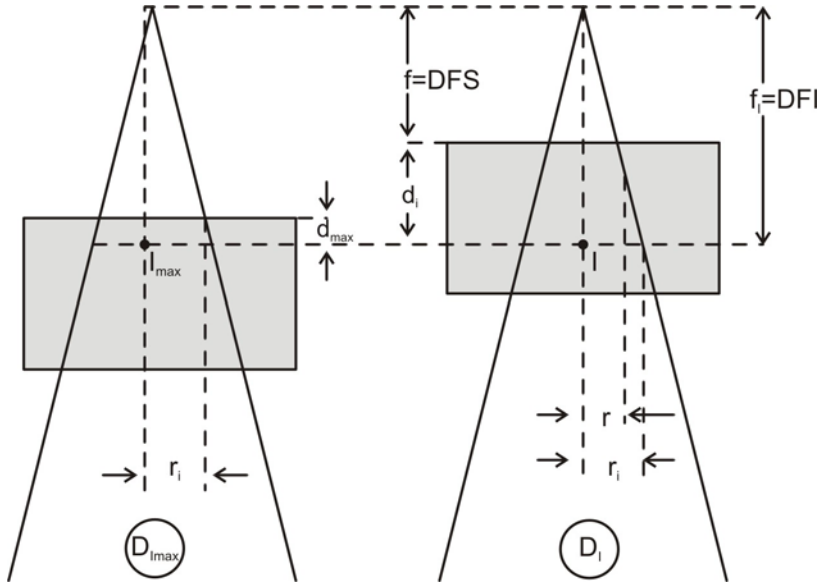



Figura 11. Medida da relação tecido-máximo. Os pontos $I_{max}$ e I estão no simulador na distância foco-isocentro do acelerador linear, $I_{max}$ na profundidade de máxima dose $d_{max}$, e I na profundidade $d_i$. O raio do campo no isocentro é $r_i$. DFS = distância foco-superfície, DFI = distância foco-isocentro.

O conceito da RTM, previamente descrito, pode ser utilizado para determinar o valor médio das RTM's no isocentro, para uma técnica radiocirúrgica particular, pela simples adição das RTMs dos vários feixes usados, dividindo-se o resultado pelo número de feixes. A RTM média é então utilizada para calcular a UM requerida para ceder uma dose prescrita no isocentro do alvo. Porém, a distribuição das doses dentro e fora do volume de tratamento não é conhecida, podendo ser calculada através de uma matriz de pontos num volume que contém o alvo e as estruturas circunvizinhas.

Uma aproximação para este problema é mostrada na Figura 12. É feita uma suposição de que as porcentagens de dose profunda para um ponto de interesse Q são conhecidas para todos os campos r em uma dada DFI. A geometria é isocêntrica, porém, com o centro do alvo colocado no isocentro I em uma DFI = $f_i$. A dose $D_I$ no isocentro pode ser calculada pela equação (4). Porém, a dose $D_Q$ para um ponto arbitrário Q na profundidade d no simulador, normalizada para $D_{Imax}$ = 100 cGy, é dada pela seguinte relação, como sugerido pela Figura 12.

$$D_Q(d, r_Q) = P(d, r(fi - di + d)/(fi + d), fi) \cdot \left[\frac{(fi + d)}{(fi + d_{max})}\right]^2 \cdot \left[\frac{fi}{[fi - di + d]^2}\right]^2 \cdot OAR(d, \rho_Q) \quad (5)$$

onde;

d: é a profundidade do ponto Q;

$d_{max}$: é a profundidade de dose máxima;

$d_i$: é a profundidade no isocentro;

$f_i$: é a DFI e a DFS simultaneamente para uma geometria isocêntrica e para a porcentagem de dose profunda medida;

$r_Q$: o raio do campo no ponto Q;

$r_i$: o raio do campo no isocentro definido pelo colimador circular;

P: o valor da porcentagem de dose profunda interpolada na profundidade d para a DFS igual a $f_i$ e raio do campo r igual a $r_i(f_i - d_i + d)/(f_i + d)$, calculada por intermédio da combinação das simples relações $r = r_Q f_i/(f_i + d)$ and $r_Q = r_i(f - d_i + d)/f_i$;

ROFA $(d,\rho_Q)$: é a razão de "off-axis" para o ponto Q na profundidade d a distancia $\rho_Q$ do eixo central.

Note que para $d = d_i$, o ponto Q torna-se o isocentro I, e a equação (5) transforma-se na equação (4).

A equação (5) pode ser usada no planejamento do tratamento radiocirúrgico, porque ela permite a determinação computadorizada da distribuição da dose espacialmente, normalizada para a dose no isocentro, para um dado feixe. As distribuições das doses para um grande número de feixes de várias direções, dirigidos ao isocentro, são calculadas em uma matriz de pontos no espaço, e a distribuição resultante da dose final é obtida por uma adição das contribuições das doses dos feixes individuais para cada ponto da matriz. As distribuições das doses normalmente são exibidas em um plano, onde pontos de igual dose absoluta, ou pontos de igual dose relativa ao isocentro são unidos para formar curvas de isodoses (em duas dimensões) ou superfícies de isodoses (em três dimensões).

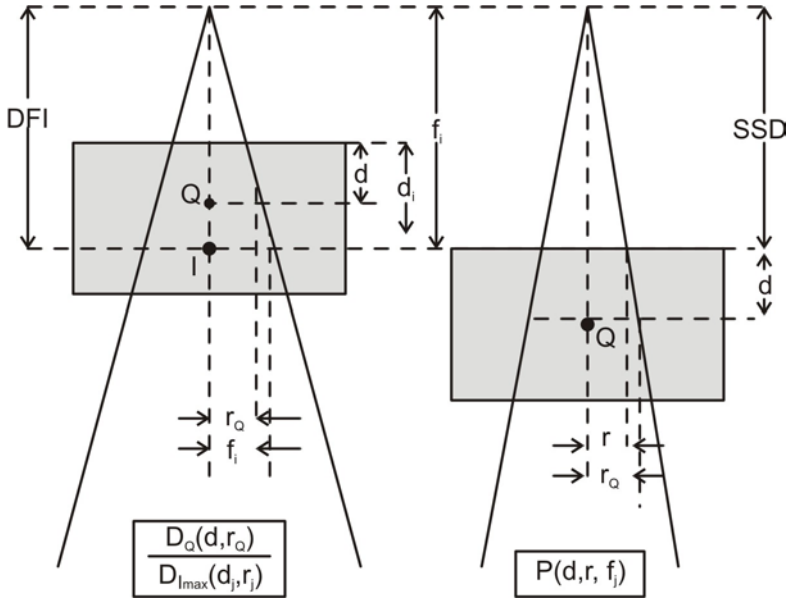



Figura 12. Determinação da relação tecido-máximo a partir dos dados da porcentagem de dose profunda. Q é o ponto de interesse na profundidade d no simulador, I é o ponto no isocentro na profundidade $d_i$. O raio do campo em Q é $r_Q$; em I é $r_i$. DFS = distância foco-superfície e DFI = distância foco-isocentro.

### 2.5.2. Características dos Parâmetros do Feixe

Além da calibração absoluta dos feixes estacionários de radiocirurgia, há vários parâmetros relativos destes feixes que devem ser medidos individualmente para cada um dos colimadores de radiocirurgia que serão utilizados no algoritmo de cálculo das distribuições de

doses do sistema de planejamento radiocirúrgico. Estes parâmetros são essencialmente similares aos usados na caracterização dos feixes da radioterapia convencional e que foram descritos anteriormente: porcentagem de dose profunda, fatores de dose relativo (fatores de rendimento), razão de "off-axis", e relação tecido-máximo[43]. Eles são medidos em simuladores equivalentes ao tecido, como água ou poliestireno.

A porcentagem de dose profunda (PDP) para feixes circulares de radiocirurgia, similarmente aos feixes da radioterapia padrão, depende da profundidade no simulador, tamanho do campo, distância foco-superfície, e da energia do feixe. As profundidades de dose máxima ($d_{max}$), dos feixes de radiocirurgia variam não somente com a energia do feixe mas também com o diâmetro do campo. Para uma determinada energia do feixe, $d_{max}$ aumenta rapidamente como o aumento do diâmetro do campo; este efeito é atribuído ao espalhamento do feixe no simulador, em contraste com os feixes da radioterapia convencional que exibem uma lenta diminuição de $d_{max}$ quando os tamanhos de campo aumentam de 5 x 5 $cm^2$ para 40 x 40 $cm^2$; este efeito é atribuído à contaminação por elétrons que se originam no filtro aplainador do feixe e são espalhados pelo colimador secundário e pelo ar[44]. A dependência de $d_{max}$ com a energia do feixe e tamanho do campo é claramente observável nas curvas de porcentagem de dose profunda[45,46].

Os perfis de dose ou razão de "off-axis" (ROFA) dos feixes de radiocirurgia são medidos em várias profundidades no simulador, com distância foco-superfície (DFS) constante ou com distância foco-isocentro (DFI) constante. No caso da distância foco-superfície constante, a divergência do feixe será refletida na medida, enquanto que para uma distância foco-isocentro constante, todos os perfis aparecerão essencialmente idênticos, por causa do pequeno efeito do espalhamento do simulador na região de penumbra. Por essa razão, no cálculo da distribuição das doses 3-D em radiocirurgia, um simples perfil de dose medida em $d_{max}$ com DFI constante, mas corrigido para a divergência do feixe na profundidade de interesse no simulador é normalmente utilizado. Para um determinado diâmetro do colimador, a dependência dos perfis dos feixes medidos em diversas profundidades é mínima para as profundidades de interesse em radiocirurgia[35,47].

O fator de rendimento (FR) relaciona a dose ou taxa de dose em $d_{max}$ no tecido para um campo de radiação radiocirúrgico arbitrário, para a dose ou taxa de dose do campo de referência 10x10 $cm^2$, medida à mesma profundidade no tecido, a uma mesma DFI. A incorporação do FR no cálculo da unidade monitor de tratamento é muito importante, porque

este é o fator que converte o valor da calibração absoluta do feixe, obtida para o campo padrão $10x10cm^2$ em $d_{max}$, para os demais diâmetros de campo, especialmente para os pequenos diâmetros de campo usados em radiocirurgia, onde o parâmetro FR pode ser consideravelmente menor que a unidade[48]. A sua omissão, ou medida imprópria, pode resultar em sérios erros na aplicação da dose do tratamento, comprometendo o tratamento radiocirúrgico.

As relações tecido-máximo (RTM), usadas nos cálculos das distribuições das doses 3-D, ou são diretamente medidas em um simulador equivalente a água, mantendo-se a distância foco-câmara constante e igual a DFI ou, mais convenientemente, calculadas a partir dos dados das medidas das porcentagens de dose em profundidade[42,49]. A relação tecido-máximo é um fator que transfere a dose em $d_{max}$ para qualquer profundidade do tecido.

### 2.5.3. Medidas dos Parâmetros do Feixe

As técnicas utilizadas nas medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia e das distribuições das doses são as mesmas usadas na radioterapia convencional. Diversos sistemas dosimétricos estão disponíveis para estas medidas, desde aqueles que constroem tridimensionalmente uma representação gráfica das curvas de isodoses com câmaras de ionização ou fotodiodos, até sistemas de dosimetria termoluminescente (TLD) e dosimetria com filmes. Os detectores de radiação podem ser usados no modo diferencial ou no modo integral. No modo diferencial, a resposta do detector é proporcional à taxa de dose no ponto de interesse, enquanto que 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 das doses para uma determinada técnica radiocirúrgica só podem ser medidas no modo integral.

As exigências estabelecidas para a resolução espacial dos detectores de radiação são muito mais rigorosas para as medidas em feixes de radiocirurgia do que na radioterapia convencional, por causa dos pequenos diâmetros dos feixes de radiocirurgia. Assim, detectores que são adequados para medidas em radioterapia convencional podem não ser necessariamente adequados para medidas em radiocirurgia. Em radiocirurgia com acelerador linear, é uma boa prática medir o mesmo parâmetro dosimétrico usando várias técnicas e

detectores diferentes, para então comparar os resultados e confirmar a precisão das medidas, identificando possíveis erros e técnicas de medidas inadequadas.

A câmara de ionização é o detector mais comumente utilizado na aquisição de dados em feixes de radioterapia. Para os campos pequenos de radiocirurgia, porém, cuidados especiais devem ser tomados para assegurar que as dimensões do volume sensível da câmara sejam consideravelmente menores que os feixes de radiação usados em radiocirurgia, considerando o seu eixo paralelo ao eixo central do feixe, em lugar de perpendicular a ele, como é a prática nas medidas dos feixes de radioterapia convencional. A orientação paralela ao eixo central maximiza a resolução espacial da câmara no plano perpendicular ao eixo do feixe, mas introduz um problema na determinação da posição do ponto de referência da câmara. O método mais simples para determinar o ponto de referência da câmara quando o seu eixo é orientado paralelo ao eixo central do feixe é comparar as medidas de dose em profundidade em ambas às orientações, paralela e perpendicular, em um feixe de radioterapia relativamente grande (por exemplo, 10 x 10 $cm^2$).

Fotodiodos e detectores de diamante (DD) também podem ser utilizados nas medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia[40,50]. Eles usualmente possuem um volume sensível muito menor do que as câmaras de ionização e assim oferecem um melhor poder de resolução, mas eles não podem ser utilizados para as calibrações de dose absolutas dos feixes de radiação. A câmara de ionização permanece sendo o dispositivo mais simples e mais prático para este propósito. Tanto as câmaras de ionização como os DD e fotodiodos, podem ser utilizados no modo diferencial ou integral. Os parâmetros do feixe de radiação que normalmente dependem da profundidade em tecido usualmente são medidos com uma câmara de ionização ou fotodiodo em um simulador de água, utilizando um sistema de controle-remoto. O equipamento utilizado para este propósito é chamado plotador tridimensional de isodose e utiliza os detectores de radiação no modo diferencial.

Outra técnica dosimétrica útil para medir os parâmetros dos feixes de radiação dos campos pequenos de radiocirurgia é a densitometria com filmes radiográficos e radiocrômicos[51-54]. A resolução espacial de sistemas analógicos pode alcançar 1 mm e a de sistemas digitais, uma fração de milímetro. Para obter resultados precisos, porém, devem ser tomados cuidados especiais para definir a curva característica do filme radiográfico usado para as medidas dosimétricas; se possível, as medidas devem ser realizadas na porção linear da curva característica e a análise dos filmes deve ser realizada por meio de medidas de

isodensidades, com os filmes calibrados em dose e as leituras feitas com densitômetros que possuam uma resolução máxima de 1 mm. Além de medir os parâmetros básicos dos feixes, a densitometria com filme é usada para medir as distribuições das doses em simuladores irradiados com uma determinada técnica radiocirúrgica.

Das et al.[55] mostraram que as medidas dos perfis dos feixes de radiocirurgia realizadas com filmes dosimétricos apresentam-se dependentes da resolução dos densitômetros. A dosimetria com filmes tem se mostrado a técnica mais eficiente para as medidas dos perfis dos feixes e geralmente permite determinar a largura da penumbra com uma resolução melhor do que qualquer outra técnica dosimétrica.

A dosimetria termoluminescente é uma outra técnica que tem um papel importante na medida de distribuições das doses em radiocirurgia[48,54,56,57]. Embora usualmente não sejam utilizados nas medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes estacionários básicos, para os quais as câmaras de ionização e os fotodiodos são mais apropriados, os TLDs são muito úteis nas medidas das distribuições de dose em simuladores sólidos irradiados com uma determinada técnica radiocirúrgica. Os dosímetros termoluminescentes podem ser obtidos na forma de cristais sólidos, com área de 1 $mm^2$, o que implica que eles oferecem uma excelente resolução espacial para este propósito.

Tanto a dosimetria com TLD's quanto com filmes radiográficos são técnicas utilizadas em modo integral. Comparando as distribuições das doses medidas com TLD ou densitometria com filmes em simuladores de material tecido-equivalentes, com as distribuições calculadas pelos sistemas de planejamento do tratamento computadorizado, pode-se determinar a precisão e confiabilidade da técnica radiocirúrgica, e o algoritmo de cálculo das distribuições das doses de planejamento do tratamento.

### 2.6. Aspectos Dosimétricos dos Feixes de Radiocirurgia

Medidas da distribuição da dose em feixes de radiocirurgia exigem maior atenção quando comparadas com as medidas da radioterapia convencional. Alguns fatores específicos para este tipo de tratamento devem ser levados em consideração na dosimetria de feixes de fótons de pequenas dimensões, tais como[40,58-62]: 1) as dimensões do detector podem não ser compatíveis com o diâmetro do feixe de radiação; 2) a dose no detector pode variar

significativamente dentro do volume sensível; 3) o detector pode perder resolução devido ao acentuado gradiente de dose; e 4) o equilíbrio eletrônico lateral pode não existir. Por outro lado, os espectros de energia dos fótons podem ser diferentes daqueles utilizados pelo laboratório de padronização, de forma que diferentes tipos de detectores podem responder diferentemente em termos da dose absorvida na água[41,61].

Além disso, nos pequenos campos de radiocirurgia, a porção central plana do feixe pode ser muito pequena de modo que uma dose não uniforme seja tomada como uma média sobre o volume ativo do detector. Deste modo, o parâmetro dosimétrico medido somente será significativo se a dose for uniforme sobre a dimensão do detector. Caso contrário, o parâmetro medido poderá apresentar um valor diferente do valor verdadeiro.

A ausência do equilíbrio eletrônico lateral pode também modificar a resposta do detector uma vez que os diâmetros dos feixes de fótons aplicados à radiocirurgia podem ser menores do que o alcance médio dos elétrons espalhados, fazendo com que os fatores de rendimento dos cones de radiocirurgia diminuam acentuadamente em relação ao seu valor verdadeiro, para diâmetros de feixes de dimensões reduzidas.

Câmaras de ionização de volumes pequenos, fotodiodos de silício, filmes radiográficos e radiocrômicos e detectores termoluminescentes, podem ser usados nas medidas de dose relativa destes feixes[41, 50-52,58-60,63]. Em geral, a exatidão, precisão, linearidade, e dependência energética, de cada um destes detectores devem ser cuidadosamente verificadas antes da realização das medidas.

Rice et al. (1987) aconselham o uso de detectores pequenos para minimizar tanto a falta do equilíbrio eletrônico lateral como o acentuado decréscimo da dose na região de penumbra dos feixes de radiocirurgia[64]. Hartmann (1995) sugere que as medidas dos parâmetros dosimétricos obtidas no eixo central (PDP, RTM ou RTS e FR) sejam realizadas com detectores que possuam volume sensível com dimensões iguais ou menores que um terço do diâmetro do campo[58]. Além disto, recomenda posicionar o eixo central do detector paralelo ao eixo central do campo de radiação.

De acordo com Higgins et al. (1995) e Bjnarngard et al. (1990), para medir a distribuição da dose em feixes de dimensões pequenas o diâmetro interno do detector deve ser menor que o raio do feixe de radiação[43,65]. Como os campos mais comumente usados nos tratamentos de radiocirurgia e de radioterapia estereotáxica são circulares, com diâmetros

entre 10 e 50 mm, um detector ideal para medir todos os tamanhos de campo deve ter diâmetro menor que 5 mm. Para diâmetros de campo de 4 a 10 mm, um detector com uma largura (no volume sensível) menor que 2 mm é o mais adequado. Portanto, um critério importante na escolha do detector é o seu tamanho em relação às dimensões do campo de radiação.

Bjarngard et al. (1990), verificaram que a fluência de elétrons para um campo de diâmetro igual a 8,5 mm era corretamente medida quando o diâmetro interno do detector era igual ou menor do que 2 mm[65]. Para tamanhos de campo iguais ou maiores do que 12,5 mm, as medidas da distribuição da dose no eixo central podem ser determinadas com uma câmara de ionização de placas paralelas como a da PTW modelo N23342 (PTW Freiburg, Germany), que possui um volume sensível com diâmetro igual a 3 mm.

Conforme a AAPM Report N. 54, a dependência dos fatores de rendimento (FR) em relação ao tamanho do campo, entre 12,5 a 35 mm de diâmetro, deve ser medida com as câmaras de ionização cilíndricas e de placas paralelas, uma vez que os diâmetros internos dos volumes sensíveis destas câmaras são iguais a 3,5 e 5,4 mm, respectivamente[59]. As pequenas dimensões das câmaras, quando comparadas às dimensões destes campos de tratamento, permitem medir os fatores de rendimento com uma incerteza de ± 0,5% (Rice et al., 1987)[64]. Deste modo, medidas mais precisas da relação tecido-máximo e dos fatores de rendimento podem ser obtidas com câmaras de ionização de placas paralelas ou dedal que possuam volumes sensíveis com diâmetros iguais ou menores do que 3 mm.

Outro aspecto importante a ser considerado na dosimetria de feixes de fótons de pequenas dimensões é a resolução espacial das medidas dos perfis e penumbra, que são dependentes do tamanho do detector. Este ponto mostra mais uma vez a importância de se utilizar detectores com uma alta resolução espacial, pequeno volume sensível e dimensões pequenas comparadas ao diâmetro do campo.

Os filmes radiográficos, adequadamente calibrados, também são indicados para este propósito, quando sua densidade ótica é medida com uma resolução menor que 1 mm[51,58]. Por outro lado, alguns detectores disponíveis com alta precisão dosimétrica, como os filmes radiocrômicos, detectores de diamante e microdosímetros Fricke impregnados em gel, são caros e não disponíveis na maioria dos centros. Entretanto, se um detector suficientemente pequeno não está disponível, a influência do tamanho do detector deve ser corrigida.

Recomenda-se fazer uma média das leituras obtidas com vários tipos de detectores para tamanhos de campos de 10 a 15 mm de diâmetro e normalizar os parâmetros físicos (PDP, RTM, RTS e FR), determinados para os diversos cones de tratamento, para uma mesma profundidade[63].

Contudo, se as recomendações dosimétricas não forem observadas, podem ocorrer discrepâncias nas medidas de distribuição das doses efetuadas com diferentes tipos de detectores, com o conseqüente risco de comprometimento do tratamento radiocirúrgico.

Uma solução prática para assegurar a garantia da qualidade dos parâmetros dosimétricos é comparar os resultados das medidas, em termos absolutos e relativos, em um grande número de situações e entre instituições que estão envolvidas na dosimetria dos feixes de fótons usados em radiocirurgia e radioterapia estereotáxica.

### 2.6.1. Energia dos Feixes de Fótons Aplicados em Radiocirurgia

O conhecimento preciso da energia dos feixes de fótons é critico em dosimetria e o seu valor deve ser checado periodicamente. O espectro de energia do feixe de fótons de um acelerador linear de elétrons depende do modo de geração do feixe e de sua colimação. Estes dois processos são complexos e por sua vez dependem da geometria e construção do cabeçote do acelerador. Como resultado, os feixes de fótons gerados por diferentes equipamentos operando com uma mesma energia nominal podem variar significativamente em sua distribuição espectral.

O parâmetro que tem sido mais comumente utilizado para especificar a energia do feixe de fótons de um acelerador linear é a sua energia nominal máxima (ou o potencial de aceleração nominal) o qual se aproxima da energia dos elétrons que interagem no alvo. No entanto, esta não é uma ótima especificação para obtenção dos parâmetros dos feixes tais como, dados da porcentagem de dose profunda, cartas de isodoses e de parâmetros dosimétricos, como a razão do poder de frenamento e os fatores de correções das perturbações[66].

A forma do espectro dos feixes de raios –X produzidos por *bremsstrahlung* faz com que a caracterização do feixe de fótons seja muito difícil de ser expressa apenas por um simples parâmetro tal como, a energia máxima, a energia mais provável, ou a energia média, como é feito nos feixes de elétrons. Neste sentido, a qualidade dos feixes de fótons de alta energia é

usualmente especificada em termos das propriedades de penetração do feixe, tendo em vista que a distribuição espectral do feixe de fótons não muda apreciavelmente com a profundidade. Várias especificações têm sido usadas para este propósito, baseadas usualmente na dose relativa em duas profundidades especificadas no tecido (ou em água) sob as condições de referência[67]. Estas incluem:

$D_{20/10}$: razão das doses absorvidas a 20 cm e a 10 cm de profundidade, a uma distância foco-superfície fixa, para um tamanho de campo padrão de 10 x 10 $cm^2$, na superfície do simulador.

$T_{20/10}$: razão das doses absorvidas nas profundidades de 20 cm e 10 cm, a uma distância foco-detector constante, para um tamanho de campo de 10 x 10 $cm^2$, na profundidade efetiva do detector. Esta quantidade é referida como *índice de qualidade* e é freqüentemente utilizada nos protocolos de dosimetria da AAPM (1983) e da IAEA (1987)[66,68].

$(T_0)_{20/10}$: razão das leituras obtidas com uma câmara de ionização nas profundidades de 20 cm e 10 cm, a uma distância foco-detector constante, mas medida em um mini-simulador. Esta medida é particularmente útil para avaliar as variações na energia do próprio feixe.

A profundidade correspondente a 80% da dose máxima também tem sido utilizada. Este método de especificação, no entanto, é influenciado pela contaminação de elétrons na profundidade de dose máxima, não sendo portanto recomendado. Um outro método de caracterizar o feixe utiliza o valor percentual da dose máxima, a 10 cm de profundidade. Em todos os casos, considera-se um campo 10 x 10 $cm^2$ a 100 cm de distância foco-superfície.

### 2.6.2. Influência da Presença de Heterogeneidades em Feixes de Radiocirurgia

O principal objetivo do planejamento radiocirúrgico é determinar com precisão espacial e numérica a distribuição da dose absorvida no volume alvo, a fim de liberar uma alta dose de radiação na lesão, minimizando a dose nos órgãos de risco. Os sistemas de planejamento radiocirúrgicos, de um modo geral, supõem um volume de tratamento homogêneo, não considerando a presença de heterogeneidades, tais como, cavidades de ar, superfícies ósseas e implantes metálicos, que produzem perturbações na fluência dos elétrons, especialmente em regiões próximas a interfaces[13,69-71]. Quando heterogeneidades estão presentes no volume de tratamento, a exatidão na determinação da dose absorvida decresce

consideravelmente, em especial nas regiões próximas a interfaces. A intensidade deste efeito depende da energia do feixe de radiação, tamanho e densidade da heterogeneidade, tamanho do campo de irradiação, e da profundidade do ponto na qual a dose absorvida é determinada.

Os efeitos na distribuição da dose devido à presença de tecido de densidade ou composição diferente do tecido mole no campo de radiação, decorrem do fato de que os processos de atenuação e espalhamento dos fótons na heterogeneidade são diferentes dos que ocorrem no tecido mole. A distribuição da dose nos pontos anteriores e próximos às interfaces ar-tecido é afetada em decorrência da variação das condições de equilíbrio eletrônico, fazendo com que a região de penumbra dos feixes de radiocirurgia apresentem largos gradientes de dose e as distribuições das doses sejam modificadas.

O cálculo das distribuições das doses do algoritmo de um sistema de planejamento radiocirúrgico é efetuado a partir dos dados das medidas do fator de calibração do feixe, dos fatores de rendimento de cada cone radiocirúrgico, da relação tecido máximo e das razões de "off-axis" nas profundidades estabelecidas por cada sistema de planejamento. Este cálculo, no entanto, é baseado na suposição de que o corpo humano é homogêneo e equivalente a água.

Quando um feixe de radiação interage em um meio no qual existe a presença de cavidades de ar, ocorre uma diminuição da dose na interface anterior, devido à redução no retroespalhamento; na interface posterior, por outro lado, a dose aumenta, devido à menor atenuação sofrida na heterogeneidade (Figura 65)[71]. Assim, intensos gradientes de dose podem ser gerados, aumentando as incertezas na determinação da distribuição da dose absorvida dos planejamentos radiocirúrgicos.

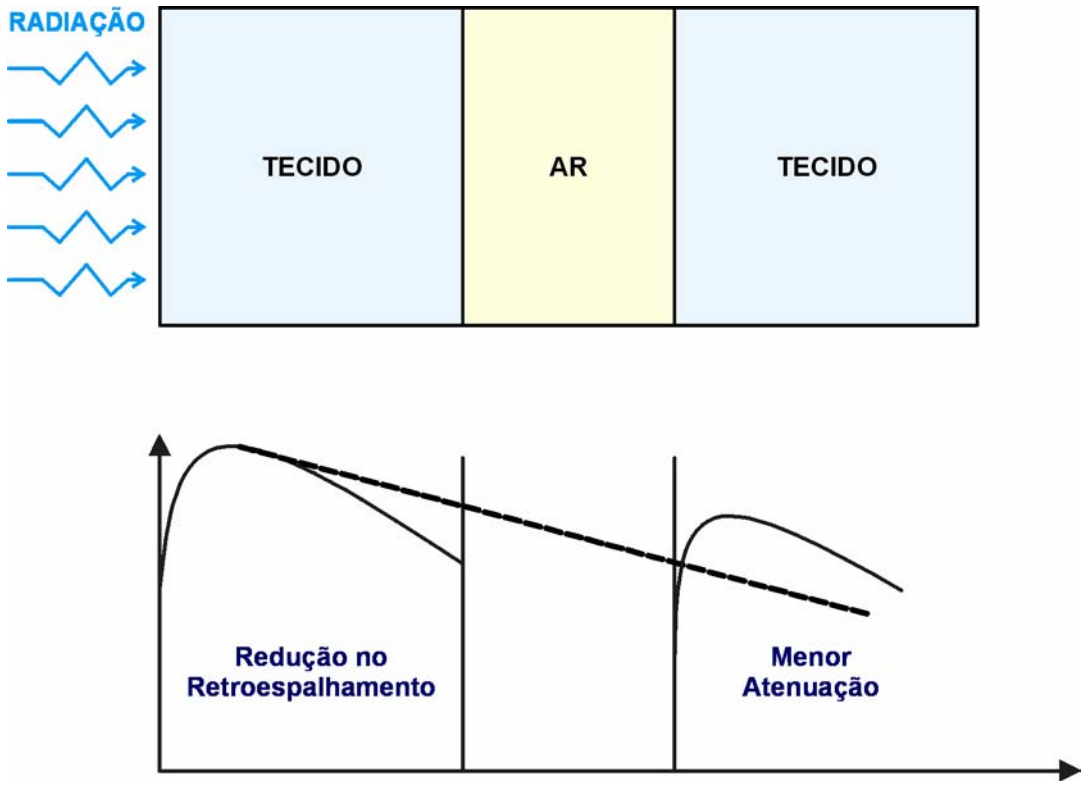



Figura 13. Variações nas distribuições das doses em regiões de interface tecido-ar e ar-tecido em feixes de fótons.

Young e Kornelsen[72] mostraram que, para um feixe de fótons de 10 MV, os perfis de dose são degradados, e as doses dentro e próximas a heterogeneidades de baixa densidade são reduzidas quando o feixe atravessa um meio como o ar. Beach et al.[73], mostraram que a sub-dosagem no volume alvo nas proximidades de não homogeneidades contendo ar aumenta com a energia do feixe e decresce com o tamanho do campo de radiação. Ekstrand e Barnes[74], observaram que a penumbra é degradada quando um feixe de raios-x de energia alta atravessa tecido pulmonar. Eles recomendaram o uso de feixes de fótons de energia de 6 MV ou menor para esses tratamentos, uma vez que a degradação é menor para feixes de energias mais baixas. A influência da não homogeneidade de ar em pequenos feixes de fótons usados em radiocirurgia, foi investigada por Solberg et al. [70] e Rustgi et al.[71].

Em todos os planejamentos de radiocirurgia, o tecido ósseo está presente, seja no caminho da radiação, seja nas proximidades do tumor. Em determinadas situações, onde o tumor pode estar localizado vizinho ou circunvizinho ao osso, a presença de osso pode

estabelecer uma situação de perturbação na dose que, se não for avaliada devidamente, pode trazer conseqüências indesejáveis para o resultado do tratamento radiocirúrgico.

Como o osso tem densidade maior que a do tecido ($\rho = 1,7$ g/cm$^3$) as regiões abaixo de espessuras de osso terão a dose profunda reduzida, uma vez que a absorção exponencial é maior no osso que no tecido. Por outro lado, no processo de produção de pares o coeficiente de atenuação de massa aumenta com o número atômico (Z). Para um feixe de fótons monoenergético de 6 MeV, o processo de produção de pares é responsável por 11% de todas as interações na água, e aumenta para 19% em alumínio, material de número atômico semelhante ao do osso[37,75]. Como conseqüência, perturbações nas doses próximas a heterogeneidades de ossos podem ser significativas.

Os resultados de estudos em interfaces de alumínio mostram que as perturbações no transporte fótons-elétrons podem levar a um substancial aumento da dose em tumores próximos a osso[75]. A presença de heterogeneidades tais como em interfaces de osso-tecido imediatamente vizinho ao volume alvo, produz uma dose não uniforme no volume irradiado[76]. Estudos em interfaces realizados com materiais equivalentes a osso (como o alumínio) têm mostrado que esses materiais perturbam os feixes de radiação e produzem regiões de super e subdosagem[77,78].

Cálculos das distribuições das doses em interfaces têm sido elaborados utilizando métodos analíticos[79,80] e simulação por Monte Carlo[79]. A compreensão de como as heterogeneidades perturbam a distribuição das doses no meio, pode produzir cálculos mais exatos e precisos no algoritmo dos sistemas de planejamento radiocirúrgicos. Tatcher et al [80] observaram um aumento de 20 a 40% na dose na interface proximal ao tecido-osso e um decréscimo de 20 a 25% na interface distal osso-tecido, em medidas realizadas em um simulador de acrílico, utilizando filmes dosimétricos em procedimentos radioterápicos.

A suposição de que o tecido no volume de tratamento tem densidade unitária pode, portanto, produzir conseqüências indesejáveis, quando aplicada em regiões de não-homogeneidades. Estudos das perturbações em interfaces, em radioterapia, foram exaustivamente avaliados na literatura. No entanto, as perturbações provocadas em feixes de radiocirurgia são bem menos conhecidas.

2.6.3. Medidas das Distribuições das Doses

O comissionamento de um acelerador linear para uso em radiocirurgia requer medidas das distribuições das doses, sob condições clínicas típicas para uma técnica particular de radiocirurgia. Estas distribuições, semelhante ao comissionamento das unidades gama, são medidas em simuladores equivalentes ao tecido para confirmar a precisão espacial e numérica da dose cedida pelo sistema de irradiação e também verificar o desempenho do sistema de planejamento do tratamento radiocirúrgico. Simuladores usados para este propósito podem ser construídos (Figura 13) ou comprados comercialmente[81,82].

Mais comumente filmes, radiográficos ou radiocrômicos, são usados como detectores de radiação na medida das distribuições das doses em radiocirurgia; porém, ocasionalmente a dosimetria termoluminescente e de sulfato de ferro ou dosimetria com polímeros gel são utilizados. Estas medidas não são fáceis de serem realizadas porque os volumes irradiados em radiocirurgia são pequenos e os gradientes de dose fora do volume alvo são muito íngremes[83]. Assim, devem ser tomados cuidados especiais quando da colocação dos dosímetros no simulador e do seu posicionamento e localização no sistema de referência do volume de tratamento e das estruturas anatômicas consideradas críticas.

Figura 14. Simuladores e acessórios construídos na Universidade McGill Montreal, Quebec, Canadá, para verificação das técnicas de localização do alvo e das medidas de distribuições das doses em radiocirurgia[10].

### 2.6.4. Precisão na Distribuição das Doses

Em radiocirurgia, como em radioterapia, a precisão da dose cedida para o alvo tem duas componentes, uma numérica e outra espacial. A exigência para a precisão numérica é semelhante a que é estabelecida na radioterapia convencional. Para radioterapia, a Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU) recomendou uma precisão global na dose cedida ao volume alvo de ± 5%, baseado em uma análise de dados da dose cedida ao tecido e da resposta biológica do tecido irradiado, e de uma avaliação de erros na dose cedida à lesão[84-86]. A precisão numérica assegura a correta aplicação da dose prescrita para se obter um resultado positivo do tratamento e facilita comparações fidedignas de prescrições e resultados de tratamento de várias instituições.

A precisão espacial da dose clínica que é cedida ao alvo é afetada por três fatores: precisão na determinação das coordenadas do alvo; precisão na dose cedida para o alvo predeterminado; e o possível movimento das estruturas do cérebro entre o tempo da localização do alvo e o tempo da irradiação. A precisão alcançada na localização do alvo, utilizando os modernos equipamentos de aquisição de imagens radiográficas em conjunto com a utilização da moldura estereotáxica, está dentro de ± 1 mm. A exigência para a precisão espacial da dose cedida ao alvo é até mesmo mais rigorosa em radiocirurgia do que na radioterapia convencional. Erros tão pequenos quanto de alguns milímetros são inaceitáveis, devido aos pequenos volumes alvo, à proximidade do alvo em relação às estruturas sensíveis do cérebro, e à dose elevada cedida em uma única sessão.

Um acelerador linear em boa condição mecânica tem uma precisão isocêntrica dentro de ± 1 mm, que é essencialmente da mesma ordem de magnitude que a precisão exigida na localização do alvo. O posicionamento de um alvo predeterminado no centro do isocentro do acelerador linear introduz a sua própria imprecisão, porque depende de meios ópticos e mecânicos para indicar a posição do isocentro no espaço. Com um bem estruturado programa de calibração do equipamento e manutenção, esta exatidão pode ser mantida dentro de uma fração de milímetro. A precisão espacial global da dose cedida ao alvo em radiocirurgia com acelerador linear é estimada em cerca de ± 2 mm. A calibração e verificação do isocentro e alvo estão estabelecidos no manual do operador *Radionics*, no protocolo AAPM (American Association of Physics in Medicine) Report N. 54 e em trabalho realizado por Tsai et al.[59,87,88].

A aceitabilidade das medidas da distribuição das doses implica que os valores medidos estão dentro de ± 1 mm e de ± 5% na precisão espacial e numérica da dose, respectivamente. Estes resultados confirmam a adequação do acelerador linear para aplicação da técnica da radiocirurgia, considerando o efeito combinado dos procedimentos e dispositivos de alinhamento dos lasers, do colimador, como também do sistema de rotação da mesa e do "gantry".

Conseqüentemente, a não conformidade de qualquer destes sistemas aos requisitos do Programa de Garantia da Qualidade do tratamento radiocirúrgico poderá acarretar erros nos cálculos da dose que é cedida à lesão e o sistema de irradiação será considerado inaceitável para a pratica da radiocirurgia. Portanto, antes do uso clínico devem ser verificados experimentalmente todos os movimentos e graus de liberdade dos sistemas responsáveis pela precisão da distribuição da dose para a técnica da radiocirurgia a ser empregada, a fim de assegurar que estes sistemas são aceitáveis para a aplicação da radiocirurgia.

### 2.7. Dose do Sistema de Planejamento Radiocirúrgico

As medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de fótons usados em radiocirurgia, têm sido documentadas cientificamente, apesar das dificuldades dosimétricas encontradas na realização das medidas. No entanto, existem poucos dados disponíveis sobre as verificações dosimétricas dos sistemas de planejamento de tratamento. Os poucos dados publicados indicam que esses métodos não são simples e as técnicas envolvidas são complexas, e que os resultados das medidas dependem do arranjo experimental. Dois métodos de verificação dosimétrica são utilizados na literatura: verificação da distribuição da dose planejada e verificação da dose cedida ao alvo[89].

A precisão na distribuição da dose depende da precisão das medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de fótons tais como, razão de "off-axis", porcentagem de dose profunda, relação tecido-máximo, fatores de rendimento, e das informações das imagens obtidas da tomografia computatorizada, do algoritmo do sistema de planejamento, e do arranjo geométrico do sistema de irradiação do paciente. A exatidão de todos estes parâmetros é importante para assegurar que, tanto o volume alvo é englobado pela linha de prescrição da isodose, como as estruturas críticas são preservadas e recebem doses de radiação não significativas do ponto de vista radioterápico.

Em radiocirurgia, uma técnica de verificação da dose administrada nos tratamentos, deve ser desenvolvida. A técnica a ser usada deve ser aplicada para todos os tamanhos de colimadores, além de ser reprodutível e fácil de implementar como rotina de um programa de garantia de qualidade dos tratamentos radiocirurgicos.

### 2.8. Controle da Qualidade

A aplicação de um programa de garantia da qualidade bem-estruturado do sistema de planejamento radiocirúrgico, é uma condição essencial para assegurar o sucesso do tratamento em radiocirurgia estereotáxica. As recomendações gerais dos protocolos para o controle de garantia da qualidade em radiocirurgia foram elaboradas por um comitê internacional de especialistas em radiocirurgia e pela AAPM Report N. 42[58,59]. As linhas gerais destes programas consistem:

(a) de uma investigação cuidadosa para garantir com exatidão a posição central do alvo, o volume alvo ou qualquer outra estrutura anatômica do paciente em termos das coordenadas estereotáxicas, a partir das coordenadas da imagem; (b) de métodos para verificar individualmente a exatidão do posicionamento do paciente (que significa posicionar o alvo no isocentro da unidade de tratamento); e (c) de procedimentos que verifiquem se a distribuição da dose liberada no paciente realmente combina com a distribuição da dose calculada e planejada, incluindo a sua localização espacial referente ao isocentro[58-60,87].

Portanto, a eficácia do tratamento radiocirúrgico depende de uma avaliação precisa de todas as possíveis fontes de incertezas, que incluem a localização da lesão pelo uso das técnicas de aquisição de imagens tridimensionais, a precisão na fixação do anel estereotáxico no crânio do paciente, o planejamento correto do tratamento, a identificação precisa do isocentro da lesão e a aplicação correta da dose prescrita[90].

As equipes responsáveis pela aplicação da radiocirurgia devem estudar as recomendações e desenvolver procedimentos para garantir a qualidade do tratamento radiocirúrgico de modo a atender os requisitos específicos para a técnica empregada, em concordância com os protocolos adotados.

# 3. METODOLOGIA

## 3.1. Equipamento de Radiocirurgia

Feixes de fótons, usados na radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, com energia nominal máxima de 6 MeV, foram gerados em dois aceleradores lineares de elétrons adaptados com colimador terciário cilíndrico da marca Radionics™ fixado com parafusos ao suporte do cabeçote do acelerador linear de elétrons (Figura 14). Colimadores adicionais, contendo uma abertura central divergente cônica (Figura 15), foram acoplados ao colimador terciário (Figura 16), para produzir campos circulares quando projetados em um plano a 100 cm do isocentro de rotação do cabeçote. Durante os procedimentos de radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, e na aquisição dos dados dosimétricos, um campo de 6x6 $cm^2$ foi ajustado nos colimadores secundários, assegurando um espalhamento constante do feixe de radiação.

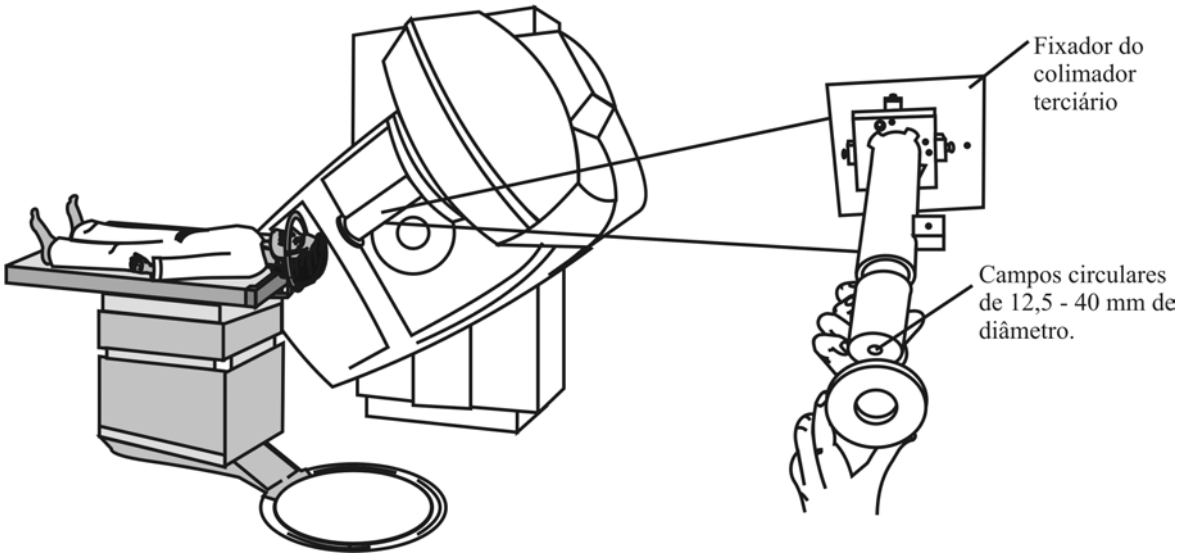



Figura 15. Acelerador linear de elétrons adaptado com sistema de radiocirurgia.

Figura 16. Colimadores padrões com abertura central divergente cônica para produzir campos circulares de radiação com diâmetros de 12,5mm - 40,0mm.

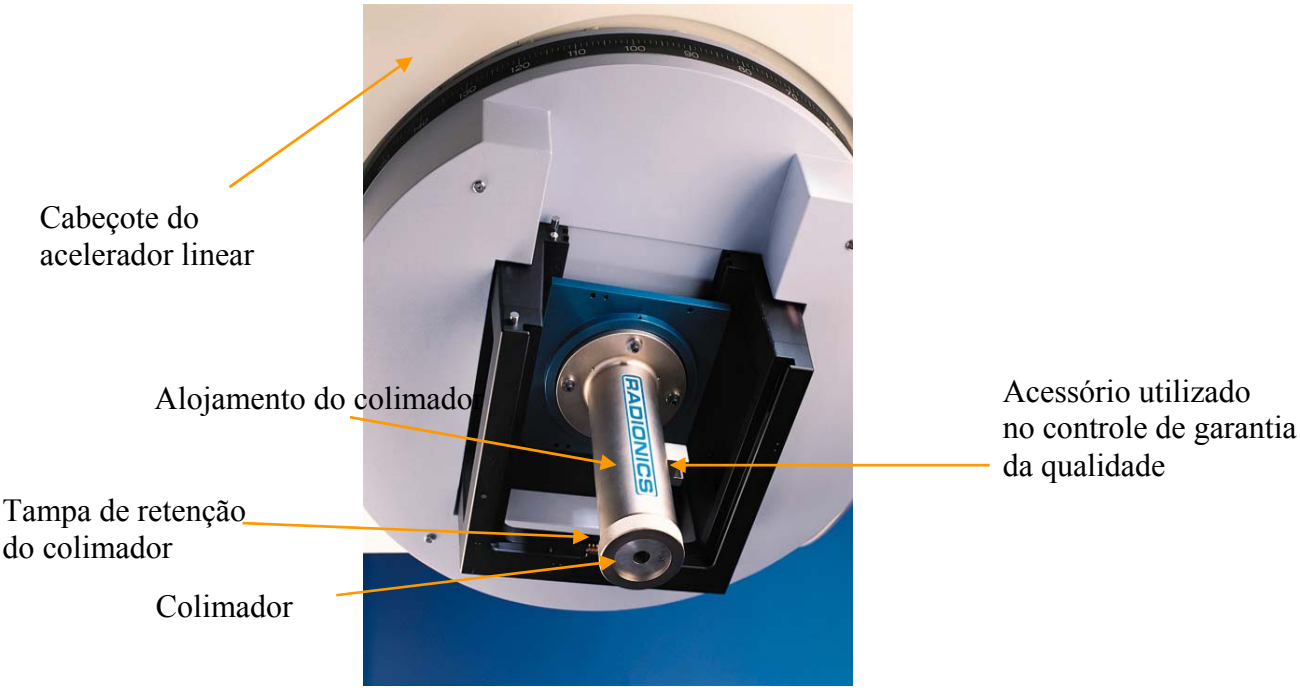



Figura 17. Colimador terciário Radionics™ fixado ao cabeçote do acelerador linear de elétrons.

### 3.2. Sistema de Irradiação dos Feixes de Radiocirurgia

Neste estudo foram utilizados feixes de fótons de 6 MV produzidos por dois sistemas de irradiação: a) acelerador linear de elétrons Mevatron MD2 fabricado pela Siemens, do Instituto do Radium de Campinas (IRC), São Paulo, com capacidade para produzir feixes de fótons com energia nominal de 6 e 15 MeV e quatro feixes de elétrons com energia nominal de 4, 6, 9 e 12 MeV. Este equipamento utiliza o sistema de radiocirurgia Radionics™ com um conjunto de 17 cones com diâmetros que variam de 5,0 mm a 50,0 mm, quando projetados a 100 cm no isocentro de rotação do cabeçote; b) acelerador linear de elétrons fabricado pela Varian Associates, EUA, modelo Clinac 600C, pertencente ao Instituto de Radioterapia Waldemir Miranda (IRWAM) da cidade do Recife, PE, que produz feixes de fótons com energia nominal de 6 MeV e utiliza o sistema de radiocirurgia da Radionics™, com diâmetros dos cones padrão que variam de 12,5 mm a 40,0 mm em incrementos de 2,5 mm, quando os feixes de radiação são projetados em um plano a 100 cm no isocentro de rotação do cabeçote.

Os cabeçotes desses equipamentos são capazes de girar 360° em torno de um isocentro localizado a 100 cm do foco de irradiação e a mesa de tratamento pode girar 90° em torno de

um isocentro, lateralmente, em duas direções. A técnica de radiocirurgia empregada no tratamento dos pacientes nesses centros, por meio do equipamento acelerador linear de elétrons, é a de múltiplos arcos convergentes não coplanares.

## 3.3. Detectores Utilizados

### 3.3.1. Câmara de Ionização de Placas Paralelas

Uma câmara de ionização de placas paralelas do tipo Markus, modelo 45324 de fabricação da PTW (Figura 16), foi utilizada nas medidas das doses relativas dos feixes de radiocirurgia. A câmara de ionização tipo Markus apresenta um volume sensível de 0,055 $cm^3$, e uma distância nominal entre os eletrodos de 2 mm (Figura 17 e 18). Na aquisição dos dados dosimétricos a câmara de ionização foi conectada ao eletrômetro modelo Farmer 35617 da Nuclear Enterprises Ltd., Beenham, England. A tensão de polarização utilizada nas medidas foi de 300V. Diversos autores têm utilizado a câmara de ionização tipo Markus na aquisição de parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia, a qual tem se mostrado inadequada para essas medidas, para diâmetros de cones muito pequenos (5,0 – 10,0 mm)[42,50].

Figura 18. Câmara de ionização de placas paralelas do tipo Markus, modelo 45324

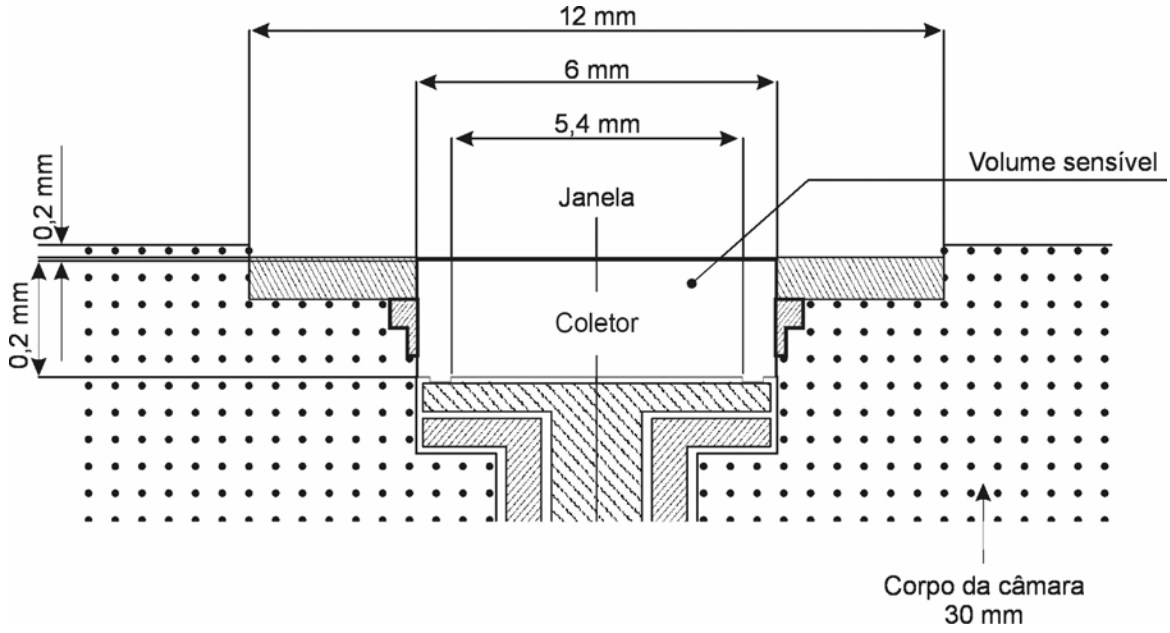



Figura 19. Diagrama esquemático da câmara de ionização modelo Markus.

### 3.3.2. Fotodiodo

Um fotodiodo, de fabricação da Scanditronix, foi utilizado na aquisição dos dados das medidas das distribuições das doses relativas dos feixes de radiocirurgia Este fotodiodo possui um volume sensível de 0,3 $mm^3$, com área sensível de 4,9 $mm^2$ e espessura de 0,06 mm. O ponto efetivo de medida está localizado a uma profundidade de 0,6 mm da sua superfície frontal. Este detector foi acoplado a um eletrômetro modelo Farmer 35617, de fabricação da Nuclear Enterprises Ltd., Beenham, England, ao qual foi conectado um multímetro, para medir o sinal da corrente produzida no fotodiodo durante a sua irradiação. As características de resolução espacial deste detector foram analisadas por Rustgi e Frye[50], que concluíram que os resultados são comparáveis às medidas feitas com dosimetria fotográfica.

### 3.3.3. Dosímetros Termoluminescentes

Embora não forneçam uma leitura direta da dose os dosímetros termoluminescentes são muito utilizados na aquisição de dados em radiocirurgia, principalmente nas medidas de dose absorvida para uma determinada técnica de tratamento radiocirúrgico. O dosímetro termoluminescente de LiF tem a vantagem de ser equivalente ao tecido. Entretanto, o seu uso é inadequado para as medidas das distribuições das doses em profundidade, pela quantidade

de medidas que são necessárias para se obter uma boa reprodutibilidade do parâmetro dosimétrico medido.

Foram utilizados dois tipos de TLD's, o LiF 100, com dimensões de 3 mm x 3mm x 1 mm e o LiF-100H da Harshaw-Bicron, Ohio, USA, que apresenta uma forma circular, de diâmetro 3,5 mm e espessura igual a 0,3 mm. Os dosímetros foram preparados para a irradiação usando o procedimento padrão especificado pela Harshaw. O sinal termoluminescente (TL) foi lido em um equipamento da Harshaw modelo 5500. Vários lotes de 20 TLD's foram seqüencialmente irradiados no acelerador linear de elétrons Mevatron MD2 da Siemens pertencente ao Instituto do Radium de Campinas, em um feixe de fótons de 6 MeV, e processados por cinco vezes. Foram selecionados para aquisição dos dados dosimétricos os dosímetros termoluminescentes cujo sinal TL apresentou em cinco medidas um desvio padrão menor ou igual a ± 2%.

3.3.4. Filmes Dosimétricos

Outra técnica dosimétrica útil para medir os parâmetros dos feixes de radiação dos pequenos campos de radiocirurgia é a densitometria com filmes. O uso de filmes radiográficos parece ser apropriado para a medida relativa das doses dos pequenos campos, como conseqüência da sua excelente resolução espacial, apesar da dosimetria com filmes exigir procedimentos de calibração e revelação relativamente complexos e controlados. É a mais eficiente técnica para as medidas de perfis e penumbra, com uma resolução melhor do que qualquer outra técnica dosimétrica. A resolução é de 1,0 mm nos sistemas analógicos e de uma fração de milímetros nos sistemas digitais. Com um cuidadoso processamento e utilizando-se filmes de boa qualidade é possível conseguir uma repetibilidade das medidas com um desvio padrão de ± 2%.

As medidas por dosimetria fotográfica foram realizadas com filmes radiográficos do tipo X-Omat V, de fabricação da Kodak, com dimensões de 15,0 cm x 28,0 cm. Para evitar problemas no processamento, os filmes foram processados e medidos simultaneamente após um período de 24 horas da realização das medidas e foram recalibrados quando da aquisição de um novo conjunto de dados dosimétricos. Na dosimetria fotográfica utilizou-se o sistema de aquisição de dados Welhoffer, versão WP-700, que emprega um scanner Vidar de 12 bits (Figura 19).

Para obter resultados mais precisos, deve-se tomar cuidados especiais ao se definir a curva característica do filme radiográfico; se possível, as medidas devem ser realizadas na porção linear da curva característica. Além de medir os parâmetros básicos dos feixes, a densitometria com filmes é usada para medir as distribuições das doses em simuladores irradiados com uma determinada técnica radiocirúrgica.

Todas as medidas foram realizadas com o eixo principal do volume sensível dos detectores orientado perpendicularmente ao feixe de radiação. O fotodiodo foi posicionado de modo a apresentar uma menor projeção ao feixe de radiação. Na dosimetria fotográfica, os filmes foram posicionados paralelamente e perpendicularmente ao feixe de radiação, sendo cada filme colocado entre blocos de PMMA (polimetacrilato de metila) (Figura 20).

Figura 20. Scanner Vidar de 12 bits utilizado na aquisição de dados dos filmes dosimétricos.

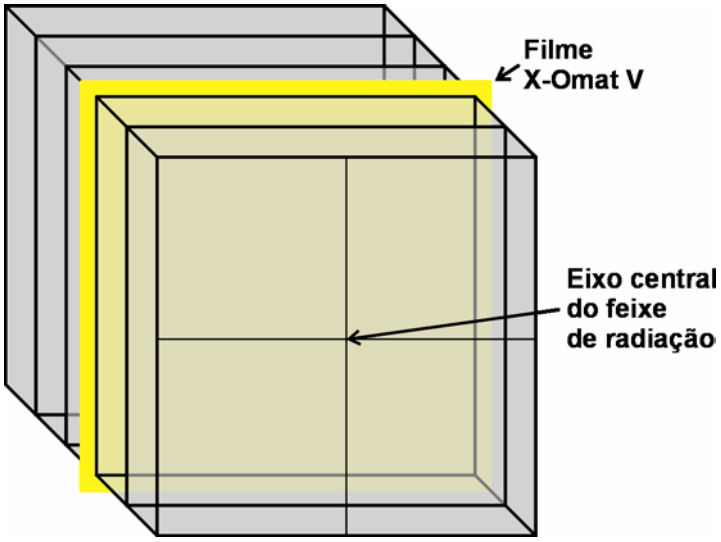



Figura 21. Diagrama esquemático das medidas realizadas com filme X-Omat V mostrando a posição dos filmes nos blocos de PMMA.

### 3.3.5. Fototransistor BPW78

A ausência do equilíbrio eletrônico lateral, a não equivalência ao tecido, e a deficiente resolução dos detectores empregados na aquisição de dados dos pequenos feixes de fótons aplicados a radiocirurgia, têm estimulado a pesquisa de novos métodos e técnicas de medida e o uso de detectores alternativos na determinação dos parâmetros dosimétricos destes tipos de feixes. Certas características dos fototransistores, como dimensões reduzidas, estado sólido, alta sensibilidade, baixa tensão de operação, e o baixo custo, sugerem o estudo da sua aplicação, a nível metrológico, para aquisição de dados dos parâmetros dosimétricos a serem utilizados no algoritmo de cálculo das distribuições das doses em planejamentos de radiocirurgia[91].

Neste trabalho procurou-se avaliar a aplicabilidade do fototransistor comercial BPW78 (Figura 21) para a aquisição dos parâmetros dosimétricos de um feixe de fótons de 6 MV aplicado à radiocirurgia, do acelerador linear de elétrons Mevatron MD2 da Siemens pertencente ao Instituto do Radium de Campinas. O fototransistor BPW78 é de fabricação planar epitaxial, tem uma área sensível menor do que 1 $mm^2$ e encapsulamento com filtro de infravermelho. O fototransistor, operado a 5 V, foi conectado a um eletrômetro do tipo flip-flop para se obter o sinal da corrente deste fotodetector quando exposto à radiação.

### 3.3.6. Eletrômetro Flip-flop

Sistemas dosimétricos são em geral constituídos de um detector de radiação e um sistema eletrônico para registro da grandeza. O detector é o dispositivo que atua como transdutor, ou seja, ele converte parte da energia da radiação incidente em uma corrente elétrica. O sistema eletrônico consiste basicamente de um amperímetro, que neste caso é conhecido como eletrômetro, por causa da ultrabaixa intensidade de corrente elétrica produzida por detectores de radiação típicos.

Eletrômetros convencionais e modernos em geral utilizam circuitos integradores, os quais são baseados em amplificadores operacionais. Neste trabalho foi utilizado um eletrômetro flip-flop que tem um princípio de funcionamento diferente dos eletrômetros típicos. Trata-se de circuito misto que tem uma realimentação análogo-digital, sem amplificador operacional na sua entrada de sinal. Um sensor de variação de campo elétrico induz um circuito multivibrador o qual realimenta o sensor e a ele próprio. Esta dupla realimentação produz uma oscilação constante na saída do circuito cuja freqüência da oscilação é linearmente proporcional à variação do campo elétrico produzido pela passagem de uma baixa intensidade de corrente elétrica pelo sensor de campo (Figura. 22). Desta forma, a medição da freqüência na saída do circuito fornece o valor da corrente elétrica que é proporcional à taxa de dose. Este sistema funciona apenas para medição de correntes bem baixas, i. e., abaixo de miliampere, caso contrário ocorre uma saturação e o sistema não oscila. Os detalhes técnicos do circuito não podem ser apresentados aqui por se tratar de uma patente de invenção e estar em fase de exame no INPI, o que exige sigilo profissional por lei.

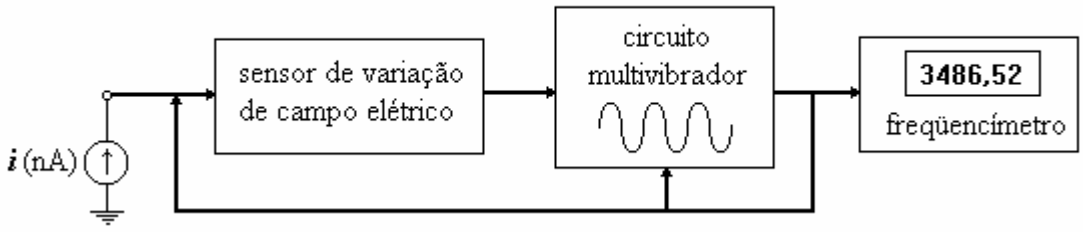



Figura 22. Diagrama de blocos do eletrômetro flip-flop.

## 3.4. Medida da Distribuição da Dose

### 3.4.1. Meios Homogêneos

Para medir a distribuição da dose dos planejamentos de radiocirurgia e radioterapia estereotáxica, relação tecido-máximo (RTM), porcentagem de dose profunda (PDP), fator de dose relativo (FR), perfis ou razão de "off-axis" (ROFA) e determinar as incertezas associadas a essas grandezas dosimétricas, foram utilizados um simulador de água e blocos de PMMA (polimetacrilato de metila) de várias espessuras, convertidos em equivalente água, sob os quais os detectores foram posicionados, de acordo com o parâmetro dosimétrico a ser medido. A profundidade de 1,5 cm foi utilizada como a profundidade de máxima dose ($d_{max}$) em todas as medidas (Figura 23).

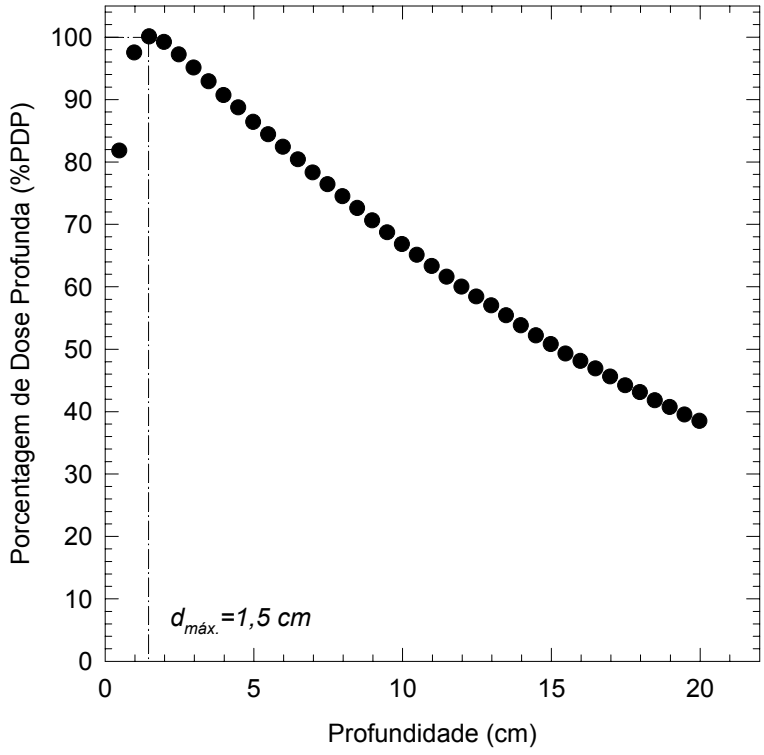



Figura 23. Profundidade de máxima dose do campo de referência (10 x 10 $cm^2$) para um feixe de fótons de 6 MV, determinada com a câmara de ionização tipo Markus.

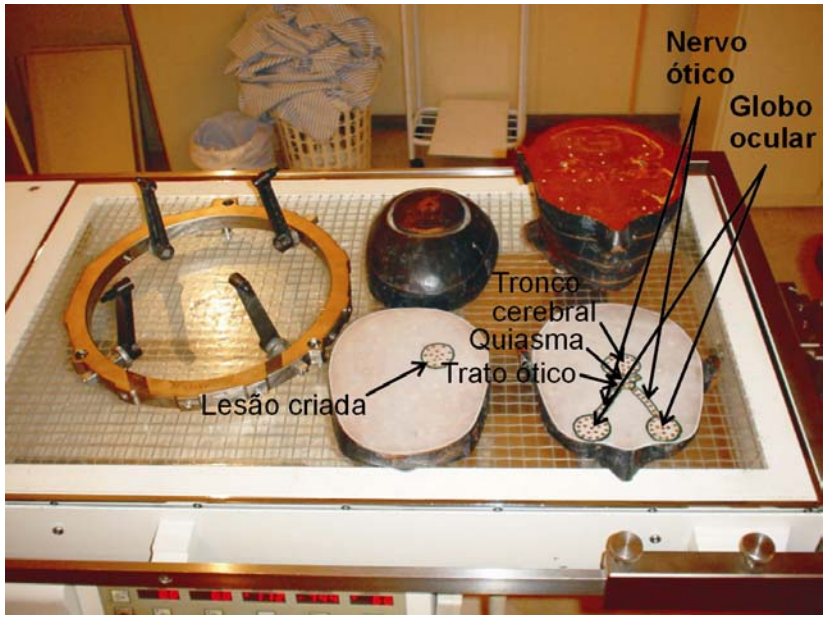
A técnica da dosimetria termoluminescente foi utilizada para medir as distribuições das doses em um simulador antropomórfico "Alderson Rando" (Figura 24), para uma

determinada técnica radiocirúrgica. Os dosímetros termoluminescentes LiF-100H foram distribuídos nas regiões anatômicas; globo ocular, nervo óptico, trato, quiasma, tronco cerebral e uma lesão que foi criada conforme mostra a Figura 25.

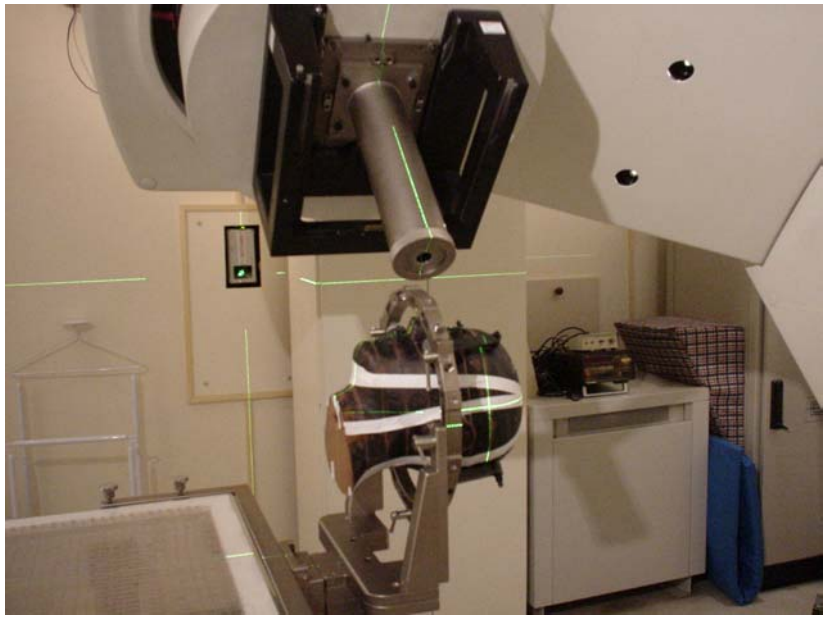
O simulador Alderson-Rando é usado para mapear a distribuição das doses em órgãos ou tecidos. Estes simuladores são construídos com esqueleto humano natural moldado em um material radiologicamente equivalente ao tecido mole; o simulador é construído com padrão de tecnologia altamente sofisticado, e seguindo as recomendações da ICRU-44[92], de modo a garantir a exatidão espacial e numérica da medida da dose.

As medidas das distribuições das doses podem ser realizadas com o uso de filmes radiográficos ou dosímetros termoluminescentes (TLD's). O mapeamento das distribuições das doses nos órgãos ou tecidos é facilitado pelo fato de ser o simulador Alderson-Rando cortado em seções de espessura igual a 2,5 cm. As seções contêm orifícios nos quais podem ser colocados dosímetros termoluminescentes para a medida da dose de radiação absorvida no simulador.

Figura 24. Simulador Alderson Rando




(a)



(b)

Figura 25. (a) Dosimetros termoluminescentes LiF-100H distribuídos nas seguintes regiões anatômicas: globo ocular, nervo óptico, trato, quiasma, tronco cerebral e lesão que foi criada. (b) Irradiação da lesão pela técnica de quatro arcos múltiplos não-coplanares.

### 3.4.2. Meios Heterogêneos

As distribuições das doses nas interfaces ar-tecido, tecido-ar e osso-tecido e tecido-osso foram avaliadas em um feixe de fótons de 6 MV de um acelerador linear de elétrons Mevatron MD2, Siemens, pertencente ao Instituto do Radium de Campinas/SP. As distribuições das doses foram medidas utilizando-se uma câmara de ionização de placas paralelas, modelo Markus, filmes radiográficos da marca Kodak X-Omat V e um simulador de tecido com 20x20cm$^2$, confeccionado em placas de PMMA, e um simulador de osso, confeccionado em placas de alumínio com 20x20cm$^2$ e espessuras de 3, 5, 10, 15 e 20mm de espessura. Bolsas ("gaps") de ar foram criadas pela inserção de espaços de 3, 5, 10, 15 e 20mm, na profundidade de máxima dose (15mm) do feixe de fótons de 6 MV . A distância foco-detector permaneceu constante e igual a 100cm em todas as medidas. O alumínio (Z = 13) foi escolhido como simulador de osso ($Z_{ef}$ = 12,3) por absorver e espalhar a radiação de modo semelhante àquele tecido. Os fatores de redução de dose (FRD) foram calculados pela razão das doses relativas medidas nas interfaces com e sem o "gap" de ar e com e sem a presença de osso. A Figura 26 ilustra o arranjo experimental do simulador utilizado nas medidas.

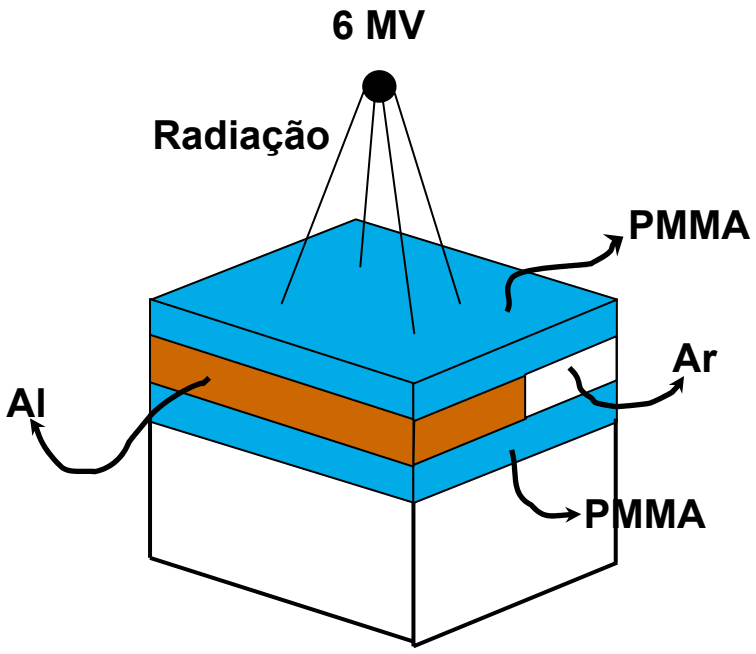



Figura 26. Arranjo experimental ilustrando a geometria das medidas em presença das interfaces, ar-tecido e osso (Al)-tecido.

## 3.5. Parâmetros Dosimétricos Envolvidos no Cálculo das Doses

### 3.5.1. Algoritmo para Cálculo da Dose

O cálculo da dose do sistema de planejamento (dose por unidade monitor) para qualquer ponto do volume considerado (Figura 27), é dado pela seguinte expressão algébrica:

$$D(s,r,d) = M \cdot FR(s) \cdot RTM(s,0,d) \cdot ROFA(s,r,d) \cdot \frac{DFI^2}{(DFI - z)^2 + x^2 + y^2} \qquad (6)$$

onde, M é a dose liberada por unidade monitor (cGy/UM) para o campo de referência 10 x 10 $cm^2$, na distância foco-isocentro (DFI) de rotação do "gantry", na profundidade de máxima dose, FR(s) é o fator de rendimento para o diâmetro de campo s, RTM (s,0,d) é o valor da relação tecido-máximo do campo s na profundidade d, e ROFA (s, r, d) é a razão de "off-axis" para o diâmetro de campo s, na distância radial r à profundidade d. O último termo da expressão corresponde à lei do inverso do quadrado da distância.

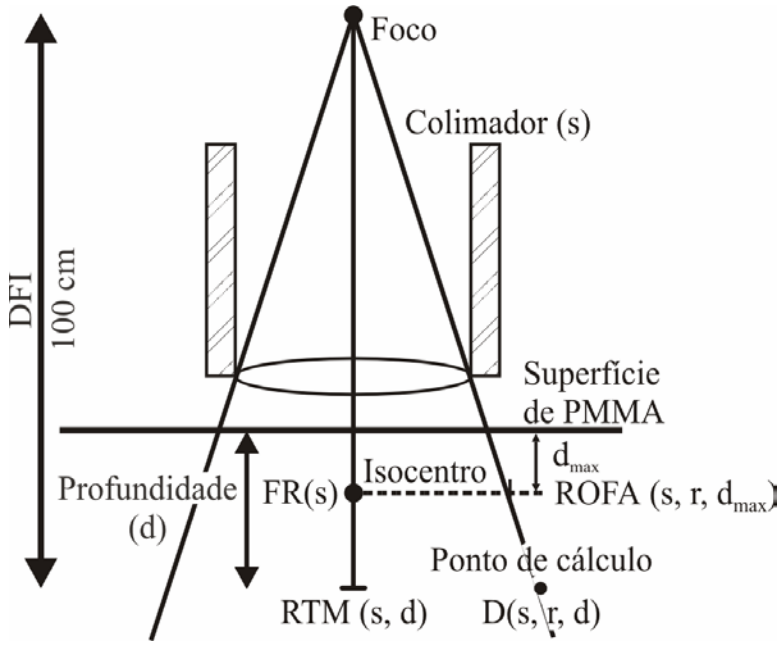



Figura 27. Diagrama para o cálculo da dose em um ponto fora do eixo central do feixe de radiação.

3.5.2. Fator de Rendimento (FR)

Os fatores de rendimento foram determinados com a câmara de ionização modelo Markus, posicionada na profundidade de dose máxima no simulador de água, a uma distância foco-isocentro de 100 cm, perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação (Figura 28). Os fatores de rendimento foram calculados de acordo com a equação:

$$FR = \frac{D(d_{\max}, s)}{D(d_{\max}, ref.)} \qquad (7)$$

onde, $D(d_{max}, s)$ é a dose relativa no eixo central, para um campo estereotáxico circular com diâmetro s na profundidade de $d_{max}$ e $D(d_{max}, ref)$ é a dose no campo de referência (10x10 $cm^2$) na mesma profundidade. Na prática, a Eq. (2) é a razão entre as leituras relativas obtidas em $d_{max}$ para cada cone de tratamento em relação ao campo de referência.

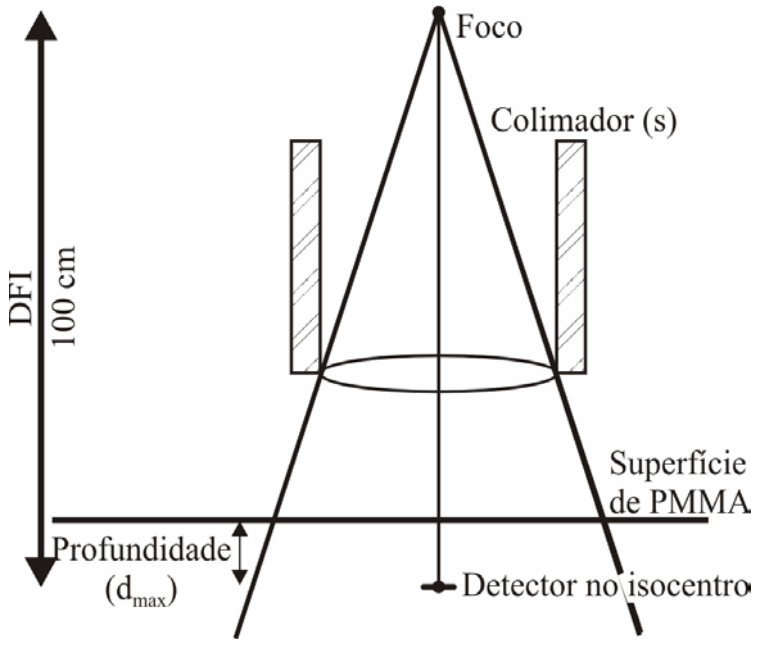



Figura 28. Diagrama esquemático para a determinação dos fatores de rendimento (FR).

### 3.5.3. Perfis do Feixe

Os perfis do feixe foram medidos com filmes radiográficos da marca Kodak X-Omat V, de um mesmo lote, expostos a doses de 70 cGy na profundidade de 5 cm da superfície do simulador de PMMA, posicionados perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, no isocentro de rotação do "gantry". A curva densitométrica (Figura 29) foi obtida expondo-se o filme a doses de 5 a 140 cGy, sendo então utilizada para converter densidade óptica em dose relativa. Os filmes foram processados por um mesmo período de tempo, depois do aquecimento da processadora e do processamento de vários filmes de radiodiagnóstico. As densidades ópticas foram obtidas nas direções radial e transversal (Figura 28) com o sistema Vidar Scan acoplado ao software Wellhofer, versão WP-700. Todos os perfis foram normalizados a 100% do valor da dose medida no eixo central do feixe de radiação.

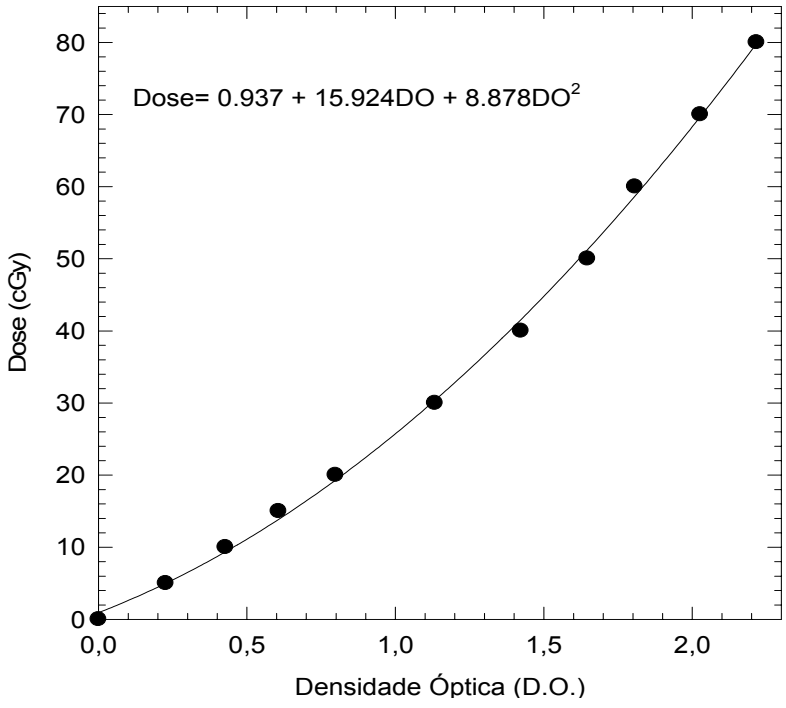



Figura 29. Curva densitométrica para relacionar densidade ótica (D.O.) em dose (cGy).

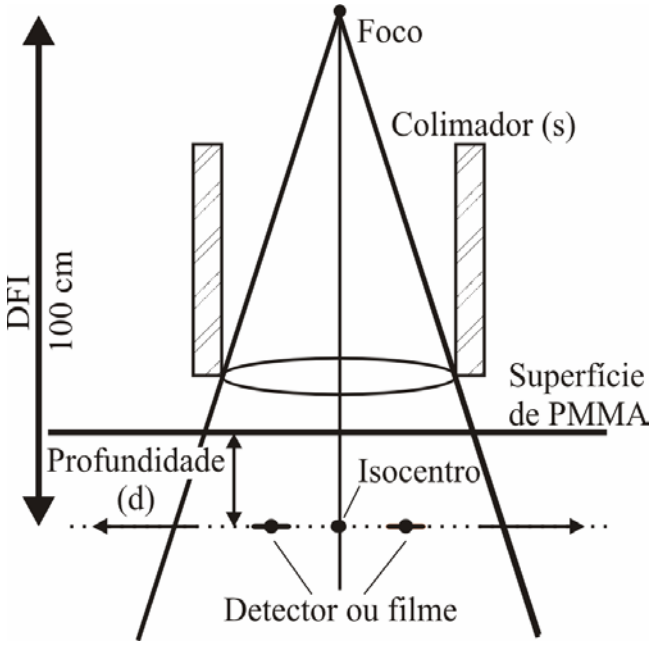



Figura 30. Diagrama esquemático para a determinação dos perfis dos feixes.

### 3.5.4. Razão de "Off-Axis" (ROFA)

A razão de "off-axis" foi obtida com filmes radiográficos da marca Kodak X-Omat V, expostos a doses de 70 cGy, posicionados perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, na profundidade de 5 cm do simulador de PMMA, a uma distância foco-isocentro de 100 cm (Figura 31). As densidades óticas foram medidas a partir do eixo central, para várias distâncias radiais (r), e convertidas para dose relativa, utilizando-se a curva densitométrica. Os resultados foram normalizados em relação ao valor da dose obtida no eixo central do feixe de radiação, utilizando-se a relação:

$$ROFA(s,r,d) = \frac{D(s,r,d)}{D(s,0,d)} \tag{8}$$

onde, D(s,r,d) é a dose relativa no campo estereotáxico s na distância radial r, à profundidade d, e D (s, 0, d) é o valor da dose no eixo central, nas mesmas condições.

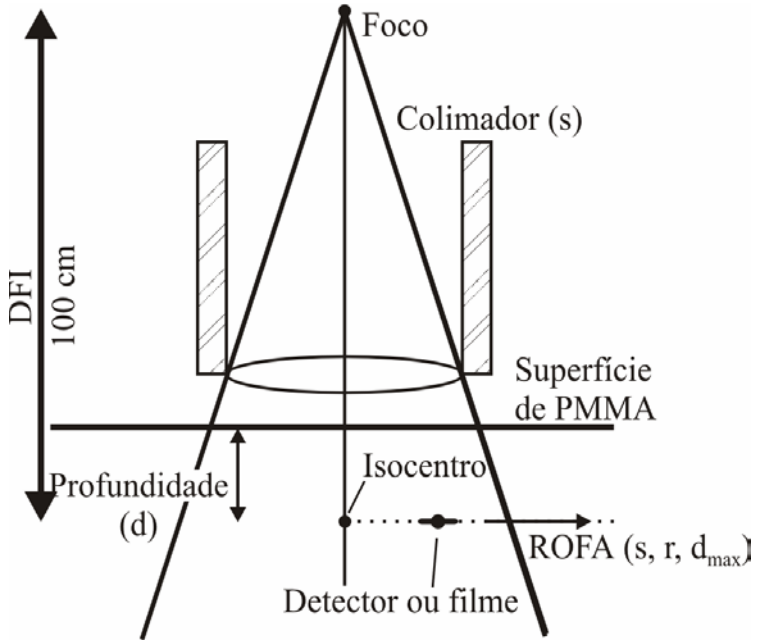



Figura 31. Diagrama esquemático para determinação da razão de "off-axis".

3.5.5. Relação Tecido-Máximo (RTM)

A relação tecido-máximo foi medida em um simulador de água com a câmara de ionização de placas paralelas, modelo Markus posicionada perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação, a uma distância foco-detector constante de 100 cm, variando-se a cada cinco exposições, a profundidade do detector em relação à superfície do simulador de 0 a 20 cm (Figura 32). Os valores da relação tecido-máximo foram determinados pela equação:

$$RTM(s,0,d) = \frac{D(s,0,d)}{D(s,0,d_{\max})} \tag{9}$$

onde, D (s, 0, d) é o valor da dose relativa na profundidade d, para o campo s no eixo central, e D (s, 0, $d_{max}$) é o valor da dose relativa nas mesmas condições, na profundidade de dose máxima. Os valores da RTM foram normalizados para a profundidade de 1,5 cm, para todos os diâmetros de cone.

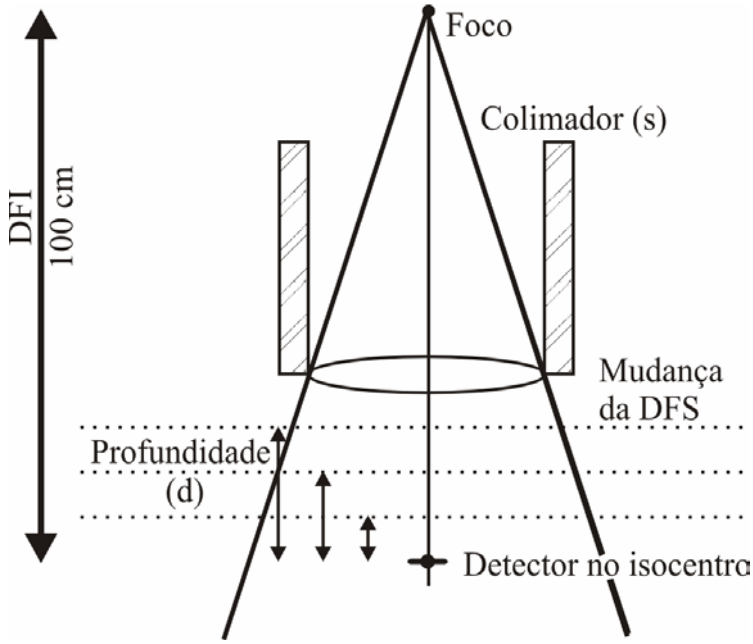



Figura 32. Diagrama esquemático para determinação da relação tecido-máximo (RTM).

3.5.6. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A variação da dose em profundidade foi medida em um simulador de PMMA, com câmara de ionização Markus e fotodiodo, posicionados no eixo central do feixe de radiação a 1,5 cm da superfície do simulador, em incrementos de 2,5 cm, no eixo central do feixe. Todas as medidas foram normalizadas a 100% na profundidade de dose máxima do campo de referência, e a porcentagem de dose profunda (PDP) foi determinada de acordo com a equação:

$$PDP(s,0,d) = \frac{D(s,0,d)}{D(s,0,d_{\max})} \tag{10}$$

onde, D (s, 0, d) é o valor da dose relativa medida no campo de diâmetro s, a uma profundidade d no eixo central, e D (s, 0, $d_{max}$) é a dose medida nas mesmas condições, mas na profundidade de dose máxima do campo de referência. Na determinação da porcentagem de dose profunda, a distância fonte superfície (DFS) se mantém constante, variando-se apenas a distância foco-detector (Figura 33).

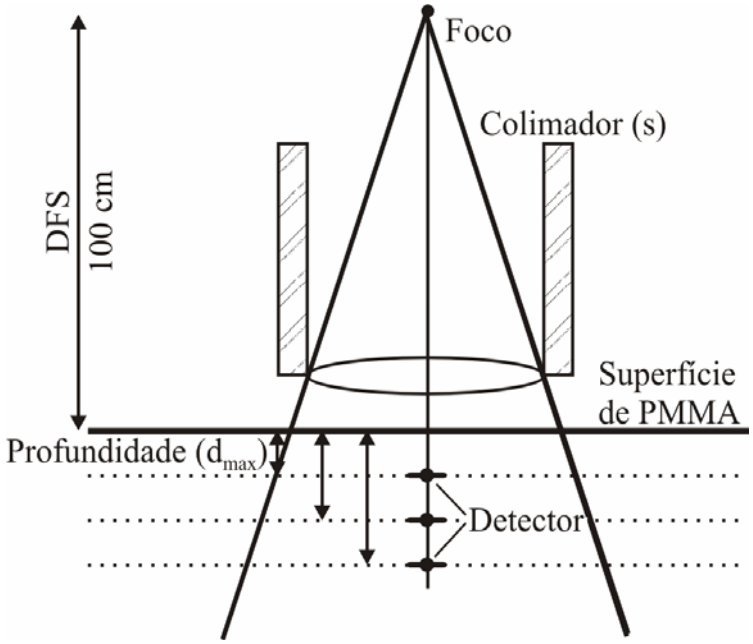



Figura 33. Diagrama esquemático para determinação da porcentagem de dose profunda (PDP).

# 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

## 4.1. Fator de Rendimento

A Tabela 1 apresenta os fatores de rendimento medidos nos aceleradores lineares Mevatron MD2 da Siemens e Clinac 600C da Varian, para os vários diâmetros de cones, juntamente com os dados de outras publicações. Os dados correspondem a feixes de fótons de 6 MV de modelos ou tipos de aceleradores lineares de diferentes fabricantes.

Os dados apresentados mostram que os fatores de rendimento, medidos no acelerador linear Mevatron MD2 com a câmara de ionização do tipo Markus e com o fotodiodo, com o colimador secundário ajustado em 6x6 $cm^2$, divergem em 3,4 % para os cones de diâmetros iguais ou superiores a 17,5 mm. No entanto, para os cones de diâmetros iguais a 12,5 e 15,0 mm, estas variações foram de 6,8% e 12%, respectivamente. Rustgi e Frye[50] encontraram variações percentuais iguais ou menores do que 7,6% para os diâmetros de cone de 12,5 a 40,0 mm, quando determinados com a câmara de ionização Markus e fotodiodo, com abertura do colimador secundário igual a 5x5 $cm^2$.

Os fatores de rendimento do Mevatron MD2 determinados neste trabalho e os obtidos por Rustgi e Frye[50] com a câmara de ionização Markus e com o fotodiodo apresentaram uma divergência de 1,3% e 3%, respectivamente. Considerando os dados de Serago et al.[42], com o colimador secundário ajustado em 6x6$cm^2$, observa-se uma variação de 2%, para os fatores de rendimento obtidos com o fotodiodo. Entretanto, os valores obtidos por Fan et al[48] com o colimador secundário ajustado em 6x6$cm^2$ apresentaram uma variação de 7% e 5,6% e de 5,4% e 3,7% em relação aos dados obtidos no Mevatron MD2 e aos dados apresentados por

Rustgi e Frye[50], referentes às medidas realizadas com a câmara Markus e fotodiodo, respectivamente.

Tabela 1. Fatores de rendimento determinados com diferentes tipos de detectores nos aceleradores lineares Mevatron MD2 e Clinac 600C, normalizados para o campo de referência 10x10cm$^2$, comparados com dados de outras publicações.

| Cone (mm) | Mevatron MD2 | | | Serago et al[42]. | Clinac 600C | Fan et al[48]. | Rustgi e Frye[50] | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | TLD | Câmara Markus | Fotodiodo | | | | Câmara Markus | Fotodiodo | Detector Diamante |
| 5,0 | 0,555 | 0,252 | 0,816 | - | - | 0,670 | - | - | - |
| 7,5 | - | 0,523 | 0,877 | - | - | 0,830 | - | - | - |
| 10,0 | 0,840 | 0,712 | 0,900 | 0,900 | - | 0,890 | - | - | - |
| 12,5 | - | 0,819 | 0,921 | - | 0,875 | 0,875 | 0,830 | 0,893 | 0,805 |
| 15,0 | 0,963 | 0,870 | 0,929 | 0,910 | 0,893 | 0,909 | 0,877 | 0,915 | 0,854 |
| 17,5 | - | 0,904 | 0,935 | - | 0,914 | 0,895 | 0,902 | 0,929 | 0,893 |
| 20,0 | 0,969 | 0,915 | 0,937 | 0,920 | 0,924 | 0,915 | 0,924 | 0,937 | 0,912 |
| 22,5 | - | 0,927 | 0,914 | - | 0,933 | 0,913 | 0,935 | 0,942 | 0,931 |
| 25,0 | 0,969 | 0,936 | 0,943 | 0,930 | 0,941 | 0,933 | 0,942 | 0,946 | 0,940 |
| 27,5 | - | 0,940 | 0,947 | - | 0,947 | 0,922 | 0,948 | 0,948 | 0,942 |
| 30,0 | 0,969 | 0,944 | 0,947 | 0,940 | 0,948 | 0,943 | 0,947 | 0,951 | 0,945 |
| 32,5 | - | 0,944 | 0,950 | - | 0,952 | 0,936 | 0,957 | 0,953 | 0,951 |
| 35,0 | 0,968 | 0,947 | 0,951 | 0,940 | 0,954 | 0,947 | 0,953 | 0,954 | 0,953 |
| 37,5 | - | 0,950 | 0,952 | - | 0,956 | 0,935 | 0,954 | 0,955 | 0,953 |
| 40,0 | 0,967 | 0,950 | 0,953 | 0,950 | 0,958 | 0,936 | 0,953 | 0,957 | 0,956 |
| 45,0 | - | 0,953 | 0,956 | - | - | - | - | - | - |
| 50,0 | 0,968 | 0,956 | 0,955 | - | - | - | - | - | - |

Por outro lado, os fatores de rendimento determinados com TLD's e fotodiodo, divergiram em 3,6%, para os diâmetros de cone de 15,0 a 50,0 mm, sendo que essa variação foi de 7,1% para o cone de diâmetro igual a 10,0 mm.

Desde que os detectores de diamante e fotodiodos possuem um volume sensível muito pequeno, os fatores de rendimento determinados com esses detectores devem aproximar-se do valor verdadeiro. Assim sendo, considerando os fatores de rendimento determinados no Mevatron MD2 e aqueles obtidos por Rustgi e Frye[50] com o detector de diamante, verifica-se

que as variações percentuais nos fatores de rendimento são inferiores a 6,7% e 5,4 %, quando comparados com os dados medidos com a câmara de ionização Markus e fotodiodo, respectivamente.

A Figura 34 apresenta os valores dos fatores de rendimento medidos no Mevatron MD2 e no Clinac 600C, bem como os dados obtidos por Rustgi e Frye[50] com a câmara de ionização do tipo Markus, para os cones de 12,5 a 40,0mm. As maiores variações percentuais encontradas foram de 6,4% para o Mevatron MD2 e 5,4% para o Clinac 600C, para o cone de 12,5mm, sendo inferiores a 2,5% para os demais cones, normalizados para o campo de referência de 10x10cm$^2$.

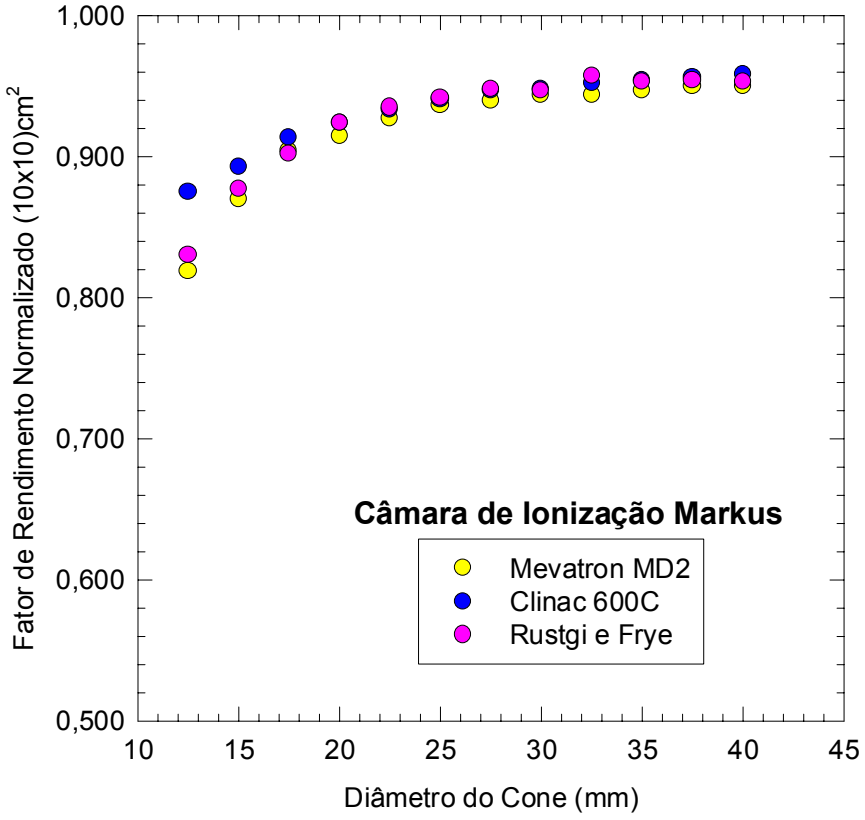



Figura 34. Fatores de rendimento medidos com a câmara de ionização do tipo Markus, no acelerador linear Mevatron MD2 e no Clinac 600C, comparados com os valores obtidos por Rustgi e Frye[50].

Com o objetivo de verificar se os fatores de rendimento eram afetados pela mudança da abertura do colimador secundário, modificou-se o ajuste do colimador, de 6x6cm$^2$, que é o valor utilizado nos tratamentos radiocirúrgicos, para 5x5cm$^2$, 8x8cm$^2$ e 10x10cm$^2$. As variações encontradas, decorrentes dessas mudanças, são apresentadas nas Tabelas 2 e 3 para o Mevatron MD2 e Clinac 600C, para alguns diâmetros de cones selecionados.

Tabela 2. Influência da abertura dos colimadores secundários do Mevatron MD2 no rendimento relativo, normalizado para o campo de referência de 10x10cm$^2$, para os diferentes tamanhos de cones.

| Cone (mm) | Colimador 6x6cm$^2$ | Colimador 5x5cm$^2$ | Colimador 8x8cm$^2$ | Colimador 10x10cm$^2$ |
|---|---|---|---|---|
| 5,0 | 0,816 ± 0,002 | 0,810 ± 0,002 (0,7) | 0,819 ± 0,001 (0,4) | 0,821 ± 0,003 (0,6) |
| 10,0 | 0,900 ± 0,003 | 0,886 ± 0,002 (1,6) | 0,896 ± 0,003 (0,4) | 0,898 ± 0,001 (0,2) |
| 12,5 | 0,921 ± 0,001 | 0,903 ± 0,001 (2,0) | 0,919 ± 0,002 (0,2) | 0,921 ± 0,002 (0,0) |
| 15,0 | 0,929 ± 0,001 | 0,911 ± 0,002 (2,0) | 0,934 ± 0,001 (0,5) | 0,938 ± 0,001 (1,0) |
| 20,0 | 0,937 ± 0,002 | 0,919 ± 0,002 (2,0) | 0,946 ± 0,002 (1,0) | 0,950 ± 0,002 (1,4) |
| 25,0 | 0,943 ± 0,003 | 0,921 ± 0,002 (2,4) | 0,955 ± 0,001 (1,3) | 0,961 ± 0,003 (1,9) |
| 30,0 | 0,947 ± 0,001 | 0,925 ± 0,001 (2,4) | 0,957 ± 0,003 (1,0) | 0,965 ± 0,002 (1,9) |
| 35,0 | 0,951 ± 0,001 | 0,928 ± 0,003 (2,5) | 0,963 ± 0,002 (1,2) | 0,971 ± 0,002 (2,1) |
| 40,0 | 0,953 ± 0,002 | 0,930 ± 0,002 (2,5) | 0,963 ± 0,003 (1,0) | 0,971 ± 0,001 (1,9) |
| 45,0 | 0,956 ± 0,001 | 0,932 ± 0,001 (2,6) | 0,969 ± 0,001 (1,3) | 0,976 ± 0,002 (2,0) |
| 50,0 | 0,955 ± 0,001 | 0,932 ± 0,002 (2,5) | 0,969 ± 0,001 (1,4) | 0,975 ± 0,001 (2,1) |

* Os valores em parênteses representam as diferenças percentuais em relação ao colimador com abertura de 6 x 6 cm$^2$ .

Tabela 3. Influência da abertura dos colimadores secundários do Clinac 600C no rendimento relativo, normalizado para o campo de referência de 10x10cm$^2$, para os diferentes tamanhos de cones.

| Cone (mm) | Colimador 6x6cm$^2$ | Colimador 5x5cm$^2$ | Colimador 8x8cm$^2$ | Colimador 10x10cm$^2$ |
|---|---|---|---|---|
| 12,5 | 0,875 ± 0,001 | 0,859 ± 0,002 (1,9) | 0,881 ± 0,003 (0,7) | 0,881 ± 0,003 (0,7) |
| 15,0 | 0,893 ± 0,003 | 0,887 ± 0,001 (0,7) | 0,934 ± 0,001 (4,4) | 0,898 ± 0,001 (0,6) |
| 20,0 | 0,924 ± 0,002 | 0,915 ± 0,002 (1,0) | 0,933 ± 0,002 (1,0) | 0,936 ± 0,003 (1,3) |
| 25,0 | 0,941 ± 0,001 | 0,931 ± 0,003 (1,1) | 0,954 ± 0,002 (1,4) | 0,959 ± 0,002 (1,9) |
| 30,0 | 0,948 ± 0,002 | 0,942 ± 0,001 (0,6) | 0,961 ± 0,002 (1,4) | 0,975 ± 0,001 (2,8) |
| 35,0 | 0,954 ± 0,003 | 0,948 ± 0,002 (0,6) | 0,968 ± 0,001 (1,4) | 0,979 ± 0,001 (2,6) |
| 40,0 | 0,958 ± 0,001 | 0,946 ± 0,002 (1,3) | 0,969 ± 0,001 (1,1) | 0,978 ± 0,001 (2,0) |

* Os valores em parênteses representam as diferenças percentuais em relação ao colimador com abertura de 6 x 6 cm$^2$ .

Os resultados mostram que os valores dos fatores de rendimento são afetados pela mudança da abertura do colimador secundário, devido à contribuição da radiação espalhada, que aumenta com a abertura do colimador secundário. As variações percentuais encontradas com relação à abertura do colimador secundário ajustado em 6x6cm$^2$ para o Clinac 600C foram sempre inferiores a 2,9%, à exceção do cone de diâmetro de 15 mm (variação de 4,4%), para uma abertura do colimador igual a 8x8 cm$^2$. Assim, o valor de 1,4% para o cone de 35 mm, medido no Clinac 600C, indica que o fator de rendimento é 1,4% maior com a abertura do colimador secundário ajustado em 8x8 cm$^2$ do que em 6x6 cm$^2$. Para o Mevatron MD2, as variações percentuais encontradas foram sempre inferiores a 2,7%.

A Figura 35 apresenta os fatores de rendimento medidos com a câmara de ionização do tipo Markus, e colimador secundário ajustado em 6x6 cm$^2$, para o Clinac 600C. Os resultados encontrados estão de acordo com os dados publicados, à exceção das diferenças acima de 3,2% apresentadas em relação aos dados de Rustgi e Frye[50] (5,4%) e aos de Prasad et al[34] (6,6%), para o cone de 12,5 mm de diâmetro[34,48,50,64].

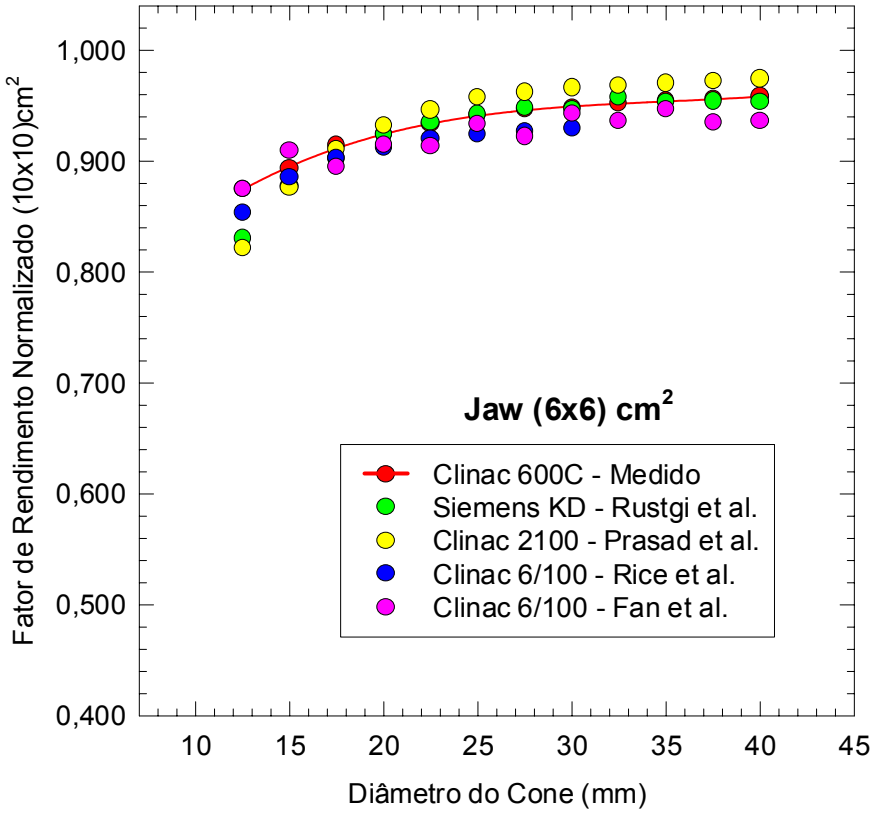



Figura 35. Fatores de rendimento medidos no Clinac 600C para vários diâmetros de cone, com abertura do colimador secundário (jaw) ajustada em 6x6cm$^2$, comparados com dados de outras publicações.

A Figura 36 apresenta os fatores de rendimento determinados com o colimador secundário ajustado para 5x5cm$^2$. Os resultados obtidos no Clinac 600C, apresentam uma variação de até 2,6% em relação aos dados do Lahey Clinical[93], Rustgi e Frye[50] e Serago et al.[42]; entretanto, para os cones de diâmetros iguais a 12,5 e 15 mm, as variações foram de 3,7% e 2,6% respectivamente, em relação aos dados de Rustgi e Frye[50] e Serago et al.[42], demonstrando que as diferentes aberturas dos colimadores secundários modificam os valores dos fatores de rendimento, conforme os dados apresentados nas Tabelas II e III. Pode-se observar também, que os dados obtidos com a câmara de ionização do tipo Markus estão de acordo com as exigências dosimétricas para os cones de diâmetros iguais ou superiores a 12,5mm.

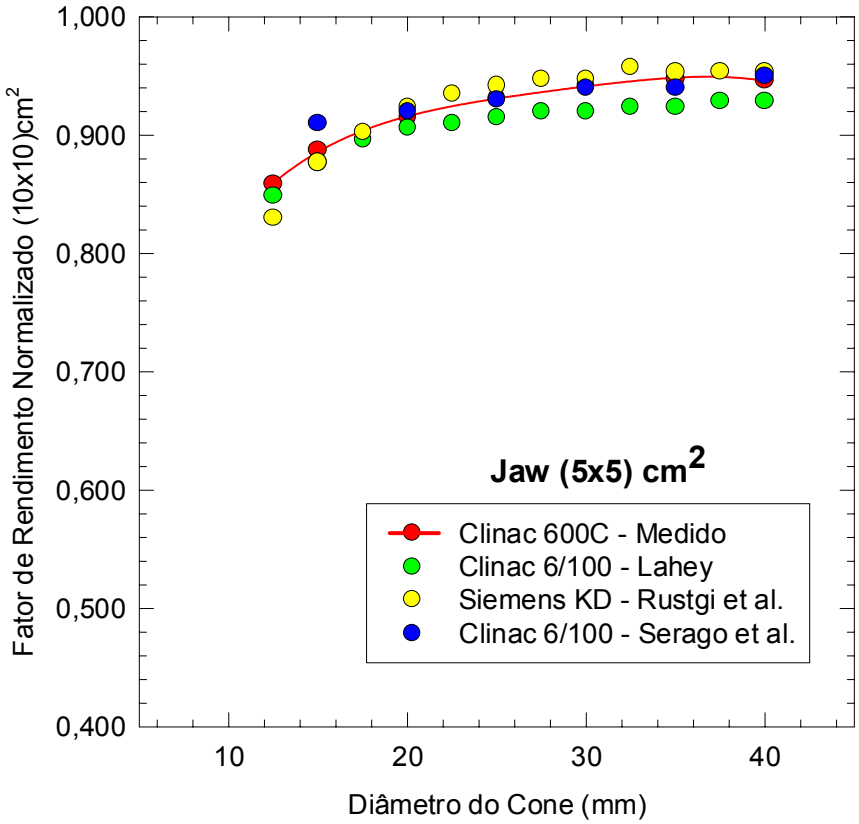



Figura 36. Fatores de rendimento medidos no Clinac 600C para vários diâmetros de cone, com abertura do colimador secundário (jaw) ajustada em 5x5cm$^2$, comparados com dados de outras publicações.

Serago et al.[42] estudaram o efeito do ajuste do colimador secundário no fator de rendimento, variando a abertura do colimador de 5x5 para 10x10 cm$^2$. Para um feixe de fótons de 6 MV, eles encontraram que a maior diferença percentual no fator de rendimento devido à abertura do colimador era de 3,3% para o cone de maior diâmetro (36,5 mm). Os autores verificaram ainda que essa variação era de 1% para diâmetros inferiores a 24 mm. Serago et al.[42] pesquisaram também o efeito de dois tipos de colimadores estereotáxicos (cerrobend e tungstênio), sobre os fatores de rendimento. A maior diferença encontrada nos fatores de rendimento medidos em dois diferentes tipos de colimadores, para feixes de diâmetro de 12,5 a 40 mm, foi de 1,5%, para o cone de diâmetro igual a 12,5mm.

Considerando os dados dos fatores de rendimento obtidos neste trabalho nos aceleradores lineares Mevaton MD2 e Clinac 600C com a câmara de ionização Markus, para

o cone de diâmetro de 12,5 mm, a diferença encontrada foi de 6,8%, para o mesmo tipo de colimador secundário (*cerrobend*) de diâmetro igual a 12,5 mm. Quando medidos com dois tipos de detectores, câmara Markus e fotodiodo essa diferença foi de 5,3%.

Os resultados mostram que diferentes tipos de detectores utilizados na aquisição dos dados dos fatores de rendimento dos feixes de radiocirurgia podem resultar em respostas diferentes, em termos do parâmetro dosimétrico medido. Isto se deve a diferenças na resolução, dimensões, dependência energética e à não equivalência ao tecido entre outras, apresentadas pelos diferentes tipos de detectores.

Verifica-se também que os fatores de rendimento medidos apresentam diferenças em relação aos diferentes tipos e modelos de aceleradores lineares, particularmente para diâmetros de cones pequenos, provavelmente como resultado das diferenças nos perfis dos feixes e dos filtros achatadores característicos dos diferentes aceleradores lineares.

### 4.2. Porcentagem de Dose Profunda

As porcentagens de dose profunda dos cones de radiocirurgia foram avaliadas utilizando a câmara de ionização do tipo Markus e o fotodiodo. As curvas de isodose, por outro lado, foram obtidas com filmes dosimétricos. A Tabela IV apresenta os valores das porcentagens de dose profunda, representativas de um conjunto simplificado de cones de tratamento radiocirúrgico, obtidos experimentalmente no acelerador linear Mevatron MD2.

A variação percentual média encontrada entre as medidas ficou em torno de 0,8% na maioria das profundidades, estando a maior diferença (2,4%) nas profundidades de 2,5 cm e 20,0 cm, para os cones de diâmetros iguais a 10,0 mm e 30,0mm, respectivamente.

As curvas de isodoses foram obtidas posicionando-se o filme dosimétrico paralelamente ao feixe de radiação. Os resultados destas medidas são apresentados na Figura 37 para um conjunto simplificado de cones radiocirúrgicos. Medidas das porcentagens de dose profunda também foram realizadas colocando-se o filme dosimétrico perpendicular ao feixe de radiação, em diversas profundidades. Esses valores são apresentados na Figura 38, juntamente com os dados da Tabela IV, obtidos com a câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo, para alguns cones de tratamento radiocirúrgico.

Os resultados da Figura 38 mostram que as medidas das doses em profundidade realizadas com os filmes do tipo Kodak X-Omat V diferem em aproximadamente 5% com relação à câmara de ionização do tipo Markus e ao fotodiodo. As diferenças são mais acentuadas em profundidades maiores, pois este tipo de filme apresenta dependência energética que se acentua a profundidades maiores, devido à presença de fótons espalhados com energias mais baixas.

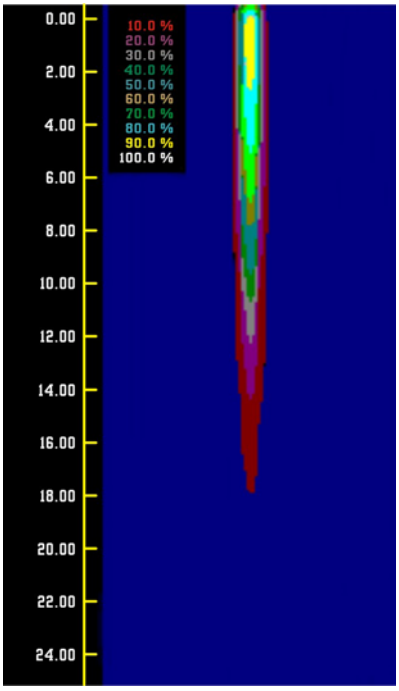
Pode-se observar que a câmara de ionização do tipo Markus surpreendentemente apresenta uma boa concordância nas respostas com os demais detectores, mesmo em feixes muito pequenos, contrariando Heydarian et al.[40] que afirmaram que a câmara de ionização do tipo Markus não poderia ser utilizada para as medidas de doses em profundidade em pequenos campos de radiação. A razão para isto é que feixes de fótons de pequeno diâmetro não cobrem por inteiro o volume sensível do detector, e assim uma proporção maior da câmara é irradiada à medida que se aumenta a profundidade.

É importante notar que a resposta do fotodiodo é menor com a diminuição do tamanho do campo. Isto pode ser atribuído tanto a uma redução nos fótons espalhados de energias baixas, causando uma diminuição da resposta do fotodiodo, como à não equivalência do silício à água.

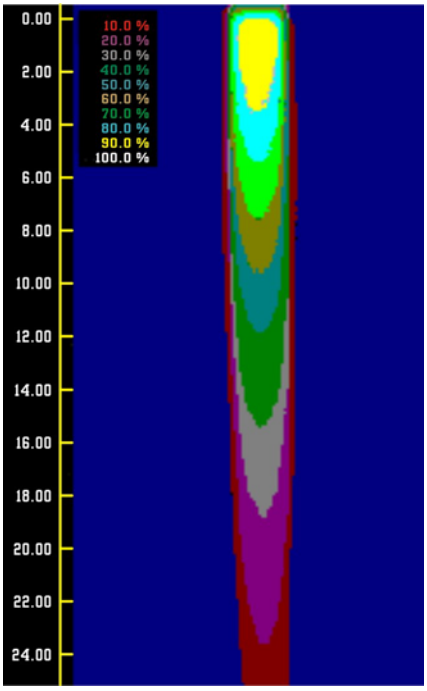
Tabela 4. Porcentagem de dose profunda de um conjunto simplificado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2.

| Prof. (cm) | DIÂMETRO DO CONE | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | ϕ 10,0 mm | | | ϕ 20,0 mm | | | ϕ 30,0 mm | | | ϕ 40,0 mm | | | ϕ 50,0 mm | | |
| | Câmara Markus | Fotodiodo | Δ (%) | Câmara Markus | Fotodiodo | Δ (%) | Câmara Markus | Fotodiodo | Δ (%) | Câmara Markus | Fotodiodo | Δ (%) | Câmara Markus | Fotodiodo | Δ (%) |
| 1,5 | 100,0 | 100,0 | 0,0 | 100,0 | 100,0 | 0,0 | 100,0 | 100,0 | 0,0 | 100,0 | 100,0 | 0,0 | 100,0 | 100,0 | 0,0 |
| 2,5 | 94,6 | 92,4 | 2,4 | 95,0 | 93,3 | 1,8 | 95,3 | 94,0 | 1,4 | 96,2 | 94,6 | 1,7 | 96,4 | 95,0 | 1,5 |
| 5,0 | 80,7 | 79,1 | 2,0 | 81,1 | 80,1 | 1,2 | 81,7 | 81,0 | 0,9 | 82,8 | 81,8 | 1,2 | 83,4 | 82,4 | 1,2 |
| 7,5 | 68,9 | 67,7 | 1,8 | 69,2 | 68,7 | 0,7 | 70,0 | 69,8 | 0,3 | 71,3 | 70,7 | 0,8 | 72,1 | 71,5 | 0,8 |
| 10,0 | 58,8 | 57,9 | 1,6 | 59,1 | 58,9 | 0,3 | 60,0 | 60,2 | 0,3 | 61,4 | 61,2 | 0,3 | 62,4 | 62,0 | 0,6 |
| 12,5 | 50,2 | 49,5 | 1,4 | 50,4 | 50,6 | 0,4 | 51,5 | 51,9 | 0,8 | 52,9 | 52,9 | 0,0 | 53,9 | 53,8 | 0,2 |
| 15,0 | 42,8 | 42,4 | 0,9 | 43,0 | 43,4 | 0,9 | 44,1 | 44,7 | 1,3 | 45,6 | 45,7 | 0,2 | 46,7 | 46,7 | 0,0 |
| 17,5 | 36,6 | 36,3 | 0,8 | 36,7 | 37,2 | 1,3 | 37,8 | 38,5 | 1,8 | 39,3 | 39,5 | 0,5 | 40,4 | 40,5 | 0,2 |
| 20,0 | 31,2 | 31,0 | 0,6 | 31,3 | 31,9 | 1,9 | 32,4 | 33,2 | 2,4 | 33,8 | 34,2 | 1,2 | 34,9 | 35,2 | 0,9 |

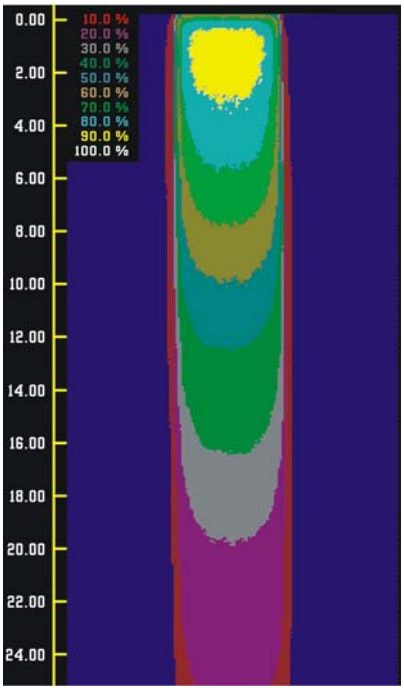
Observa-se também que o filme dosimétrico apresenta uma melhor concordância com a câmara de ionização do tipo Markus para os diâmetros de cones maiores enquanto que, para o fotodiodo, isto ocorre para diâmetros de cones muito pequenos.



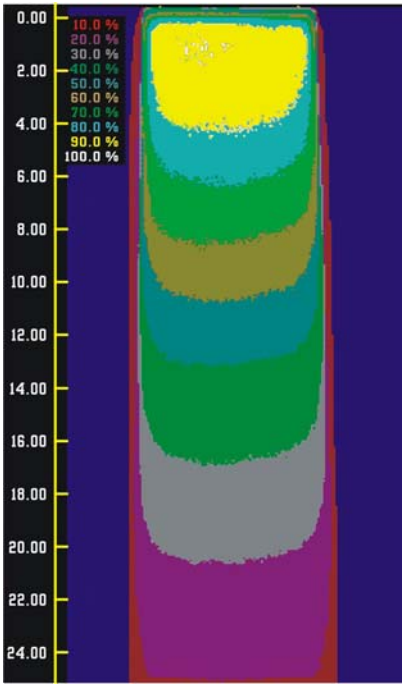

Cone 5,0mm




Cone 15,0mm




Cone 25,0mm




Cone 50,0 mm

Figura 37. Curvas de isodoses de um conjunto de cones radiocirúrgicos obtidas com filmes Kodak X-Omat V para o feixe de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2.

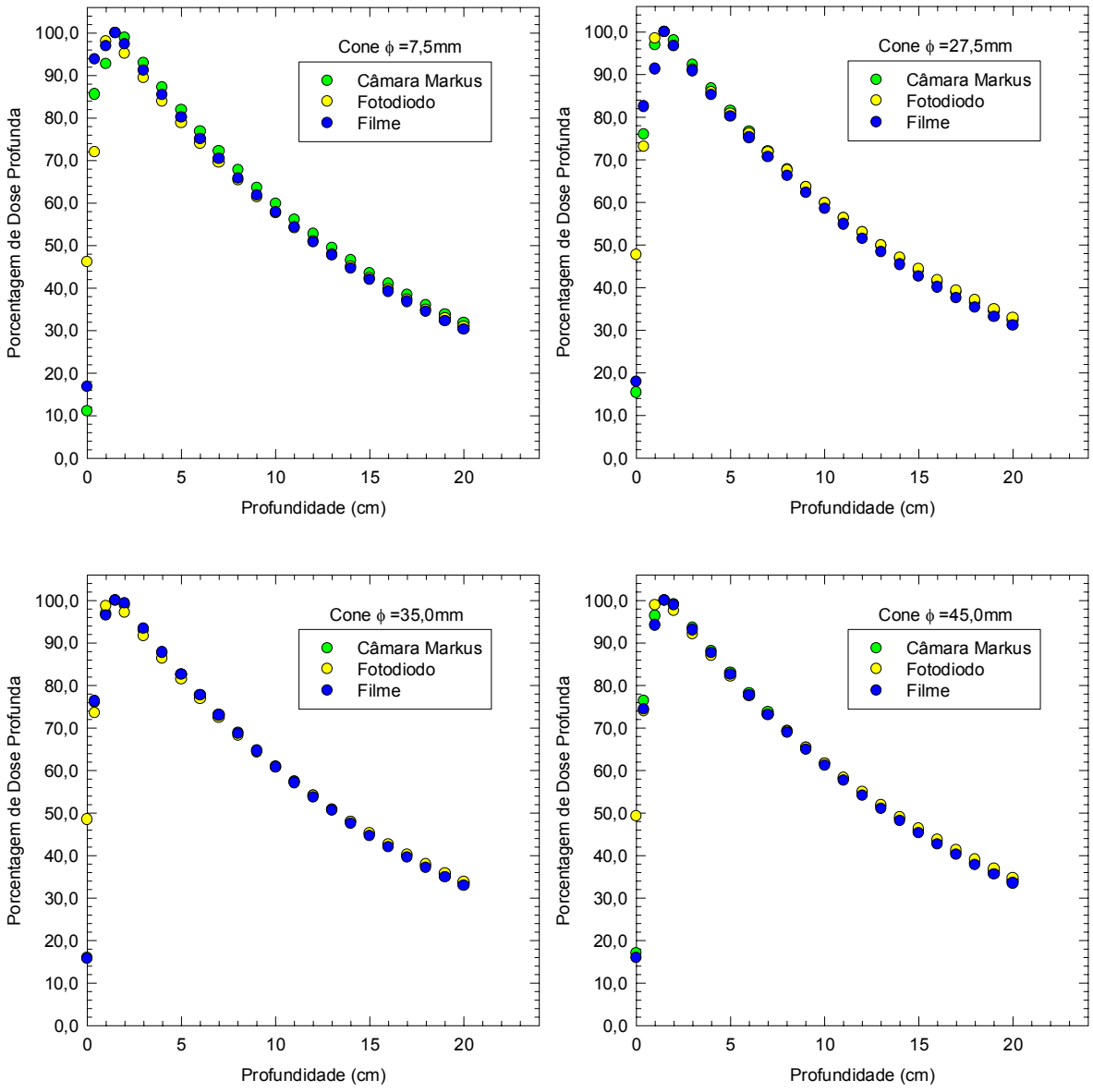



Figura 38. Curvas de porcentagem de dose profunda obtidas com filmes Kodak X-Omat V, câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo no acelerador linear Mevatron MD2 para o feixe de fótons de 6 MV e um conjunto de diâmetros de cones selecionados.

### 4.3. Relação Tecido-Máximo

As relações tecido-máximo medidas nos feixes de fótons de 6MV dos aceleradores lineares Mevatron MD2, com a câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo, e no Clinac 600C, com a câmara de ionização do tipo Markus, nas profundidades de 0 a 20 cm, são apresentadas nas Figuras 39 a 41, para um conjunto de cones selecionados. A profundidade de

máxima dose ($d_{max}$) utilizada como de referência para os diversos cones de tratamento foi considerada constante e localizada a 1,5 cm da superfície do simulador.

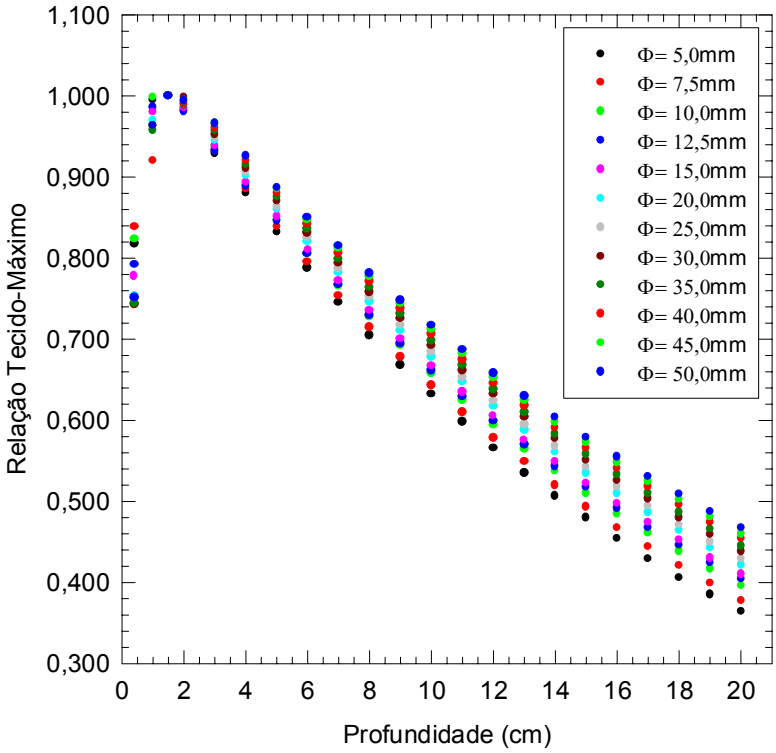



Figura 39. Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2, medidas com a câmara de ionização do tipo Markus.

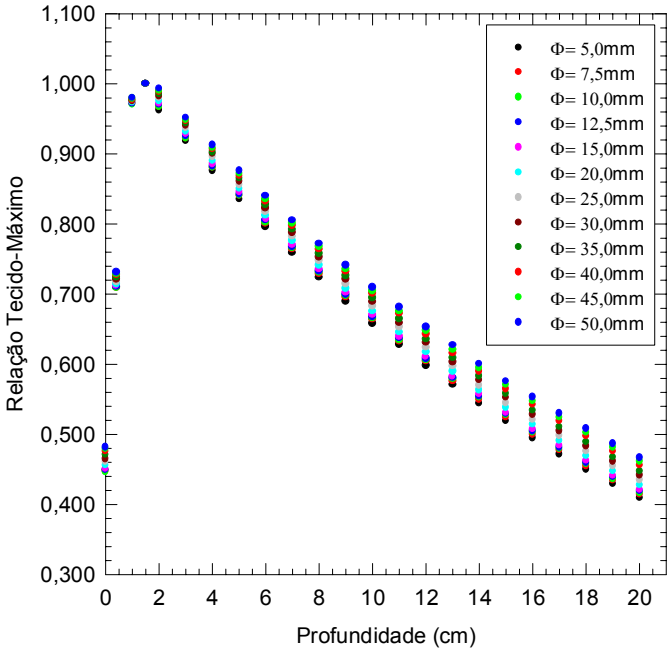



Figura 40. Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2, medidas com o fotodiodo.

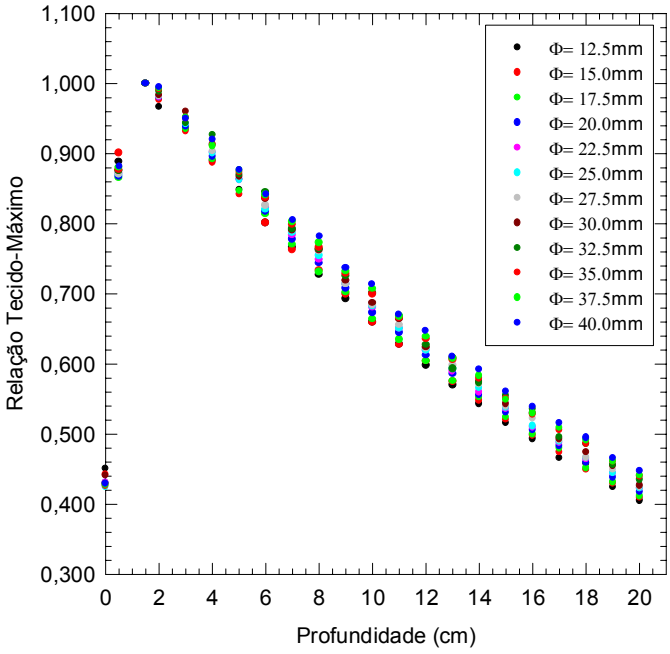



Figura 41. Relações tecido-máximo para um conjunto selecionado de cones radiocirúrgicos para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Clinac 600C, medidas com a câmara de ionização do tipo Markus.

Os dados obtidos mostram que os valores das RTM's nas profundidades anteriores à região de "build-up" tendem a decrescer com o aumento do diâmetro do cone, enquanto que, para profundidades maiores, esses valores aumentam com o aumento do tamanho do cone, o que está de acordo com os dados de outras publicações[35,42]. Em geral, grandes cones apresentam maiores valores da RTM, como conseqüência de uma maior contribuição da radiação espalhada.

As variações da RTM determinadas no acelerador linear Mevatron MD2 com o fotodiodo, entre os campos de 5,0 mm e 50,0 mm de diâmetro, foram de 5% a 5 cm de profundidade, 7% a 10 cm de profundidade , e 9% à profundidade de 20 cm. Quando obtidas com a câmara de ionização Markus estas variações foram de 6%, 8% e 12%, respectivamente, entre os cones de 12,5mm a 50,0mm. As variações são maiores, neste caso, uma vez que as dimensões da câmara de ionização do tipo Markus não atendem às exigências dosimétricas para os diâmetros de cones radiocirúrgicos muito pequenos (5,0 a 10,0mm), subestimando esses valores, conforme pode ser observado pelos dados apresentados nas Figuras 39 a 41. Com relação aos dados obtidos no Clinac 600C com a câmara de ionização do tipo Markus, estas variações foram de 3% a 5cm de profundidade, 8% a 10 cm de profundidade, e 10% à profundidade de 20 cm.

Para as mesmas profundidades, Fan et al.[48] utilizando cones de 5,0mm a 40,0mm de diâmetro, e Serago et al.[42] , utilizando cones de 12,5mm a 40,0mm de diâmetro, encontraram variações da ordem de 4%, 7% e 12% , e de 4%, 8% e 10%, respectivamente. As diferenças apresentadas podem ser atribuídas tanto às diferentes profundidades de normalização, quanto às geometrias do colimador secundário empregadas nas determinações dos valores das relações tecido-máximo. De acordo com a AAPM[64] **(**Report N. 54) as variações nos valores das RTM's em relação ao diâmetro do cone em grandes profundidades são da ordem de 10%, para feixes de fótons de 6 MV e diâmetros de cones até 40,0mm.

Os valores das RTM's obtidos experimentalmente com a câmara de ionização do tipo Markus, fotodiodo e filmes X-Omat V, foram ajustados por uma função da forma:

$$RTM(s,d) = A(s) \cdot e^{-\mu(s) d} \qquad (11)$$

onde, A(s) e μ(s) são os parâmetros de ajuste dos dados medidos para o cone de diâmetro s nas diversas profundidades d do simulador. Esses valores são apresentados nas Tabelas V e 6 para o acelerador linear Mevatron MD2 e na Tabela VII para o Clinac 600C.

A Figura 42 apresenta as curvas das relações tecido-máximo de um conjunto de cones selecionados medidas com a câmara de ionização do tipo Markus e calculadas pelas equações de ajuste dos dados obtidos no Clinac 600C. As variações percentuais máximas encontradas foram sempre inferiores a 1%.

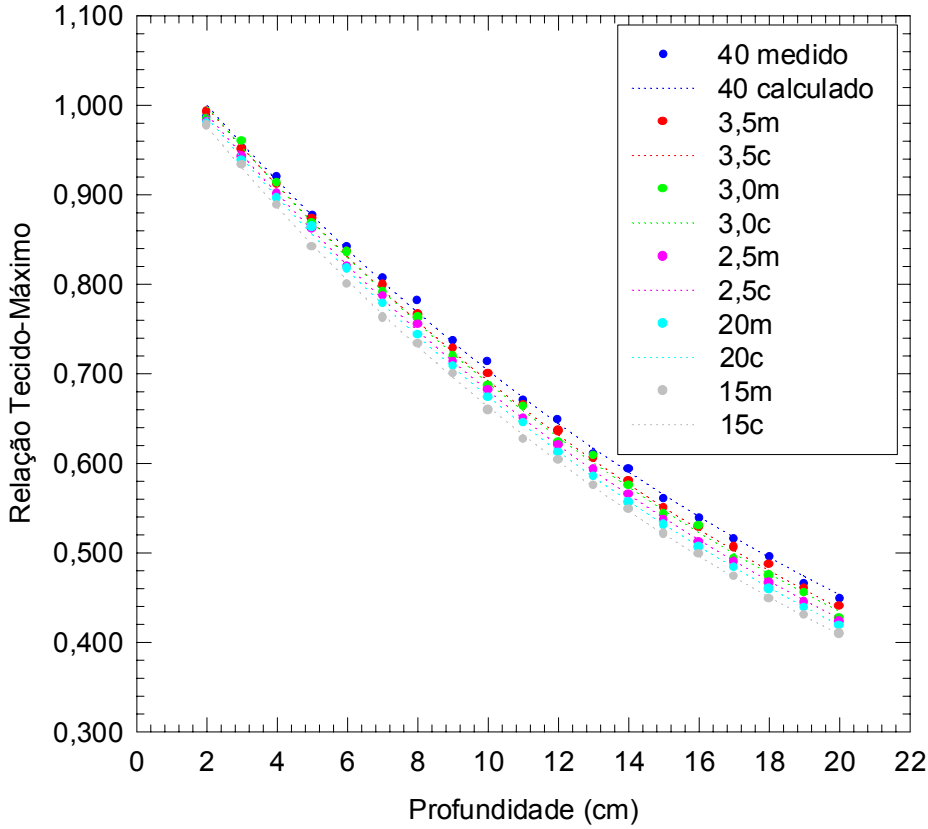



Figura 42. Curvas das relações tecido-máximo medidas com a câmara de ionização do tipo Markus para o Clinac 600C e calculadas pela equação de ajuste.

Tabela 5. Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com o fotodiodo no acelerador linear Mevatron MD2.

| Prof. | DIÂMETRO DO CONE (mm) | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| (cm) | 5,0 | 7,5 | 10,0 | 12,5 | 15,0 | 17,5 | 20,0 | 22,5 | 25,0 | 27,5 | 30,0 | 32,5 | 35,0 | 37,5 | 40,0 | 45,0 | 50,0 |
| 0,0 | 0,461 | 0,453 | 0,461 | 0,453 | 0,441 | 0,429 | 0,429 | 0,430 | 0,426 | 0,429 | 0,442 | 0,427 | 0,427 | 0,426 | 0,426 | 0,407 | 0,408 |
| 0,5 | 0,934 | 0,928 | 0,888 | 0,924 | 0,899 | 0,867 | 0,867 | 0,870 | 0,862 | 0,868 | 0,874 | 0,872 | 0,874 | 0,876 | 0,877 | 0,839 | 0,840 |
| 1,5 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| 2,0 | 0,976 | 0,977 | 0,984 | 0,987 | 0,987 | 0,988 | 0,989 | 0,990 | 0,991 | 0,996 | 0,995 | 0,991 | 0,992 | 0,993 | 0,991 | 0,999 | 0,995 |
| 3,0 | 0,937 | 0,934 | 0,941 | 0,946 | 0,950 | 0,954 | 0,953 | 0,960 | 0,958 | 0,956 | 0,965 | 0,963 | 0,956 | 0,960 | 0,963 | 0,969 | 0,969 |
| 4,0 | 0,899 | 0,890 | 0,894 | 0,901 | 0,908 | 0,912 | 0,916 | 0,912 | 0,913 | 0,928 | 0,925 | 0,920 | 0,920 | 0,929 | 0,928 | 0,938 | 0,935 |
| 5,0 | 0,855 | 0,848 | 0,851 | 0,861 | 0,862 | 0,866 | 0,874 | 0,879 | 0,878 | 0,883 | 0,882 | 0,884 | 0,883 | 0,890 | 0,889 | 0,905 | 0,901 |
| 6,0 | 0,817 | 0,807 | 0,811 | 0,821 | 0,824 | 0,828 | 0,840 | 0,837 | 0,837 | 0,836 | 0,854 | 0,851 | 0,854 | 0,858 | 0,857 | 0,867 | 0,870 |
| 7,0 | 0,786 | 0,771 | 0,781 | 0,783 | 0,791 | 0,785 | 0,792 | 0,797 | 0,799 | 0,807 | 0,808 | 0,810 | 0,813 | 0,816 | 0,815 | 0,828 | 0,833 |
| 8,0 | 0,748 | 0,735 | 0,754 | 0,752 | 0,748 | 0,755 | 0,763 | 0,762 | 0,767 | 0,772 | 0,778 | 0,777 | 0,779 | 0,780 | 0,782 | 0,798 | 0,800 |
| 9,0 | 0,718 | 0,699 | 0,714 | 0,716 | 0,715 | 0,721 | 0,727 | 0,728 | 0,723 | 0,737 | 0,743 | 0,741 | 0,745 | 0,748 | 0,754 | 0,764 | 0,766 |
| 10,0 | 0,683 | 0,668 | 0,685 | 0,684 | 0,690 | 0,691 | 0,694 | 0,696 | 0,702 | 0,705 | 0,704 | 0,711 | 0,716 | 0,716 | 0,720 | 0,734 | 0,734 |
| 11,0 | 0,662 | 0,641 | 0,660 | 0,658 | 0,656 | 0,654 | 0,664 | 0,661 | 0,672 | 0,676 | 0,678 | 0,677 | 0,686 | 0,686 | 0,689 | 0,702 | 0,706 |
| 12,0 | 0,633 | 0,614 | 0,631 | 0,624 | 0,629 | 0,629 | 0,636 | 0,638 | 0,643 | 0,644 | 0,646 | 0,648 | 0,650 | 0,658 | 0,664 | 0,676 | 0,671 |
| 13,0 | 0,602 | 0,585 | 0,605 | 0,595 | 0,593 | 0,606 | 0,604 | 0,601 | 0,611 | 0,610 | 0,617 | 0,620 | 0,624 | 0,632 | 0,637 | 0,644 | 0,650 |
| 14,0 | 0,568 | 0,562 | 0,580 | 0,569 | 0,569 | 0,573 | 0,579 | 0,575 | 0,584 | 0,584 | 0,591 | 0,595 | 0,595 | 0,602 | 0,604 | 0,616 | 0,617 |
| 15,0 | 0,556 | 0,532 | 0,552 | 0,545 | 0,542 | 0,542 | 0,551 | 0,551 | 0,560 | 0,561 | 0,560 | 0,570 | 0,573 | 0,581 | 0,578 | 0,591 | 0,589 |
| 16,0 | 0,523 | 0,507 | 0,532 | 0,519 | 0,521 | 0,524 | 0,527 | 0,532 | 0,531 | 0,534 | 0,541 | 0,542 | 0,541 | 0,551 | 0,557 | 0,568 | 0,574 |
| 17,0 | 0,506 | 0,480 | 0,502 | 0,500 | 0,493 | 0,505 | 0,500 | 0,501 | 0,510 | 0,517 | 0,513 | 0,519 | 0,525 | 0,526 | 0,530 | 0,541 | 0,548 |
| 18,0 | 0,481 | 0,465 | 0,481 | 0,476 | 0,473 | 0,478 | 0,481 | 0,482 | 0,489 | 0,493 | 0,495 | 0,496 | 0,494 | 0,504 | 0,508 | 0,522 | 0,523 |
| 19,0 | 0,460 | 0,446 | 0,465 | 0,453 | 0,456 | 0,454 | 0,464 | 0,460 | 0,468 | 0,468 | 0,469 | 0,478 | 0,479 | 0,484 | 0,484 | 0,491 | 0,502 |
| 20,0 | 0,442 | 0,425 | 0,454 | 0,434 | 0,436 | 0,440 | 0,443 | 0,444 | 0,448 | 0,451 | 0,454 | 0,460 | 0,458 | 0,460 | 0,463 | 0,478 | 0,480 |

Tabela 6. Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com a câmara de ionização modelo Markus no acelerador linear Mevatron MD2.

| Prof. | DIÂMETRO DO CONE (mm) | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| (cm) | 5,0 | 7,5 | 10,0 | 12,5 | 15,0 | 17,5 | 20,0 | 22,5 | 25,0 | 27,5 | 30,0 | 32,5 | 35,0 | 37,5 | 40,0 | 45,0 | 50,0 |
| 0,0 | 0,449 | 0,448 | 0,447 | 0,449 | 0,451 | 0,454 | 0,456 | 0,459 | 0,461 | 0,463 | 0,465 | 0,468 | 0,471 | 0,474 | 0,476 | 0,479 | 0,482 |
| 0,4 | 0,711 | 0,710 | 0,709 | 0,711 | 0,712 | 0,714 | 0,715 | 0,717 | 0,718 | 0,719 | 0,721 | 0,722 | 0,724 | 0,726 | 0,727 | 0,729 | 0,731 |
| 1,0 | 0,973 | 0,972 | 0,971 | 0,972 | 0,973 | 0,974 | 0,974 | 0,975 | 0,975 | 0,976 | 0,976 | 0,977 | 0,977 | 0,978 | 0,978 | 0,979 | 0,980 |
| 1,5 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| 2,0 | 0,963 | 0,967 | 0,967 | 0,970 | 0,972 | 0,975 | 0,976 | 0,979 | 0,980 | 0,981 | 0,983 | 0,985 | 0,986 | 0,988 | 0,989 | 0,990 | 0,993 |
| 3,0 | 0,919 | 0,923 | 0,923 | 0,925 | 0,928 | 0,931 | 0,932 | 0,935 | 0,937 | 0,938 | 0,941 | 0,942 | 0,944 | 0,946 | 0,947 | 0,949 | 0,952 |
| 4,0 | 0,876 | 0,880 | 0,881 | 0,883 | 0,886 | 0,889 | 0,890 | 0,894 | 0,896 | 0,897 | 0,900 | 0,902 | 0,903 | 0,906 | 0,907 | 0,909 | 0,913 |
| 5,0 | 0,835 | 0,840 | 0,841 | 0,843 | 0,846 | 0,849 | 0,850 | 0,854 | 0,856 | 0,858 | 0,861 | 0,863 | 0,865 | 0,867 | 0,869 | 0,872 | 0,876 |
| 6,0 | 0,796 | 0,801 | 0,802 | 0,805 | 0,807 | 0,811 | 0,812 | 0,816 | 0,818 | 0,820 | 0,823 | 0,826 | 0,828 | 0,830 | 0,833 | 0,835 | 0,840 |
| 7,0 | 0,759 | 0,764 | 0,766 | 0,768 | 0,771 | 0,774 | 0,776 | 0,780 | 0,782 | 0,784 | 0,788 | 0,790 | 0,792 | 0,795 | 0,798 | 0,801 | 0,805 |
| 8,0 | 0,724 | 0,729 | 0,731 | 0,733 | 0,736 | 0,740 | 0,741 | 0,745 | 0,748 | 0,750 | 0,753 | 0,756 | 0,758 | 0,761 | 0,764 | 0,768 | 0,772 |
| 9,0 | 0,690 | 0,696 | 0,698 | 0,700 | 0,702 | 0,706 | 0,708 | 0,712 | 0,715 | 0,717 | 0,721 | 0,723 | 0,726 | 0,729 | 0,732 | 0,736 | 0,741 |
| 10,0 | 0,658 | 0,664 | 0,666 | 0,668 | 0,670 | 0,674 | 0,676 | 0,680 | 0,683 | 0,686 | 0,689 | 0,692 | 0,695 | 0,698 | 0,701 | 0,705 | 0,710 |
| 11,0 | 0,628 | 0,633 | 0,635 | 0,637 | 0,640 | 0,644 | 0,646 | 0,650 | 0,653 | 0,656 | 0,659 | 0,662 | 0,665 | 0,668 | 0,672 | 0,676 | 0,681 |
| 12,0 | 0,598 | 0,604 | 0,606 | 0,608 | 0,611 | 0,615 | 0,617 | 0,621 | 0,624 | 0,627 | 0,631 | 0,634 | 0,636 | 0,639 | 0,643 | 0,648 | 0,653 |
| 13,0 | 0,571 | 0,576 | 0,579 | 0,581 | 0,583 | 0,587 | 0,590 | 0,594 | 0,597 | 0,599 | 0,603 | 0,606 | 0,609 | 0,612 | 0,616 | 0,621 | 0,627 |
| 14,0 | 0,544 | 0,550 | 0,552 | 0,554 | 0,557 | 0,561 | 0,563 | 0,567 | 0,570 | 0,573 | 0,577 | 0,580 | 0,583 | 0,586 | 0,590 | 0,595 | 0,601 |
| 15,0 | 0,519 | 0,524 | 0,527 | 0,529 | 0,531 | 0,536 | 0,538 | 0,542 | 0,545 | 0,548 | 0,552 | 0,555 | 0,558 | 0,561 | 0,565 | 0,571 | 0,576 |
| 16,0 | 0,495 | 0,500 | 0,503 | 0,505 | 0,507 | 0,511 | 0,514 | 0,518 | 0,521 | 0,524 | 0,528 | 0,531 | 0,534 | 0,537 | 0,542 | 0,547 | 0,553 |
| 17,0 | 0,472 | 0,477 | 0,480 | 0,482 | 0,484 | 0,488 | 0,491 | 0,495 | 0,498 | 0,501 | 0,505 | 0,508 | 0,511 | 0,515 | 0,519 | 0,524 | 0,530 |
| 18,0 | 0,450 | 0,455 | 0,458 | 0,460 | 0,462 | 0,466 | 0,469 | 0,473 | 0,476 | 0,479 | 0,483 | 0,486 | 0,489 | 0,493 | 0,497 | 0,502 | 0,508 |
| 19,0 | 0,429 | 0,434 | 0,437 | 0,439 | 0,441 | 0,445 | 0,448 | 0,452 | 0,455 | 0,458 | 0,462 | 0,465 | 0,468 | 0,472 | 0,476 | 0,482 | 0,487 |

Tabela 7. Relação tecido-máximo para os cones circulares radiocirúrgicos da Radionics determinados com a câmara de ionização modelo Markus no acelerador linear Clinac 600C da Varian.

| Prof. (cm) | DIÂMETRO DO CONE (mm) | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 12,5 | 15 | 17,5 | 2,0 | 22,5 | 25 | 27,5 | 30 | 32,5 | 35 | 37,5 | 40 |
| 0,0 | 0,451 | 0,443 | 0,429 | 0,431 | 0,430 | 0,425 | 0,428 | 0,441 | 0,429 | 0,427 | 0,428 | 0,429 |
| 0,5 | 0,889 | 0,901 | 0,865 | 0,868 | 0,872 | 0,870 | 0,871 | 0,876 | 0,875 | 0,877 | 0,880 | 0,882 |
| 1,5 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| 2,0 | 0,967 | 0,977 | 0,981 | 0,980 | 0,981 | 0,982 | 0,982 | 0,984 | 0,989 | 0,992 | 0,993 | 0,995 |
| 3,0 | 0,935 | 0,933 | 0,936 | 0,939 | 0,943 | 0,943 | 0,952 | 0,960 | 0,944 | 0,951 | 0,952 | 0,951 |
| 4,0 | 0,890 | 0,888 | 0,892 | 0,896 | 0,902 | 0,901 | 0,904 | 0,914 | 0,927 | 0,912 | 0,911 | 0,920 |
| 5,0 | 0,849 | 0,842 | 0,847 | 0,864 | 0,863 | 0,863 | 0,868 | 0,868 | 0,870 | 0,874 | 0,876 | 0,877 |
| 6,0 | 0,801 | 0,801 | 0,814 | 0,818 | 0,823 | 0,820 | 0,826 | 0,836 | 0,845 | 0,837 | 0,841 | 0,842 |
| 7,0 | 0,766 | 0,763 | 0,770 | 0,778 | 0,784 | 0,787 | 0,790 | 0,791 | 0,793 | 0,799 | 0,803 | 0,806 |
| 8,0 | 0,727 | 0,734 | 0,731 | 0,744 | 0,749 | 0,755 | 0,761 | 0,763 | 0,764 | 0,766 | 0,773 | 0,782 |
| 9,0 | 0,693 | 0,700 | 0,702 | 0,708 | 0,714 | 0,714 | 0,714 | 0,719 | 0,725 | 0,729 | 0,732 | 0,737 |
| 10,0 | 0,660 | 0,659 | 0,664 | 0,673 | 0,681 | 0,682 | 0,685 | 0,687 | 0,701 | 0,700 | 0,707 | 0,714 |
| 11,0 | 0,628 | 0,627 | 0,635 | 0,645 | 0,651 | 0,651 | 0,656 | 0,664 | 0,668 | 0,666 | 0,668 | 0,670 |
| 12,0 | 0,598 | 0,604 | 0,604 | 0,612 | 0,619 | 0,620 | 0,622 | 0,624 | 0,627 | 0,636 | 0,639 | 0,648 |
| 13,0 | 0,570 | 0,575 | 0,576 | 0,586 | 0,590 | 0,593 | 0,598 | 0,608 | 0,593 | 0,606 | 0,608 | 0,610 |
| 14,0 | 0,543 | 0,548 | 0,552 | 0,556 | 0,560 | 0,566 | 0,571 | 0,575 | 0,573 | 0,580 | 0,583 | 0,593 |
| 15,0 | 0,516 | 0,521 | 0,524 | 0,531 | 0,536 | 0,537 | 0,540 | 0,543 | 0,555 | 0,551 | 0,549 | 0,561 |
| 16,0 | 0,493 | 0,498 | 0,500 | 0,506 | 0,510 | 0,512 | 0,522 | 0,530 | 0,536 | 0,528 | 0,530 | 0,539 |
| 17,0 | 0,466 | 0,474 | 0,480 | 0,483 | 0,488 | 0,489 | 0,491 | 0,493 | 0,496 | 0,506 | 0,509 | 0,516 |
| 18,0 | 0,458 | 0,449 | 0,452 | 0,459 | 0,464 | 0,466 | 0,467 | 0,474 | 0,486 | 0,487 | 0,492 | 0,495 |
| 19,0 | 0,424 | 0,430 | 0,432 | 0,438 | 0,444 | 0,444 | 0,449 | 0,455 | 0,456 | 0,461 | 0,462 | 0,465 |
| 20,0 | 0,405 | 0,409 | 0,412 | 0,418 | 0,422 | 0,423 | 0,425 | 0,427 | 0,435 | 0,440 | 0,441 | 0,448 |

Uma comparação entre os valores das RTM obtidos com a câmara de ionização do tipo Markus, fotodiodo e filmes do tipo Kodak X-Omat V no acelerador linear Mevatron MD2 para um conjunto de cones radiocirúrgicos selecionados são apresentados na Figura 43. A Figura 44 apresenta e compara os dados das RTM's obtidos exclusivamente com a câmara de ionização do tipo Markus nos aceleradores lineares Mevatron MD2 e Clinac 600C para um conjunto de cones radiocirúrgicos selecionados.

Na Tabela VIII é apresentada uma comparação das RTM's obtidas com a câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo com dados publicados[34]. Os resultados apresentados mostram uma coincidência geral para todos os campos e em quase todas as profundidades, apesar dos dados medidos no Mevatron MD2 serem menores do que os de Prasad et al.[34] que foram normalizados em diferentes profundidades. Para os dados obtidos com a câmara Markus, a coincidência é menor em pontos mais profundos e para diâmetros de cones menores.

Tabela 8. Relação tecido-máximo para diferentes tamanhos de cones medidos com o fotodiodo e a câmara Markus juntamente com dados de de Prasad et al. [34]

| Prof. (cm) | DIÂMETRO DO CONE | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 12,5 mm | | | 20,0 mm | | | 35,0 mm | | | 50,0 mm | | |
| | Câmara Markus | Fotodiodo | Prasad et al[34]. | Câmara Markus | Fotodiodo | Prasad et al[34]. | Câmara Markus | Fotodiodo | Prasad et al[34]. | Câmara Markus | Fotodiodo | Prasad et al[34]. |
| 1,5 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| 3,0 | 0,933 | 0,925 | 0,952 | 0,945 | 0,932 | 0,961 | 0,957 | 0,944 | 0,968 | 0,961 | 0,947 | 0,972 |
| 5,0 | 0,846 | 0,843 | 0,872 | 0,860 | 0,850 | 0,875 | 0,875 | 0,865 | 0,895 | 0,880 | 0,869 | 0,901 |
| 8,0 | 0,730 | 0,733 | 0,756 | 0,746 | 0,741 | 0,762 | 0,764 | 0,758 | 0,786 | 0,771 | 0,764 | 0,794 |
| 10,0 | 0,661 | 0,668 | 0,688 | 0,678 | 0,676 | 0,694 | 0,698 | 0,695 | 0,721 | 0,706 | 0,701 | 0,728 |
| 12,0 | 0,599 | 0,608 | 0,622 | 0,617 | 0,617 | 0,633 | 0,638 | 0,636 | 0,659 | 0,646 | 0,643 | 0,668 |
| 14,0 | 0,543 | 0,554 | 0,567 | 0,561 | 0,563 | 0,577 | 0,583 | 0,583 | 0,602 | 0,591 | 0,590 | 0,607 |
| 18,0 | 0,446 | 0,460 | 0,473 | 0,464 | 0,469 | 0,482 | 0,487 | 0,489 | 0,506 | 0,496 | 0,497 | 0,507 |
| 20,0 | 0,404 | 0,419 | 0,433 | 0,422 | 0,428 | 0,441 | 0,445 | 0,448 | 0,463 | 0,454 | 0,456 | 0,465 |

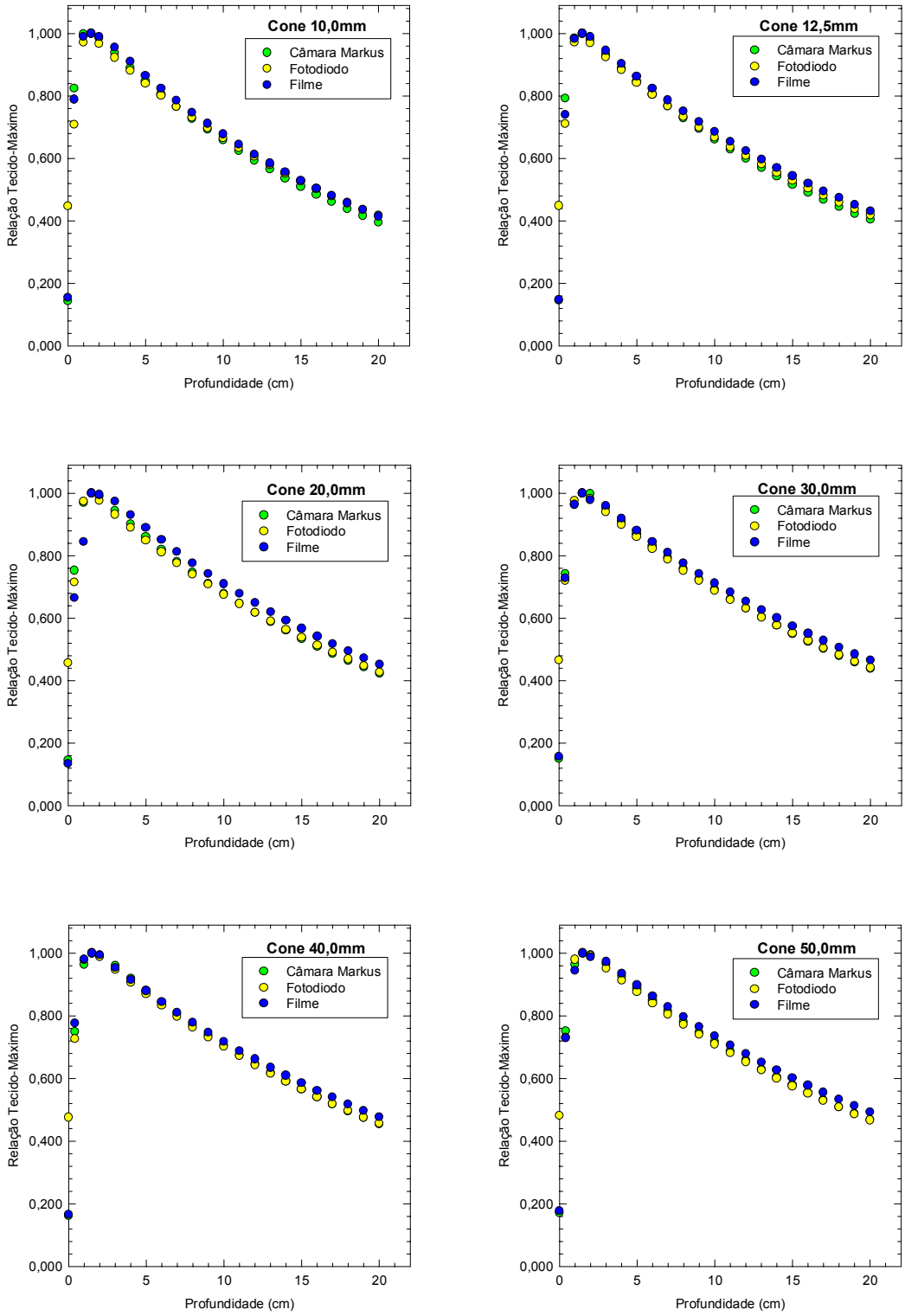



Figura 43. Curvas das relações tecido-máximo obtidas com a câmara de ionização Markus, fotodiodo e filmes do tipo Kodak X-Omat V, no Mevatron MD2 para um conjunto de diâmetros de cones selecionados.

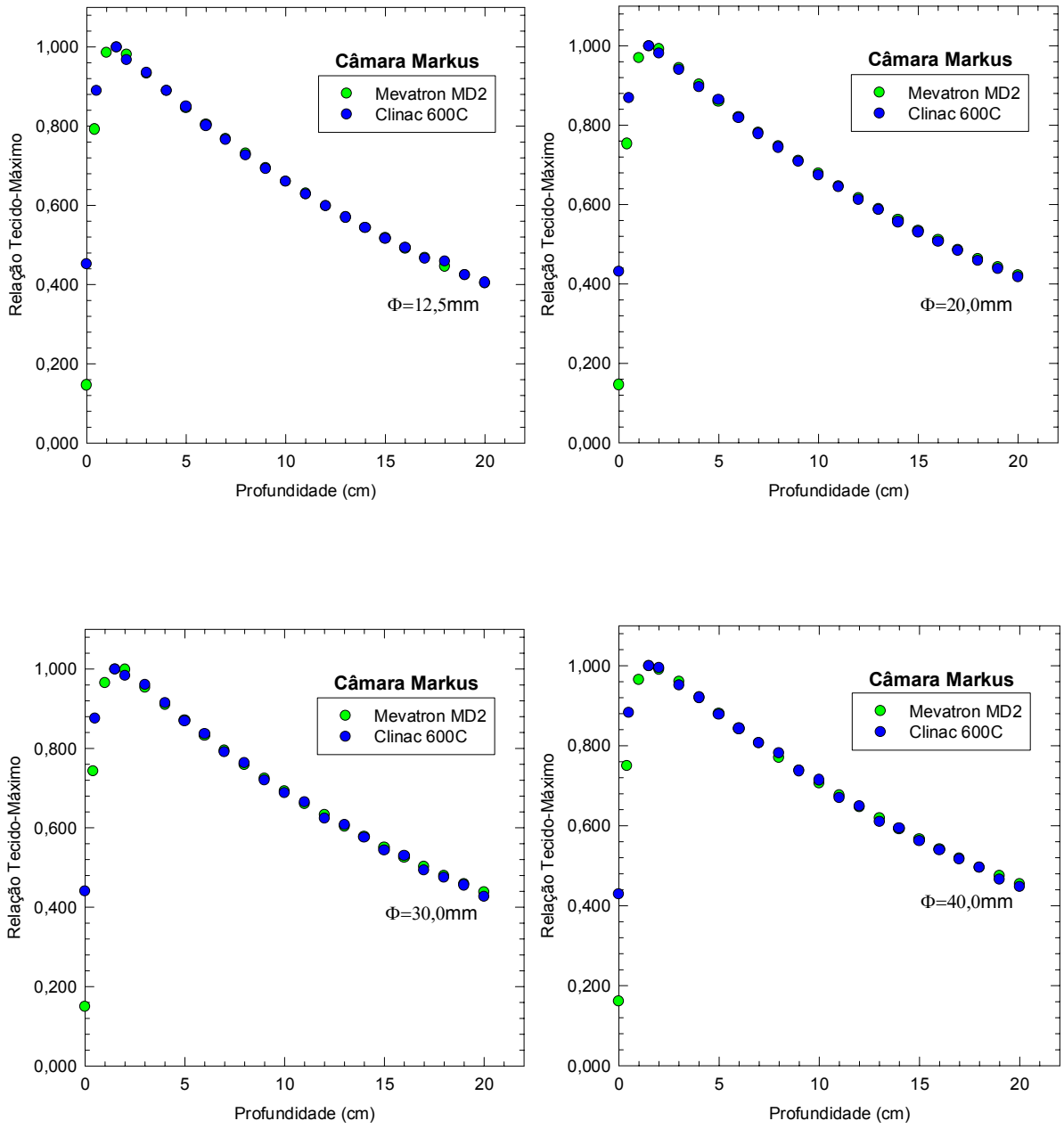



Figura 44. Curvas das relações tecido-máximo obtidas com a câmara de ionização do tipo Markus, no Mevatron MD2 e no Clinac 600C para um conjunto de diâmetros de cones selecionados.

Os valores das RTM determinados com fotodiodo, filme e câmara de ionização do tipo Markus (Figura 43), divergiram em no máximo 5% para os campos de diâmetro de 10,0 a 50,0 mm. Os valores da RTM obtidas com a câmara Markus não apresentaram diferenças significativas com relação aos valores obtidos com o fotodiodo e filme, considerando que as dimensões do volume sensível da câmara de ionização não são compatíveis com a largura do

feixe a meia altura. Os dados obtidos com o filme foram sistematicamente maiores devido à sua melhor resolução. Vale ressaltar que os valores das RTM's determinados utilizando-se fotodiodo e câmara de ionização do tipo Markus concordaram plenamente para campos de diâmetros maiores que 12,5 mm.

Medidas das RTM´s obtidas com a câmara de ionização do tipo Markus para o acelerador linear Mevatron MD2 e Clinac 600C (Figura 44), produziram resultados equivalentes, mesmo com as diferenças inerentes de cada modelo e tipo de acelerador linear utilizados na aquisição dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia.

Para os campos de radiação de grandes dimensões, onde o equilíbrio eletrônico é estabelecido, a relação tecido-máximo é freqüentemente calculada a partir das curvas de dose em profundidade (PDP), para os diferentes tamanhos de campo. Para os feixes de fótons de pequenas dimensões usados em radiocirurgia, a melhor maneira para se obter os valores das relações tecido-máximo é medir as RTM's mantendo-se fixa a posição do detector e variando-se apenas a profundidade do detector em relação à superfície do simulador.

Existem várias razões para esta recomendação: uma delas é que os diâmetros dos campos de radiação podem ser bastante pequenos de modo que o equilíbrio eletrônico não seja estabelecido. Assim, a dependência da taxa de dose na profundidade específica em relação à distância foco-detector pode não seguir a lei do inverso do quadrado da distância, como é exigido nas fórmulas de cálculo das RTMs a partir das curvas de dose em profundidade (PDP)[38].

As Figuras 45 e 46 apresentam um conjunto de curvas das RTMs obtidas dos dados da porcentagem de dose em profundidade, medidas com a câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo, comparadas com valores de RTMs obtidos experimentalmente. A Tabela IX lista e compara os valores determinados experimentalmente com o fotodiodo e a partir das PDP´s.

As RTM's calculadas das percentagens de dose profunda apresentaram pequenas diferenças em relação aos valores medidos experimentalmente. As variações percentuais encontradas entre os valores das RTM´s obtidas das PDP`s ficaram em torno de 2,5% na maioria das profundidades, estando a maior diferença em profundidades maiores. De acordo com McKerracher e Thwaites[94]**,** valores das porcentagens de dose profunda convertidos para RTM sem o uso do Fator de Espalhamento do Pico (Peak Scatter Factor – PSF) podem resultar em um erro de até 2% para cones de diâmetros muito pequenos e em grandes

profundidades. Contudo, esse erro pode ser aceitável para os tamanhos de cones maiores e deve sempre permitir a transformação da PDP em RTM.

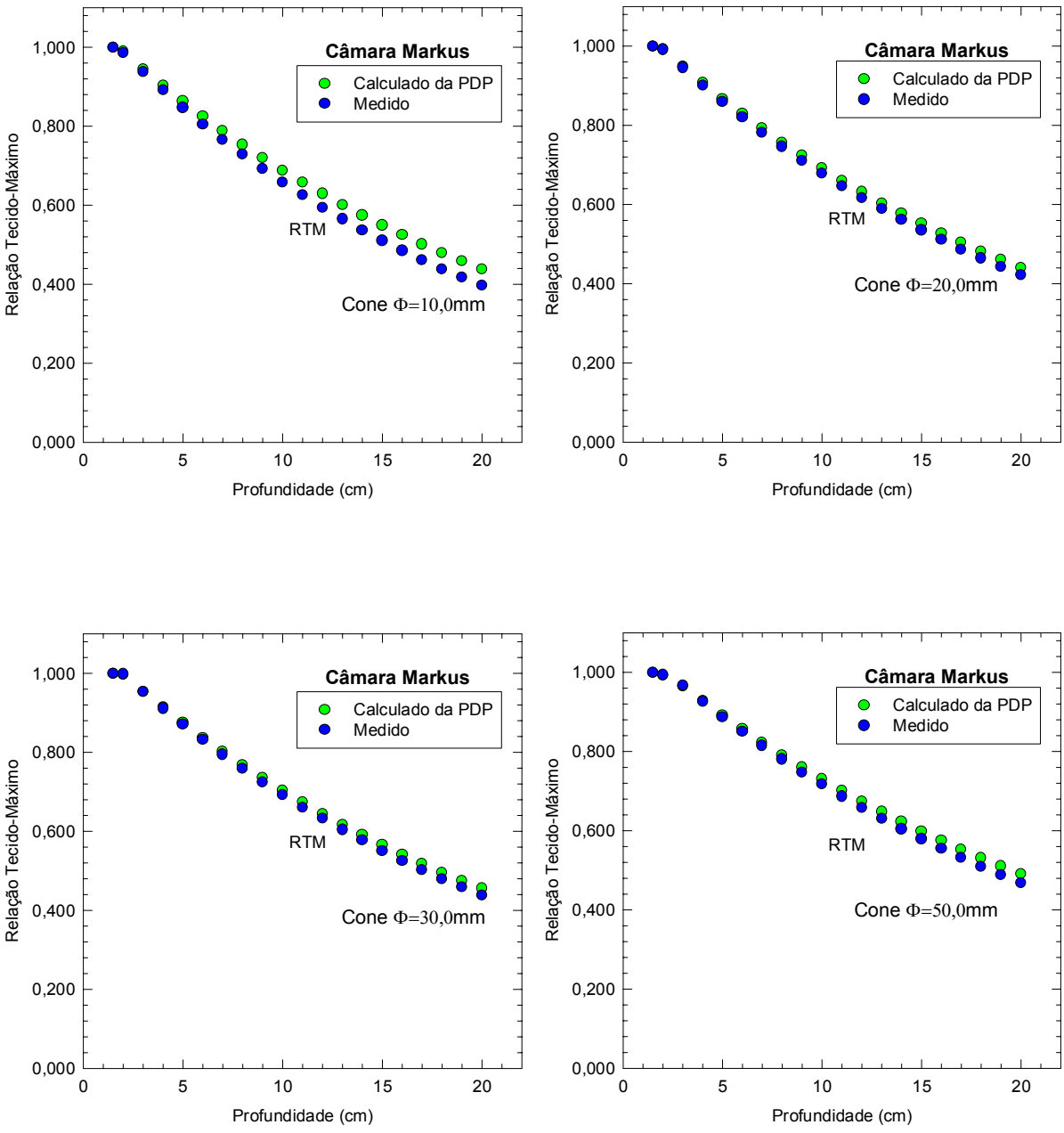



Figura 45. Curvas das relações tecido-máximo (RTM) obtidas a partir das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP), medidas com a câmara Markus para um conjunto de diâmetros de cones de tratamento selecionados usados no Mevatron MD2.

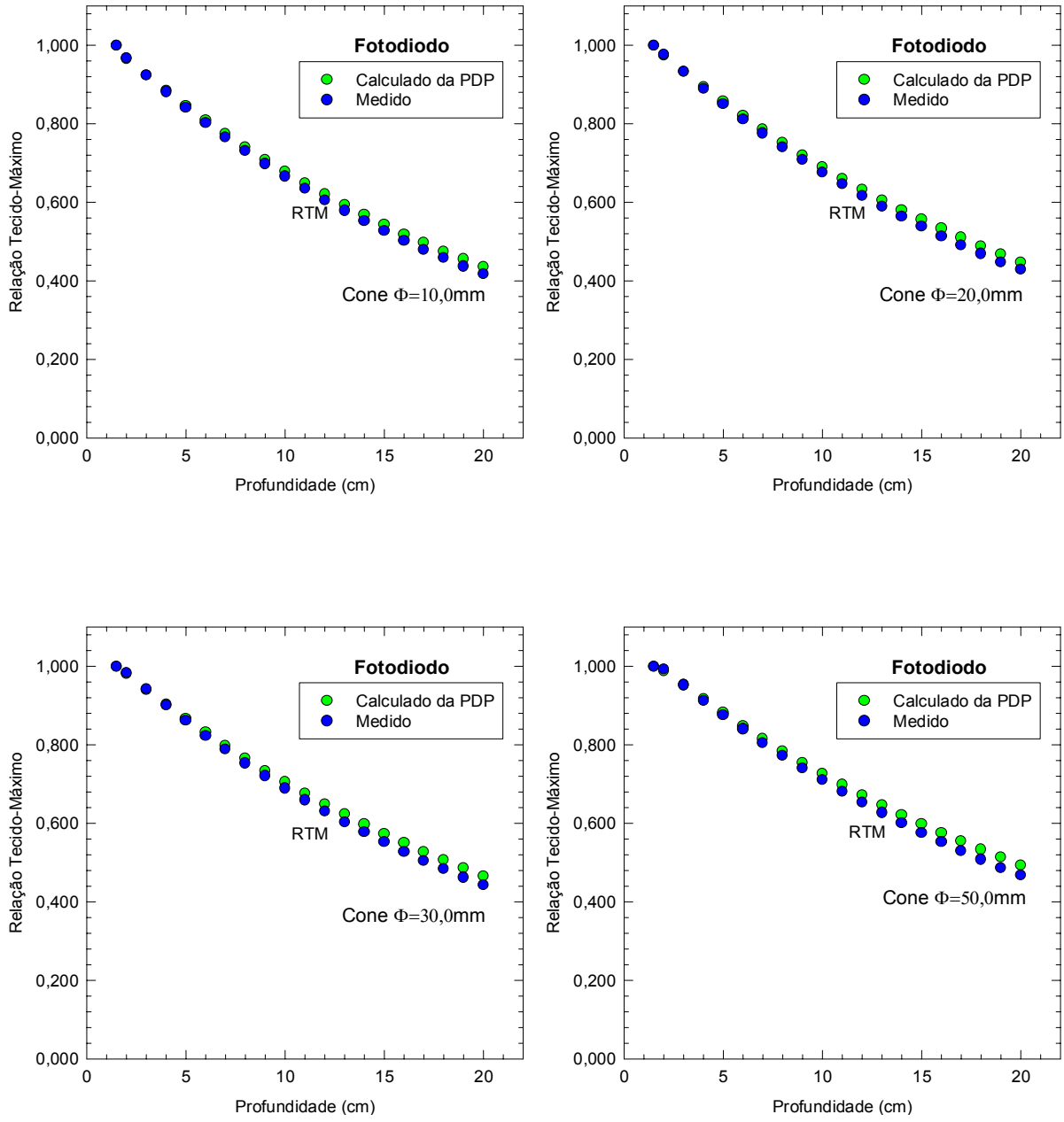



Figura 46. Curvas das relações tecido-máximo (RTM) obtidas a partir das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP), medidas com o fotodiodo para um conjunto de diâmetros de cones de tratamento selecionados do Mevatron MD2.

Tabela 9. Relação tecido-máximo para alguns cones radiocirúrgicos determinados experimentalmente no Mevatron MD2 com o fotodiodo a partir das curvas da porcentagem de dose profunda.

| Prof. (cm) | DIÂMETRO DO CONE | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | ϕ 10,0 mm | | ϕ 20,0 mm | | ϕ 30,0 mm | | ϕ 40,0 mm | | ϕ 50,0 mm | |
| | Fotodiodo [a] | Fotodiodo [b] | Fotodiodo [a] | Fotodiodo [b] | Fotodiodo [a] | Fotodiodo [b] | Fotodiodo [a] | Fotodiodo [b] | Fotodiodo [a] | Fotodiodo [b] |
| 1,5 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| 2,0 | 0,966 | 0,967 | 0,974 | 0,976 | 0,980 | 0,983 | 0,987 | 0,989 | 0,989 | 0,993 |
| 3,0 | 0,924 | 0,923 | 0,933 | 0,932 | 0,940 | 0,941 | 0,948 | 0,947 | 0,952 | 0,952 |
| 4,0 | 0,884 | 0,881 | 0,894 | 0,890 | 0,902 | 0,900 | 0,911 | 0,907 | 0,916 | 0,913 |
| 5,0 | 0,846 | 0,841 | 0,856 | 0,850 | 0,866 | 0,861 | 0,875 | 0,869 | 0,881 | 0,876 |
| 6,0 | 0,809 | 0,802 | 0,820 | 0,812 | 0,831 | 0,823 | 0,841 | 0,833 | 0,847 | 0,840 |
| 7,0 | 0,774 | 0,766 | 0,785 | 0,776 | 0,797 | 0,788 | 0,808 | 0,798 | 0,815 | 0,805 |
| 8,0 | 0,740 | 0,731 | 0,752 | 0,741 | 0,765 | 0,753 | 0,776 | 0,764 | 0,784 | 0,772 |
| 9,0 | 0,708 | 0,698 | 0,720 | 0,708 | 0,734 | 0,721 | 0,746 | 0,732 | 0,755 | 0,741 |
| 10,0 | 0,678 | 0,666 | 0,690 | 0,676 | 0,705 | 0,689 | 0,716 | 0,701 | 0,726 | 0,710 |
| 11,0 | 0,648 | 0,635 | 0,661 | 0,646 | 0,676 | 0,659 | 0,688 | 0,672 | 0,698 | 0,681 |
| 12,0 | 0,620 | 0,606 | 0,633 | 0,617 | 0,649 | 0,631 | 0,661 | 0,643 | 0,672 | 0,653 |
| 13,0 | 0,593 | 0,579 | 0,606 | 0,590 | 0,623 | 0,603 | 0,635 | 0,616 | 0,647 | 0,627 |
| 14,0 | 0,568 | 0,552 | 0,581 | 0,563 | 0,597 | 0,577 | 0,610 | 0,590 | 0,622 | 0,601 |
| 15,0 | 0,543 | 0,527 | 0,556 | 0,538 | 0,573 | 0,552 | 0,586 | 0,565 | 0,598 | 0,576 |
| 16,0 | 0,519 | 0,503 | 0,533 | 0,514 | 0,550 | 0,528 | 0,563 | 0,542 | 0,576 | 0,553 |
| 17,0 | 0,497 | 0,480 | 0,510 | 0,491 | 0,528 | 0,505 | 0,541 | 0,519 | 0,554 | 0,530 |
| 18,0 | 0,475 | 0,458 | 0,489 | 0,469 | 0,507 | 0,483 | 0,520 | 0,497 | 0,533 | 0,508 |
| 19,0 | 0,455 | 0,437 | 0,468 | 0,448 | 0,486 | 0,462 | 0,499 | 0,476 | 0,513 | 0,487 |
| 20,0 | 0,435 | 0,417 | 0,448 | 0,428 | 0,466 | 0,442 | 0,480 | 0,456 | 0,493 | 0,467 |

a) valores obtidos da PDP.
b) valores obtidos experimentalmente.

### 4.4. Parâmetros do Feixe Usado no Programa da Qualidade do Sistema de Planejamento

A finalidade do ajuste dos valores das RTMs é proporcionar um método rápido, aplicado ao programa de garantia da qualidade dos sistemas de planejamento, para o cálculo manual das unidades monitor correspondentes à aplicação de uma determinada dose no isocentro da lesão, a uma profundidade média ($d_m$) obtida a cada arco de $10^0$, considerando o arco de cada feixe que é dirigido ao isocentro da lesão (Figura 47).

Portanto, para um dado arco tem-se que:

$$RTM(s,d) = A(s) \cdot e^{-\mu \cdot (s) \cdot d_m} \tag{12}$$

onde, A(s) e μ(s) são os parâmetros de ajuste dos dados medidos para o cone de diâmetro s nas diversas profundidades d do simulador. Esta expressão permite calcular os valores das RTMs com uma precisão da ordem de 1,5%, para profundidades a partir de 5 cm.

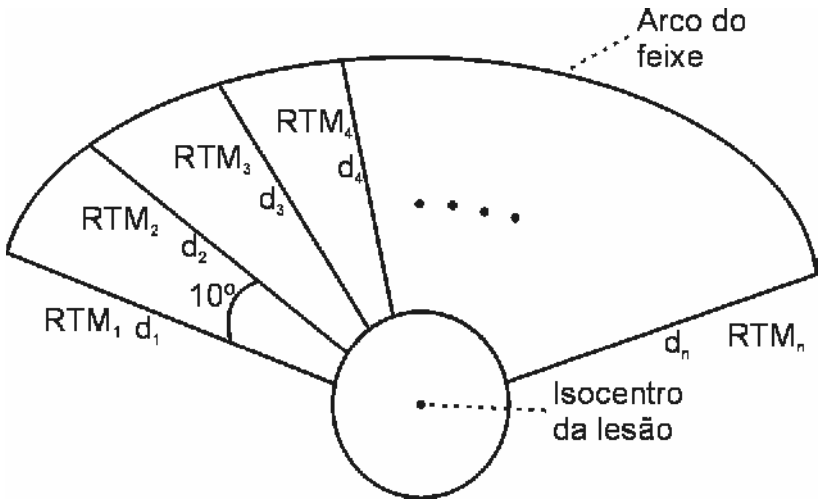



Figura 47. Diagrama ilustrativo de um arco de um conjunto de feixes dirigidos ao isocentro da lesão.

Os valores de A e μ obtidos do ajuste devem ser tabelados juntamente com os fatores de rendimento (FR) para uma representação analítica dos dados das RTMs, tanto com o propósito de garantia da qualidade dos planejamentos radiocirúrgicos, como também para as

situações especiais, quando o cálculo exige uma profundidade que excede a profundidade dos dados obtidos experimentalmente. Os coeficientes A e μ da Equação (12), dos cones de radiocirurgia medidos com a câmara de ionização do tipo Markus no acelerador linear Clinac 600C são apresentados na Tabela 9 juntamente com os seus respectivos fatores de rendimento (FR).

As unidades-monitor (UM), para liberar a dose prescrita (DP) no isocentro da lesão podem ser calculadas (se o fator de peso do arco, W, e a profundidade média, $d_m$ forem conhecidos) a partir da equação:

$$UM = DP \cdot W \cdot \frac{\left(\frac{100}{IDL}\right)}{\Psi} \tag{13}$$

onde IDL é a linha de prescrição da isodose que envolve o volume de tratamento da lesão, W é o fator de peso do arco de cada feixe, definido como a razão do ângulo do arco deste feixe pela soma dos ângulos dos arcos de todos os feixes, em relação ao isocento da lesão, e ψ é o fator de *output*.

O fator de *output* ψ é o valor da dose em cGy aplicada no isocentro da lesão, na profundidade d por unidade-monitor do equipamento. Deste modo, tem-se que:

$$\Psi = A(s) \cdot e^{-\mu(s) d_m} \cdot FR \cdot M \tag{14}$$

O fator de *output* (ψ), que é calculado manualmente para o programa de garantia da qualidade, deve estar dentro de ± 2% do valor determinado pelo algoritmo de cálculo de dose do sistema de planejamento radiocirúrgico.

Tabela 10. Parâmetros para o cálculo manual ou verificação da dose do programa de garantia da qualidade do planejamento radiocirúrgico, conforme a equação (6), para o acelerador Clinac 600C, medidos com a câmara de ionização do tipo Markus.

| Cone (mm) | $A$ | $\mu$ | Fator de Rendimento(FR) |
|---|---|---|---|
| 12,5 | 1,075 | 0,04877 | 0,875 |
| 15,0 | 1,075 | 0,04833 | 0,893 |
| 17,5 | 1,081 | 0,04825 | 0,914 |
| 20,0 | 1,085 | 0,04755 | 0,924 |
| 22,5 | 1,087 | 0,04705 | 0,933 |
| 25,0 | 1,087 | 0,04678 | 0,941 |
| 27,5 | 1,091 | 0,04657 | 0,947 |
| 30,0 | 1,095 | 0,04624 | 0,948 |
| 32,5 | 1,095 | 0,04568 | 0,952 |
| 35,0 | 1,093 | 0,04518 | 0,954 |
| 37,5 | 1,091 | 0,04468 | 0,956 |
| 40,0 | 1,092 | 0,04397 | 0,958 |

### 4.5. Perfis do Feixe

As Figuras 48 a 50 apresentam um conjunto limitado de dados dos perfis do feixe medidos com filmes radiográficos envelopados da marca Kodak X-Omat V, nas direções radiais e transversais, para os aceleradores lineares Clinac 600C (a 5 cm de profundidade) e Mevatron MD2, (a 5 cm e 10 cm de profundidade). Todos os perfis foram normalizados para 100% do valor da dose determinada no eixo central do feixe de radiação.

De acordo com os resultados obtidos, os perfis dos feixes mantiveram-se simétricos em torno do eixo central, indicando que não existem diferenças significativas entre os perfis ao longo dos eixos radiais e transversais, em torno do eixo central. No entanto, os perfis dos feixes de diâmetros maiores apresentaram uma pequena assimetria , provavelmente causada pela absorção diferenciada dos filtros aplainadores, o que não ocorre nos feixes de diâmetros menores.

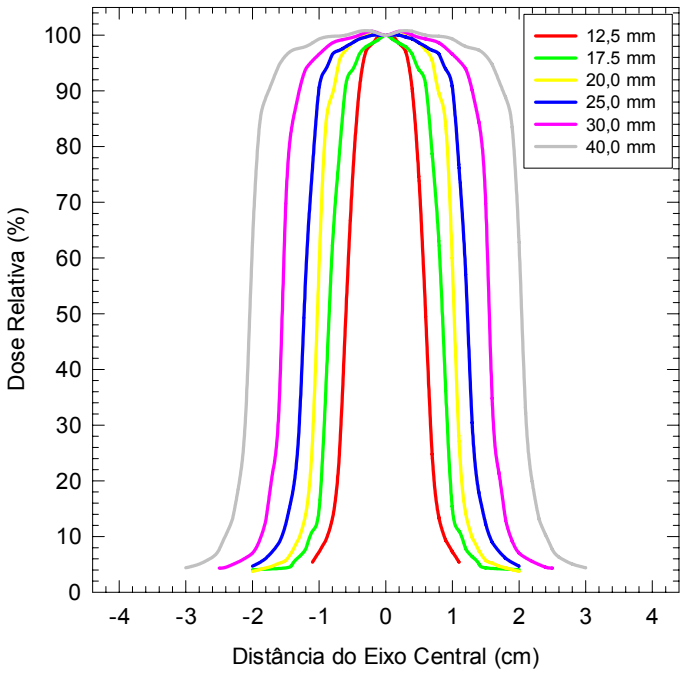



Figura 48. Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos determinados a 5 cm de profundidade em PMMA para o acelerador linear Clinac 600C.

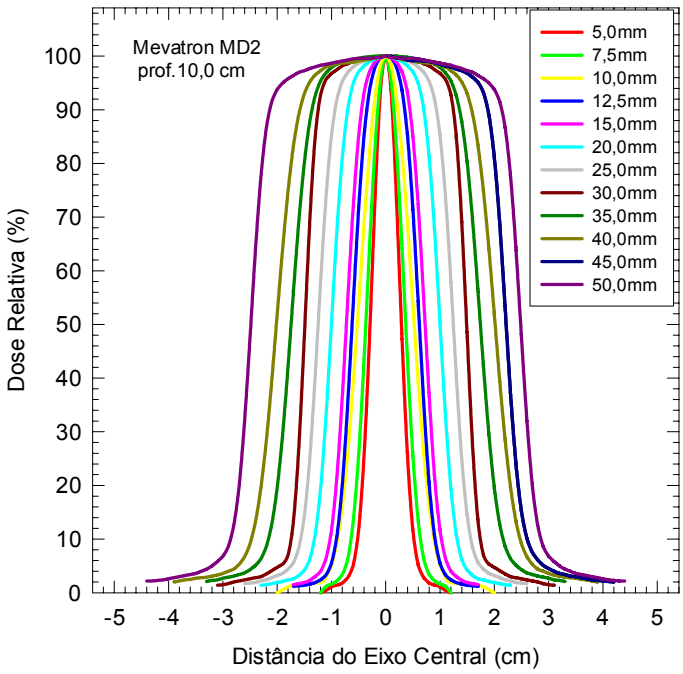



Figura 49. Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para o acelerador linear Mevatron MD2.

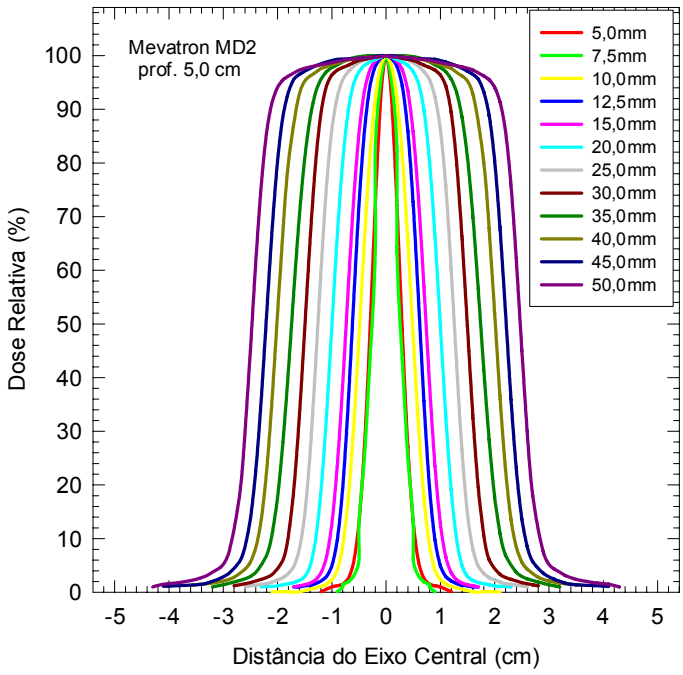



Figura 50. Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para o acelerador linear Mevatron MD2.

Como se pode observar, as dimensões dos campos de radiação dos cones de radiocirurgia podem ser obtidas dos perfis dos feixes usando a linha de isodose de 50%. A Figura 51 apresenta as dimensões dos cones de radiocirurgia determinadas dosimetricamente à profundidade de 1,5 cm, com filmes radiográficos, usando como referência a curva de isodose de 50%. As variações percentuais encontradas entre os campos geométricos e de radiação foram sempre inferiores a 3,0%. Fan et al.[48], utilizando o mesmo procedimento, encontraram variações percentuais inferiores a 8,7%.

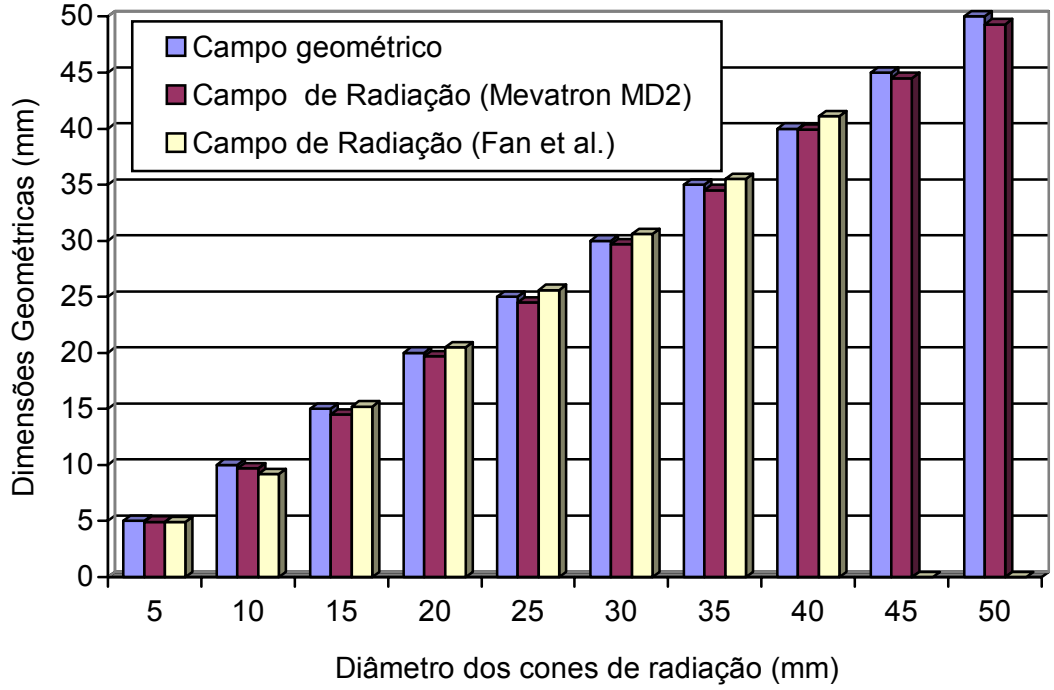



Figura 51. Dimensões geométricas e experimentais dos cones de radiocirurgia medidos dosimetricamente (50,0% da isodose), para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2.

Rice et al.[64] observaram que os perfis dos feixes de radiocirurgia medidos a 5 cm e a 10 cm de profundidade apresentam uma diferença menor do que 2% nas medidas das doses relativas em qualquer distância radial. Isto significa dizer que qualquer dependência do perfil do feixe com a profundidade de medida pode ser ignorada nas aplicações clínicas.

Considerando as observações de Rice et al.[64], foram realizadas comparações entre os perfis dos feixes de fótons de 6 MV do Clinac 600C, determinados a 5 cm de profundidade, com os dados de Prasad et al.[34], determinados a 10 cm de profundidade (Figura 52). Medidas também foram realizadas no acelerador linear Mevatron MD2, a 5 e 10 cm de profundidade, num simulador de PMMA com filmes radiográficos (Figura 53).

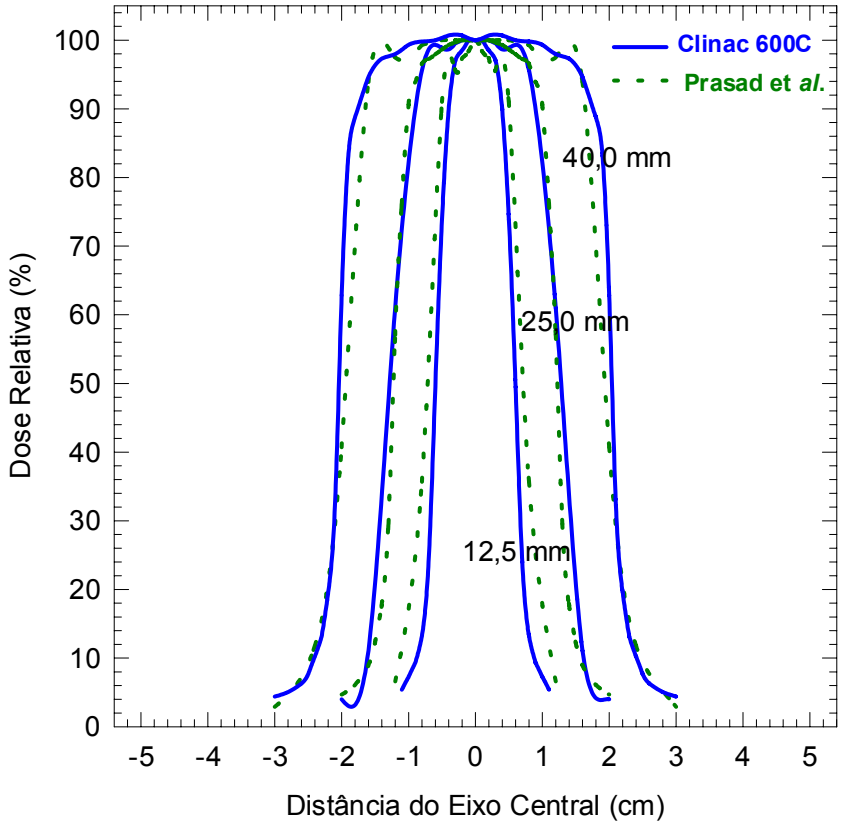



Figura 52. Perfis dos feixes normalizados para os diâmetros de cone de 12,5, 25 e 40 mm, determinados a 5 cm (Clinac 600C) e a 10 cm (Prasad et al.[34]) de profundidade.

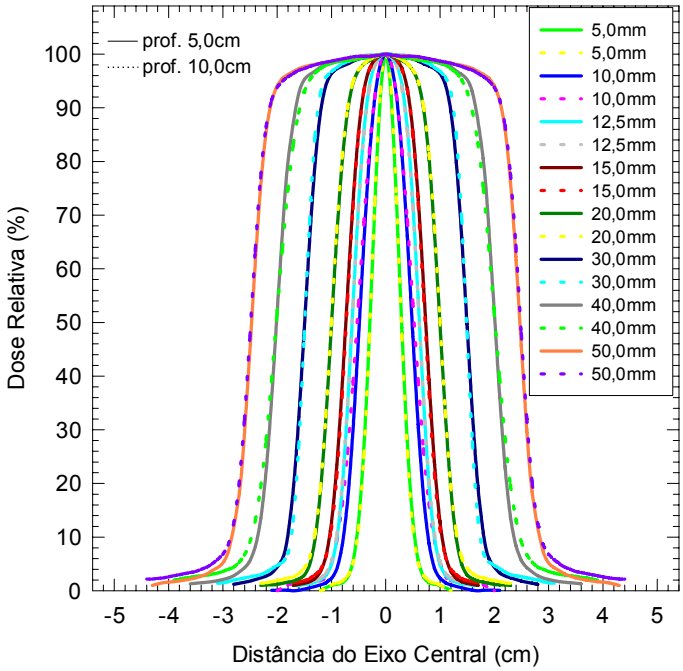



Figura 53. Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cone, determinados a 5,0 e a 10,0 cm de profundidade, no acelerador linear Mevatron MD2.

As diferenças apresentadas nos perfis da Figura 52 decorrem provavelmente dos feixes produzidos por diferentes modelos e fabricantes dos aceleradores lineares, diferentes tipos de detectores, e diferentes geometrias dos colimadores secundários utilizados nas medidas. Quanto aos perfis dos feixes determinados no acelerador linear Mevatron MD2 (Figura 53), as diferenças apresentadas foram superiores a 2% para os diâmetros de cones pequenos, enquanto que para os diâmetros de cones maiores as diferenças foram menores que 2%.

Lutz et al.[47] também investigaram as diferenças apresentadas nos perfis dos feixes em diferentes profundidades. Eles concluíram que as diferenças nos perfis dos feixes, quando medidos em várias profundidades, não eram significativas. A mesma observação foi feita por Das et al.[35] que mediram os perfis dos feixes nas profundidades de $d_{max}$, 5,0 cm, e 10,0 cm. Com base nos dados apresentados, estes pesquisadores concluíram que os perfis dos feixes aplicados à radiocirurgia e à radioterapia estereotáxica são independentes da profundidade de medida. Os feixes são mais bem colimados pelos colimadores terciários, que se encontram a maior distancia da fonte, o que reduz tanto os efeitos da divergência e da penumbra do feixe como também a radiação espalhada.

A Figura 54 apresenta uma comparação entre os perfis dos feixes medidos nos aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2, a 5,0 cm de profundidade. Os resultados obtidos mostram uma concordância geral em quase todos os resultados, não existindo diferenças significativas (a maior diferença percentual encontrada foi de 5%) entre os perfis obtidos com os dois tipos e modelos de aceleradores lineares.

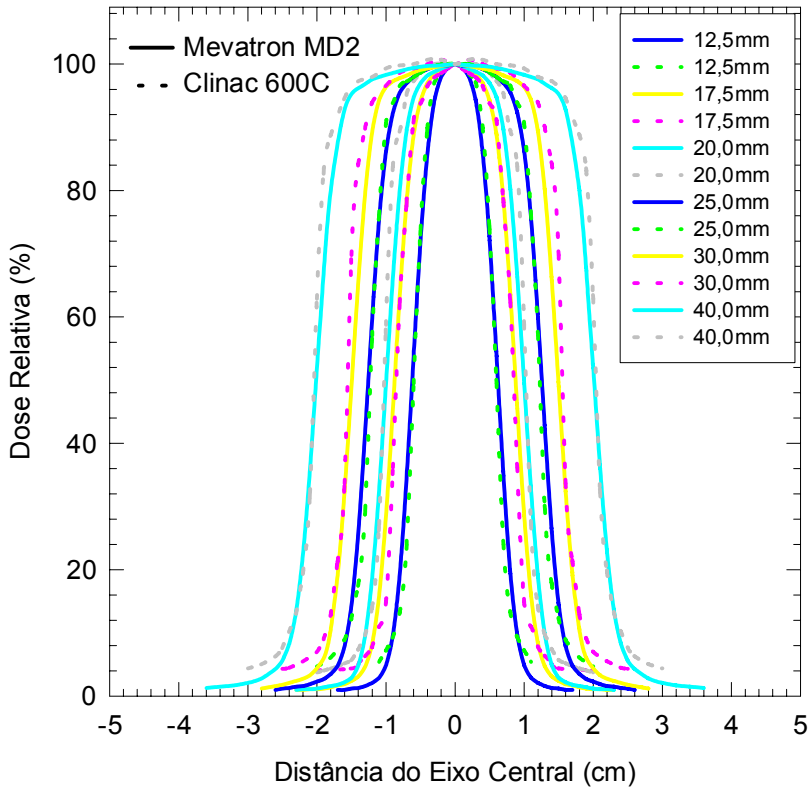



Figura 54. Perfis dos feixes normalizados para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos, determinados a 5 cm de profundidade em PMMA, para os aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2.

### 4.6. Razão de "Off-Axis"

As Figuras 55 a 57 apresentam as razões de "off-axis" obtidas dos perfis dos feixes, para alguns diâmetros de cones radiocirúrgicos utilizados nos aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2, nas profundidades de 5 cm e de 5 e 10 cm, respectivamente, normalizados para a unidade, no eixo central do feixe de radiação. As razões de "off-axis" determinadas a partir dos perfis, divergiram em ± 0,2 mm em todas as direções.

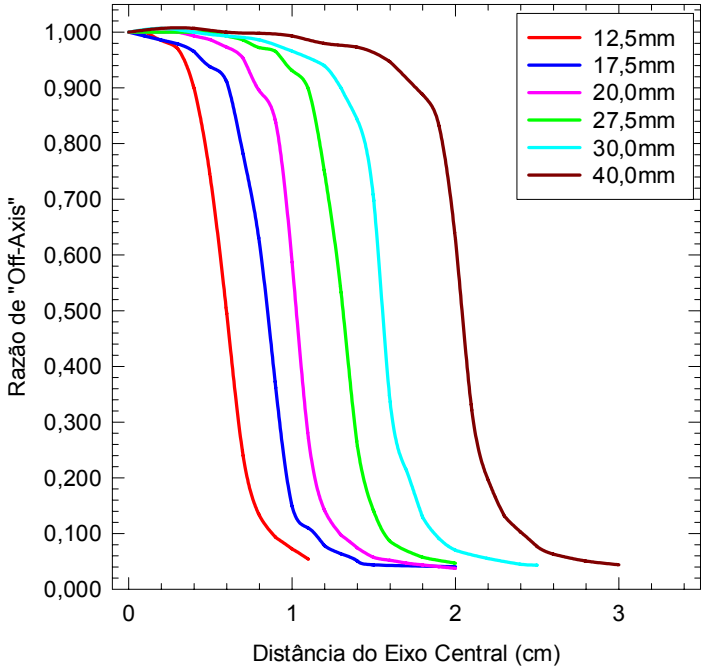



Figura 55. Razão de “off-axis” para alguns cones de radiocirurgia, a 5 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Clinac 600C.

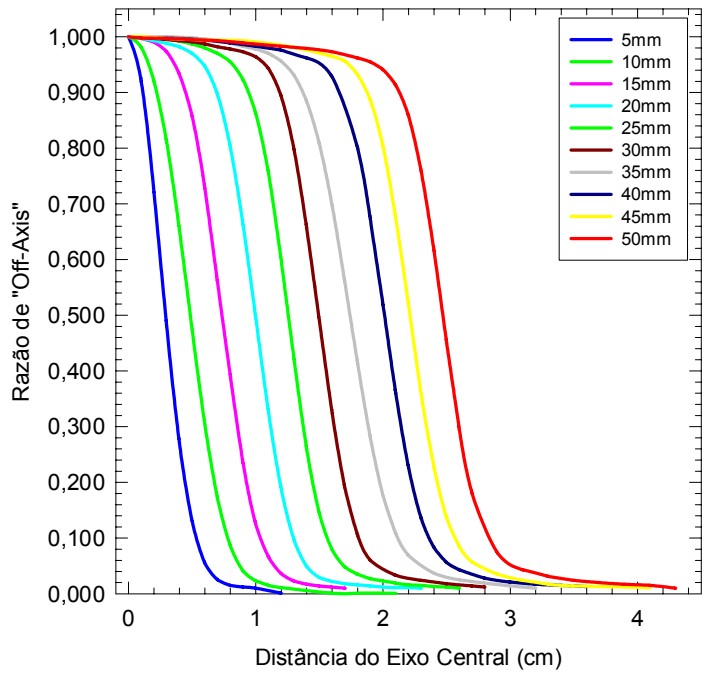



Figura 56. Razão de “off-axis” para os cones de radiocirurgia, a 5 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2.

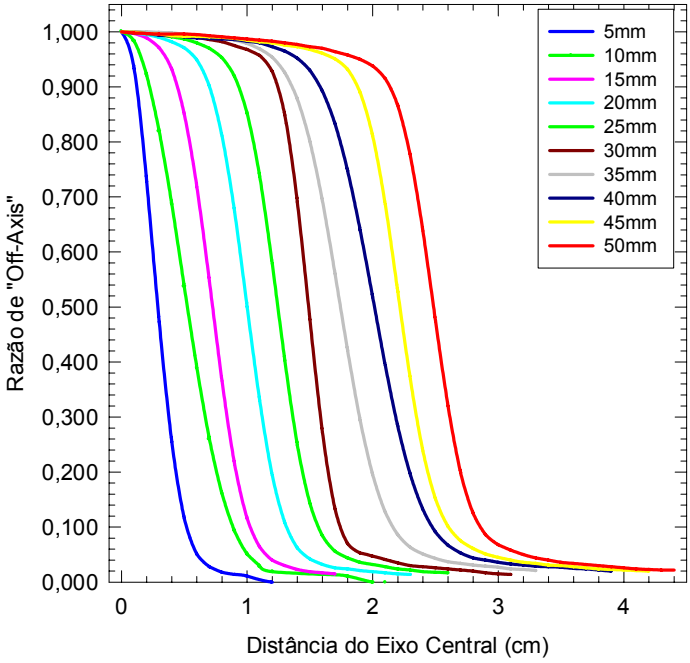



Figura 57. Razão de "off-axis" para os cones de radiocirurgia, a 10 cm de profundidade, para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2.

Os resultados mostram que as doses relativas decrescem continuamente ao longo do eixo central, em direção às bordas do campo, mais acentuadamente para os cones de diâmetros pequenos.

Das et al.[35], observaram que as medidas das razões de "off-axis" são relativamente independentes da profundidade[34]. Com base nesses estudos e nos resultados de Rice et al.[64] e Lutz et al.[47], considerando que muitos tumores cerebrais estão localizados à profundidade média de 5 cm, os valores das razões de "off-axis" nesta profundidade são representativos, e podem ser utilizados no sistema de planejamento, no algoritmo do cálculo da distribuição das doses dos procedimentos radiocirúrgicos.

As Tabelas XI, XII e XIII apresentam os dados das razões de "off-axis" de todos os diâmetros dos cones de tratamento radiocirúrgicos para os aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2, onde "2x/w" representa o quociente entre a distância do centro do campo e o diâmetro do cone.

Tabela 11. Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5cm para o acelerador linear Mevatron MD2.

| | 5mm | | 7,5mm | | 10mm | | 12,5mm | | 15mm | | 17,5mm | | 20mm | | 22,5mm | | 25mm |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,00 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,00 | 1,000 |
| 0,40 | 0,920 | 0,20 | 0,953 | 0,20 | 0,981 | 0,16 | 0,995 | 0,13 | 0,997 | 0,114 | 0,998 | 0,10 | 0,997 | 0,089 | 1,000 | 0,08 | 0,998 |
| 0,80 | 0,721 | 0,40 | 0,823 | 0,40 | 0,920 | 0,32 | 0,980 | 0,27 | 0,990 | 0,229 | 0,992 | 0,20 | 0,993 | 0,178 | 0,996 | 0,16 | 0,998 |
| 1,20 | 0,481 | 0,60 | 0,635 | 0,60 | 0,811 | 0,48 | 0,942 | 0,40 | 0,973 | 0,342 | 0,984 | 0,30 | 0,988 | 0,267 | 0,994 | 0,24 | 0,996 |
| 1,60 | 0,271 | 0,80 | 0,429 | 0,80 | 0,654 | 0,64 | 0,859 | 0,53 | 0,934 | 0,457 | 0,970 | 0,40 | 0,982 | 0,356 | 0,989 | 0,32 | 0,992 |
| 2,00 | 0,130 | 1,00 | 0,250 | 1,00 | 0,474 | 0,80 | 0,721 | 0,67 | 0,855 | 0,571 | 0,942 | 0,50 | 0,970 | 0,444 | 0,981 | 0,40 | 0,987 |
| 2,40 | 0,055 | 1,20 | 0,127 | 1,20 | 0,304 | 0,96 | 0,538 | 0,80 | 0,728 | 0,686 | 0,888 | 0,60 | 0,947 | 0,533 | 0,970 | 0,48 | 0,980 |
| 2,80 | 0,025 | 1,40 | 0,060 | 1,40 | 0,171 | 1,12 | 0,349 | 0,93 | 0,563 | 0,800 | 0,785 | 0,70 | 0,896 | 0,622 | 0,951 | 0,56 | 0,970 |
| 3,20 | 0,015 | 1,60 | 0,030 | 1,60 | 0,086 | 1,28 | 0,194 | 1,07 | 0,387 | 0,914 | 0,635 | 0,80 | 0,802 | 0,711 | 0,908 | 0,64 | 0,955 |
| 3,60 | 0,012 | 1,80 | 0,019 | 1,80 | 0,041 | 1,44 | 0,097 | 1,20 | 0,235 | 1,029 | 0,455 | 0,90 | 0,663 | 0,800 | 0,824 | 0,72 | 0,923 |
| 4,00 | 0,010 | 2,00 | 0,014 | 2,00 | 0,023 | 1,60 | 0,049 | 1,33 | 0,127 | 1,143 | 0,286 | 1,00 | 0,495 | 0,889 | 0,690 | 0,80 | 0,862 |
| 4,80 | 0,001 | 2,20 | 0,110 | 2,20 | 0,015 | 1,76 | 0,029 | 1,47 | 0,065 | 1,257 | 0,159 | 1,10 | 0,326 | 0,978 | 0,515 | 0,88 | 0,755 |
| | | 2,40 | 0,001 | 2,40 | 0,011 | 1,92 | 0,021 | 1,60 | 0,036 | 1,371 | 0,083 | 1,20 | 0,188 | 1,067 | 0,337 | 0,96 | 0,598 |
| | | | | 3,20 | 0,001 | 2,08 | 0,016 | 1,73 | 0,023 | 1,486 | 0,047 | 1,30 | 0,097 | 1,156 | 0,192 | 1,04 | 0,422 |
| | | | | 3,60 | 0,001 | 2,24 | 0,013 | 1,87 | 0,017 | 1,600 | 0,031 | 1,40 | 0,049 | 1,244 | 0,100 | 1,12 | 0,260 |
| | | | | 4,00 | 0,001 | 2,40 | 0,012 | 2,00 | 0,014 | 1,714 | 0,024 | 1,50 | 0,029 | 1,333 | 0,056 | 1,20 | 0,144 |
| | | | | 4,20 | 0,001 | 2,56 | 0,010 | 2,13 | 0,012 | 1,829 | 0,019 | 1,60 | 0,022 | 1,422 | 0,037 | 1,28 | 0,079 |
| | | | | | | 2,72 | 0,010 | 2,27 | 0,010 | 1,943 | 0,017 | 1,70 | 0,018 | 1,511 | 0,029 | 1,36 | 0,048 |
| | | | | | | | | | | 2,057 | 0,014 | 1,80 | 0,016 | 1,600 | 0,023 | 1,44 | 0,035 |
| | | | | | | | | | | 2,171 | 0,012 | 1,90 | 0,014 | 1,689 | 0,020 | 1,52 | 0,027 |
| | | | | | | | | | | 2,286 | 0,011 | 2,00 | 0,012 | 1,778 | 0,017 | 1,60 | 0,023 |
| | | | | | | | | | | 2,400 | 0,011 | 2,10 | 0,011 | 1,867 | 0,016 | 1,68 | 0,019 |
| | | | | | | | | | | 2,514 | 0,010 | 2,20 | 0,011 | 1,956 | 0,015 | 1,76 | 0,016 |
| | | | | | | | | | | 2,629 | 0,010 | 2,30 | 0,010 | 2,044 | 0,013 | 1,84 | 0,015 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,133 | 0,012 | 1,92 | 0,013 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,222 | 0,011 | 2,00 | 0,012 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,311 | 0,010 | 2,08 | 0,010 |

Tabela 11 (cont.): Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5cm para o acelerador linear Mevatron MD2.

| 27,5mm | | 30mm | | 32,5mm | | 35mm | | 37,5mm | | 40mm | | 45mm | | 50mm | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,00 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,00 | 1,000 |
| 0,073 | 1,000 | 0,067 | 0,999 | 0,061 | 1,000 | 0,057 | 1,000 | 0,053 | 1,000 | 0,10 | 0,998 | 0,044 | 1,000 | 0,04 | 0,998 |
| 0,218 | 0,999 | 0,200 | 0,995 | 0,185 | 0,999 | 0,171 | 1,000 | 0,160 | 1,005 | 0,20 | 0,997 | 0,133 | 0,997 | 0,12 | 0,997 |
| 0,291 | 0,997 | 0,267 | 0,993 | 0,246 | 0,997 | 0,286 | 0,998 | 0,267 | 1,007 | 0,30 | 0,994 | 0,222 | 0,995 | 0,20 | 0,995 |
| 0,367 | 0,993 | 0,333 | 0,991 | 0,369 | 0,990 | 0,400 | 0,993 | 0,373 | 1,004 | 0,40 | 0,989 | 0,311 | 0,994 | 0,28 | 0,993 |
| 0,436 | 0,988 | 0,400 | 0,987 | 0,431 | 0,985 | 0,514 | 0,983 | 0,480 | 1,000 | 0,50 | 0,983 | 0,400 | 0,993 | 0,36 | 0,989 |
| 0,509 | 0,983 | 0,467 | 0,982 | 0,492 | 0,980 | 0,571 | 0,978 | 0,587 | 0,991 | 0,60 | 0,976 | 0,489 | 0,988 | 0,48 | 0,983 |
| 0,582 | 0,975 | 0,533 | 0,978 | 0,554 | 0,975 | 0,629 | 0,970 | 0,693 | 0,973 | 0,70 | 0,962 | 0,578 | 0,981 | 0,56 | 0,979 |
| 0,654 | 0,965 | 0,600 | 0,973 | 0,615 | 0,967 | 0,686 | 0,956 | 0,800 | 0,918 | 0,80 | 0,928 | 0,667 | 0,971 | 0,64 | 0,973 |
| 0,727 | 0,955 | 0,667 | 0,964 | 0,677 | 0,953 | 0,743 | 0,931 | 0,853 | 0,856 | 0,90 | 0,800 | 0,711 | 0,965 | 0,72 | 0,962 |
| 0,800 | 0,927 | 0,733 | 0,943 | 0,738 | 0,927 | 0,800 | 0,884 | 0,907 | 0,760 | 0,95 | 0,673 | 0,756 | 0,956 | 0,76 | 0,955 |
| 0,873 | 0,834 | 0,800 | 0,893 | 0,800 | 0,877 | 0,857 | 0,808 | 0,960 | 0,632 | 1,00 | 0,519 | 0,800 | 0,932 | 0,80 | 0,941 |
| 0,945 | 0,647 | 0,867 | 0,798 | 0,861 | 0,796 | 0,914 | 0,698 | 1,013 | 0,485 | 1,05 | 0,360 | 0,844 | 0,887 | 0,84 | 0,913 |
| 1,018 | 0,404 | 0,933 | 0,657 | 0,923 | 0,681 | 0,971 | 0,560 | 1,067 | 0,341 | 1,10 | 0,227 | 0,889 | 0,803 | 0,88 | 0,858 |
| 1,091 | 0,202 | 1,000 | 0,490 | 0,985 | 0,540 | 1,029 | 0,413 | 1,120 | 0,223 | 1,15 | 0,135 | 0,933 | 0,675 | 0,92 | 0,758 |
| 1,164 | 0,091 | 1,067 | 0,324 | 1,046 | 0,393 | 1,086 | 0,280 | 1,173 | 0,138 | 1,20 | 0,083 | 0,978 | 0,519 | 0,96 | 0,616 |
| 1,236 | 0,054 | 1,133 | 0,191 | 1,108 | 0,263 | 1,143 | 0,176 | 1,227 | 0,087 | 1,25 | 0,056 | 1,022 | 0,359 | 1,00 | 0,450 |
| 1,309 | 0,042 | 1,200 | 0,105 | 1,169 | 0,165 | 1,200 | 0,108 | 1,280 | 0,058 | 1,30 | 0,043 | 1,067 | 0,227 | 1,04 | 0,295 |
| 1,382 | 0,035 | 1,267 | 0,060 | 1,231 | 0,101 | 1,257 | 0,069 | 1,333 | 0,044 | 1,40 | 0,028 | 1,111 | 0,136 | 1,08 | 0,180 |
| 1,527 | 0,023 | 1,400 | 0,033 | 1,292 | 0,064 | 1,371 | 0,037 | 1,440 | 0,030 | 1,50 | 0,021 | 1,156 | 0,084 | 1,16 | 0,073 |
| 1,673 | 0,017 | 1,533 | 0,024 | 1,415 | 0,035 | 1,486 | 0,025 | 1,547 | 0,022 | 1,60 | 0,017 | 1,200 | 0,057 | 1,24 | 0,043 |
| 1,818 | 0,014 | 1,667 | 0,018 | 1,538 | 0,023 | 1,600 | 0,019 | 1,653 | 0,016 | 1,70 | 0,015 | 1,289 | 0,035 | 1,32 | 0,031 |
| | | 1,800 | 0,014 | 1,661 | 0,017 | 1,714 | 0,014 | 1,760 | 0,012 | 1,80 | 0,013 | 1,378 | 0,024 | 1,40 | 0,024 |
| | | 1,867 | 0,012 | 1,785 | 0,012 | 1,829 | 0,010 | 1,867 | 0,011 | | | 1,467 | 0,017 | 1,48 | 0,020 |
| | | | | 1,846 | 0,011 | | | | | | | 1,556 | 0,014 | 1,56 | 0,017 |
| | | | | | | | | | | | | 1,822 | 0,011 | 1,64 | 0,015 |
| | | | | | | | | | | | | | | 1,72 | 0,010 |

Tabela 12. Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo radionics de diâmetro Φ à profundidade de 10cm para o acelerador linear Mevatron MD2.

| | 5mm | | 7,5mm | | 10mm | | 12,5mm | | 15mm | | 17,5mm | | 20mm | | 22,5mm | | 25mm |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,00 | 1,000 |
| 0,400 | 0,933 | 0,200 | 0,954 | 0,200 | 0,983 | 0,160 | 0,997 | 0,133 | 0,997 | 0,114 | 0,999 | 0,100 | 0,998 | 0,089 | 0,999 | 0,08 | 1,000 |
| 0,800 | 0,728 | 0,400 | 0,827 | 0,400 | 0,921 | 0,320 | 0,979 | 0,267 | 0,989 | 0,229 | 0,994 | 0,200 | 0,995 | 0,178 | 1,000 | 0,16 | 0,998 |
| 1,200 | 0,473 | 0,600 | 0,642 | 0,600 | 0,819 | 0,480 | 0,936 | 0,400 | 0,971 | 0,343 | 0,985 | 0,300 | 0,990 | 0,267 | 0,993 | 0,24 | 0,995 |
| 1,600 | 0,255 | 0,800 | 0,435 | 0,800 | 0,687 | 0,640 | 0,852 | 0,533 | 0,932 | 0,457 | 0,969 | 0,400 | 0,982 | 0,356 | 0,987 | 0,32 | 0,991 |
| 2,000 | 0,116 | 1,000 | 0,255 | 1,000 | 0,536 | 0,800 | 0,714 | 0,667 | 0,850 | 0,571 | 0,934 | 0,500 | 0,971 | 0,444 | 0,979 | 0,40 | 0,987 |
| 2,400 | 0,051 | 1,200 | 0,132 | 1,200 | 0,390 | 0,960 | 0,536 | 0,800 | 0,718 | 0,686 | 0,865 | 0,600 | 0,949 | 0,533 | 0,968 | 0,48 | 0,980 |
| 2,800 | 0,028 | 1,400 | 0,063 | 1,400 | 0,260 | 1,120 | 0,353 | 0,933 | 0,546 | 0,800 | 0,752 | 0,700 | 0,901 | 0,622 | 0,947 | 0,56 | 0,970 |
| 3,200 | 0,018 | 1,600 | 0,034 | 1,600 | 0,161 | 1,280 | 0,202 | 1,067 | 0,366 | 0,914 | 0,594 | 0,800 | 0,811 | 0,711 | 0,905 | 0,64 | 0,953 |
| 3,600 | 0,014 | 1,800 | 0,022 | 1,800 | 0,093 | 1,440 | 0,105 | 1,200 | 0,215 | 1,029 | 0,421 | 0,900 | 0,674 | 0,800 | 0,828 | 0,72 | 0,919 |
| 4,000 | 0,011 | 2,000 | 0,016 | 2,000 | 0,051 | 1,600 | 0,055 | 1,333 | 0,116 | 1,143 | 0,264 | 1,000 | 0,501 | 0,889 | 0,701 | 0,80 | 0,852 |
| 4,800 | 0,000 | 2,200 | 0,012 | 2,200 | 0,029 | 1,760 | 0,033 | 1,467 | 0,064 | 1,257 | 0,150 | 1,100 | 0,330 | 0,978 | 0,537 | 0,88 | 0,738 |
| 6,000 | 0,000 | 2,400 | 0,000 | 2,400 | 0,019 | 1,920 | 0,024 | 1,600 | 0,040 | 1,371 | 0,083 | 1,200 | 0,194 | 1,067 | 0,363 | 0,96 | 0,579 |
| | | | | 3,200 | 0,014 | 2,080 | 0,019 | 1,733 | 0,030 | 1,486 | 0,050 | 1,300 | 0,108 | 1,156 | 0,218 | 1,04 | 0,403 |
| | | | | 3,600 | 0,011 | 2,240 | 0,016 | 1,867 | 0,023 | 1,600 | 0,035 | 1,400 | 0,062 | 1,244 | 0,122 | 1,12 | 0,249 |
| | | | | 4,000 | 0,000 | 2,400 | 0,014 | 2,000 | 0,019 | 1,714 | 0,028 | 1,500 | 0,042 | 1,333 | 0,077 | 1,20 | 0,143 |
| | | | | 4,200 | 0,000 | 2,560 | 0,013 | 2,133 | 0,017 | 1,829 | 0,024 | 1,600 | 0,032 | 1,422 | 0,048 | 1,28 | 0,084 |
| | | | | | | 2,720 | 0,012 | 2,267 | 0,015 | 1,943 | 0,020 | 1,700 | 0,026 | 1,511 | 0,038 | 1,36 | 0,056 |
| | | | | | | | | | | 2,057 | 0,018 | 1,800 | 0,024 | 1,600 | 0,033 | 1,44 | 0,044 |
| | | | | | | | | | | 2,171 | 0,016 | 1,900 | 0,021 | 1,689 | 0,027 | 1,52 | 0,036 |
| | | | | | | | | | | 2,286 | 0,014 | 2,000 | 0,019 | 1,778 | 0,025 | 1,60 | 0,032 |
| | | | | | | | | | | 2,400 | 0,013 | 2,100 | 0,017 | 1,867 | 0,023 | 1,68 | 0,028 |
| | | | | | | | | | | 2,514 | 0,012 | 2,200 | 0,015 | 1,956 | 0,021 | 1,76 | 0,024 |
| | | | | | | | | | | 2,629 | 0,011 | 2,300 | 0,014 | 2,044 | 0,019 | 1,84 | 0,022 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,133 | 0,017 | 1,92 | 0,019 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,222 | 0,016 | 2,00 | 0,018 |
| | | | | | | | | | | | | | | 2,311 | 0,014 | 2,08 | 0,017 |

Tabela 12 (cont.): Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 10cm para o acelerador linear Mevatron MD2.

| 27,5mm | | 30mm | | 32,5mm | | 35mm | | 37,5mm | | 40mm | | 45mm | | 50mm | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 | 0,000 | 1,000 |
| 0,073 | 0,999 | 0,067 | 1,000 | 0,062 | 0,998 | 0,057 | 1,000 | 0,053 | 1,000 | 0,100 | 0,997 | 0,044 | 0,999 | 0,040 | 0,998 |
| 0,218 | 0,994 | 0,200 | 0,998 | 0,185 | 0,996 | 0,171 | 0,999 | 0,160 | 0,995 | 0,200 | 0,993 | 0,133 | 0,996 | 0,120 | 0,996 |
| 0,291 | 0,991 | 0,267 | 0,997 | 0,246 | 0,993 | 0,286 | 0,996 | 0,267 | 0,993 | 0,300 | 0,989 | 0,222 | 0,992 | 0,200 | 0,996 |
| 0,364 | 0,987 | 0,333 | 0,993 | 0,369 | 0,987 | 0,400 | 0,991 | 0,373 | 0,990 | 0,400 | 0,987 | 0,311 | 0,991 | 0,280 | 0,993 |
| 0,436 | 0,983 | 0,400 | 0,990 | 0,431 | 0,983 | 0,514 | 0,985 | 0,480 | 0,984 | 0,500 | 0,983 | 0,400 | 0,988 | 0,360 | 0,989 |
| 0,509 | 0,978 | 0,467 | 0,986 | 0,492 | 0,979 | 0,571 | 0,979 | 0,587 | 0,975 | 0,600 | 0,973 | 0,489 | 0,982 | 0,480 | 0,983 |
| 0,582 | 0,969 | 0,533 | 0,982 | 0,554 | 0,976 | 0,629 | 0,969 | 0,693 | 0,955 | 0,700 | 0,952 | 0,578 | 0,976 | 0,560 | 0,977 |
| 0,655 | 0,956 | 0,600 | 0,975 | 0,615 | 0,970 | 0,686 | 0,954 | 0,800 | 0,898 | 0,800 | 0,892 | 0,667 | 0,968 | 0,640 | 0,970 |
| 0,727 | 0,932 | 0,667 | 0,968 | 0,677 | 0,963 | 0,743 | 0,926 | 0,853 | 0,837 | 0,900 | 0,748 | 0,711 | 0,961 | 0,720 | 0,958 |
| 0,800 | 0,877 | 0,733 | 0,957 | 0,738 | 0,946 | 0,800 | 0,878 | 0,907 | 0,746 | 0,950 | 0,640 | 0,756 | 0,951 | 0,760 | 0,950 |
| 0,873 | 0,775 | 0,800 | 0,928 | 0,800 | 0,908 | 0,857 | 0,801 | 0,960 | 0,625 | 1,000 | 0,518 | 0,800 | 0,932 | 0,800 | 0,938 |
| 0,945 | 0,621 | 0,867 | 0,849 | 0,862 | 0,834 | 0,914 | 0,693 | 1,013 | 0,488 | 1,050 | 0,394 | 0,844 | 0,890 | 0,840 | 0,915 |
| 1,018 | 0,442 | 0,933 | 0,691 | 0,923 | 0,712 | 0,971 | 0,561 | 1,067 | 0,354 | 1,100 | 0,283 | 0,889 | 0,811 | 0,880 | 0,866 |
| 1,091 | 0,276 | 1,000 | 0,477 | 0,985 | 0,548 | 1,029 | 0,421 | 1,120 | 0,240 | 1,150 | 0,195 | 0,933 | 0,687 | 0,920 | 0,774 |
| 1,164 | 0,158 | 1,067 | 0,272 | 1,046 | 0,376 | 1,086 | 0,294 | 1,173 | 0,156 | 1,200 | 0,132 | 0,978 | 0,528 | 0,960 | 0,638 |
| 1,236 | 0,092 | 1,133 | 0,133 | 1,108 | 0,231 | 1,143 | 0,195 | 1,227 | 0,104 | 1,250 | 0,091 | 1,022 | 0,368 | 1,000 | 0,475 |
| 1,309 | 0,063 | 1,200 | 0,070 | 1,169 | 0,134 | 1,200 | 0,127 | 1,280 | 0,073 | 1,300 | 0,067 | 1,067 | 0,238 | 1,040 | 0,320 |
| 1,382 | 0,049 | 1,267 | 0,053 | 1,231 | 0,082 | 1,257 | 0,086 | 1,333 | 0,056 | 1,400 | 0,044 | 1,111 | 0,151 | 1,080 | 0,199 |
| 1,527 | 0,034 | 1,400 | 0,041 | 1,292 | 0,059 | 1,371 | 0,051 | 1,440 | 0,040 | 1,500 | 0,036 | 1,156 | 0,101 | 1,160 | 0,086 |
| 1,673 | 0,027 | 1,533 | 0,030 | 1,415 | 0,041 | 1,486 | 0,037 | 1,547 | 0,032 | 1,600 | 0,031 | 1,200 | 0,075 | 1,240 | 0,058 |
| 1,818 | 0,024 | 1,667 | 0,026 | 1,538 | 0,032 | 1,600 | 0,031 | 1,653 | 0,027 | 1,700 | 0,028 | 1,289 | 0,051 | 1,320 | 0,044 |
| | | 1,800 | 0,022 | 1,662 | 0,025 | 1,714 | 0,027 | 1,760 | 0,023 | 1,800 | 0,025 | 1,378 | 0,040 | 1,400 | 0,036 |
| | | 1,867 | 0,020 | 1,785 | 0,019 | 1,829 | 0,023 | 1,813 | 0,022 | 1,850 | 0,024 | 1,467 | 0,034 | 1,480 | 0,032 |
| | | | | 1,846 | 0,018 | 1,886 | 0,021 | 1,867 | 0,021 | 1,900 | 0,022 | 1,556 | 0,030 | 1,560 | 0,028 |
| | | | | | | | | | | | | 1,644 | 0,026 | 1,640 | 0,024 |
| | | | | | | | | | | | | 1,822 | 0,021 | 1,720 | 0,022 |

Tabela 13. Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5cm para o acelerador linear Clinac 600C.

| 12,5 mm | | 15 mm | | 17,5 mm | | 20 mm | | 22,5 mm | | 25 mm | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 |
| 0,0400 | 1,0000 | 0,0133 | 0,9950 | 0,0114 | 0,9930 | 0,0100 | 1,0000 | 0,0089 | 1,0000 | 0,0080 | 1,0000 |
| 0,0800 | 0,9853 | 0,0267 | 0,9861 | 0,0229 | 0,9860 | 0,0200 | 1,0000 | 0,0178 | 1,0000 | 0,0160 | 1,0000 |
| 0,1200 | 0,9706 | 0,0400 | 0,9584 | 0,0343 | 0,9790 | 0,0300 | 1,0000 | 0,0267 | 1,0000 | 0,0240 | 0,9966 |
| 0,1600 | 0,8992 | 0,0533 | 0,9245 | 0,0457 | 0,9652 | 0,0400 | 0,9933 | 0,0356 | 0,9932 | 0,0320 | 0,9931 |
| 0,2000 | 0,7385 | 0,0667 | 0,8845 | 0,0571 | 0,9378 | 0,0500 | 0,9865 | 0,0444 | 0,9865 | 0,0400 | 0,9863 |
| 0,2400 | 0,4948 | 0,0800 | 0,7947 | 0,0686 | 0,9108 | 0,0600 | 0,9731 | 0,0533 | 0,9731 | 0,0480 | 0,9795 |
| 0,2800 | 0,2399 | 0,0933 | 0,5074 | 0,0800 | 0,7815 | 0,0700 | 0,9532 | 0,0622 | 0,9597 | 0,0560 | 0,9727 |
| 0,3200 | 0,1324 | 0,1067 | 0,1803 | 0,0914 | 0,6224 | 0,0800 | 0,8947 | 0,0711 | 0,9399 | 0,0640 | 0,9659 |
| 0,3600 | 0,0931 | 0,1200 | 0,1138 | 0,1029 | 0,3617 | 0,0900 | 0,8381 | 0,0800 | 0,9073 | 0,0720 | 0,9391 |
| 0,4000 | 0,0725 | 0,1333 | 0,0711 | 0,1143 | 0,1491 | 0,1000 | 0,5873 | 0,0889 | 0,7528 | 0,0800 | 0,9060 |
| 0,4400 | 0,0541 | 0,1600 | 0,0435 | 0,1257 | 0,1097 | 0,1100 | 0,2712 | 0,0978 | 0,5809 | 0,0880 | 0,7615 |
| 8,0000 | 0,0150 | 0,1867 | 0,0370 | 0,1371 | 0,0778 | 0,1200 | 0,1409 | 0,1067 | 0,2450 | 0,0960 | 0,5706 |
| | | 0,2133 | 0,0160 | 0,1486 | 0,0636 | 0,1300 | 0,0972 | 0,1156 | 0,1445 | 0,1040 | 0,2956 |
| | | 2,6667 | 0,0120 | 0,1600 | 0,0507 | 0,1400 | 0,0741 | 0,1244 | 0,0934 | 0,1120 | 0,1771 |
| | | | | 0,1714 | 0,0438 | 0,1500 | 0,0572 | 0,1333 | 0,0668 | 0,1200 | 0,1222 |
| | | | | 0,2286 | 0,0405 | 0,1600 | 0,0520 | 0,1422 | 0,0558 | 0,1280 | 0,0893 |
| | | | | 2,2857 | 0,0130 | 0,1700 | 0,0470 | 0,1600 | 0,0456 | 0,1440 | 0,0610 |
| | | | | | | 0,1800 | 0,0437 | 1,7778 | 0,0120 | 0,1600 | 0,0469 |
| | | | | | | 0,1900 | 0,0406 | | | 1,6000 | 0,0100 |
| | | | | | | 0,2000 | 0,0375 | | | | |
| | | | | | | 2,0000 | 0,0125 | | | | |

Tabela 13 (cont.): Fatores de Off-Axis para cones radiocirúrgicos modelo Radionics de diâmetro Φ à profundidade de 5cm para o acelerador linear Clinac 600C.

| 27,5 mm | | 30 mm | | 32,5 mm | | 35 mm | | 37,5 mm | | 40 mm | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | | 2x/w | |
| 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 1,0000 |
| 0,0073 | 1,0000 | 0,0133 | 1,0069 | 0,0123 | 1,0000 | 0,0114 | 1,0000 | 0,0107 | 1,0000 | 0,0100 | 1,0068 |
| 0,0145 | 1,0000 | 0,0267 | 1,0000 | 0,0246 | 1,0000 | 0,0229 | 0,9980 | 0,0213 | 1,0000 | 0,0200 | 1,0068 |
| 0,0218 | 1,0000 | 0,0400 | 0,9932 | 0,0369 | 1,0000 | 0,2857 | 0,9980 | 0,0320 | 1,0000 | 0,0300 | 1,0000 |
| 0,0291 | 1,0000 | 0,0533 | 0,9863 | 0,0492 | 0,9934 | 0,0343 | 0,9950 | 0,0427 | 0,9934 | 0,0400 | 0,9980 |
| 0,0364 | 1,0000 | 0,0667 | 0,9660 | 0,0615 | 0,9803 | 0,0457 | 0,9880 | 0,0533 | 0,9868 | 0,0500 | 0,9932 |
| 0,0436 | 0,9930 | 0,0800 | 0,9393 | 0,0738 | 0,9673 | 0,0571 | 0,9780 | 0,0640 | 0,9737 | 0,0600 | 0,9798 |
| 0,0509 | 0,9861 | 0,0867 | 0,8998 | 0,0800 | 0,9479 | 0,0686 | 0,9420 | 0,0747 | 0,9477 | 0,0700 | 0,9731 |
| 0,0582 | 0,9722 | 0,0933 | 0,8422 | 0,0862 | 0,9287 | 0,0743 | 0,9310 | 0,0853 | 0,8843 | 0,0800 | 0,9465 |
| 0,0655 | 0,9653 | 0,1000 | 0,6978 | 0,0923 | 0,7822 | 0,0800 | 0,8870 | 0,0960 | 0,5249 | 0,0900 | 0,8880 |
| 0,0727 | 0,9312 | 0,1067 | 0,3365 | 0,0985 | 0,6749 | 0,0857 | 0,8100 | 0,1013 | 0,4416 | 0,0950 | 0,8313 |
| 0,0800 | 0,8977 | 0,1133 | 0,2131 | 0,1046 | 0,4084 | 0,0914 | 0,7000 | 0,1067 | 0,2470 | 0,1000 | 0,6285 |
| 0,0873 | 0,7454 | 0,1200 | 0,1290 | 0,1108 | 0,2258 | 0,0971 | 0,5600 | 0,1173 | 0,1509 | 0,1050 | 0,3218 |
| 0,0945 | 0,5328 | 0,1267 | 0,0909 | 0,1169 | 0,1270 | 0,1029 | 0,4130 | 0,1280 | 0,0693 | 0,1100 | 0,1962 |
| 0,1018 | 0,2570 | 0,1333 | 0,0701 | 0,1231 | 0,0804 | 0,1086 | 0,2800 | 0,1600 | 0,0549 | 0,1150 | 0,1314 |
| 0,1091 | 0,1398 | 0,1467 | 0,0552 | 0,1354 | 0,0615 | 0,1143 | 0,1780 | 1,0667 | 0,0100 | 0,1200 | 0,1024 |
| 0,1164 | 0,0858 | 0,1600 | 0,0449 | 0,1538 | 0,0464 | 0,1257 | 0,0700 | | | 0,1250 | 0,0766 |
| 0,1309 | 0,0575 | 0,1667 | 0,0433 | 1,2308 | 0,0100 | 0,1429 | 0,0400 | | | 0,1300 | 0,0630 |
| 0,1455 | 0,0468 | 1,3333 | 0,0130 | | | 1,1429 | 0,0120 | | | 0,1400 | 0,0506 |
| 1,4545 | 0,0130 | | | | | | | | | 0,1500 | 0,0440 |
| | | | | | | | | | | 1,0000 | 0,0100 |

## 4.7. Medida das Características Dosimétricas dos Feixes de Radiocirurgia com Fototransistor

O desequilíbrio eletrônico lateral e o acentuado gradiente de dose presentes nos feixes de fótons aplicados à radiocirurgia, podem afetar a distribuição das doses dos planejamentos radiocirúrgicos, com o conseqüente risco de comprometimento dos tratamentos. Por este motivo, é de particular importância o desenvolvimento de novos detectores e de técnicas dosimétricas que tornem mais exata e precisa a aquisição dos dados dosimétricos utilizados nos cálculos dos tratamentos radiocirúrgicos.

Alguns detectores com alta precisão dosimétrica, conforme descrito anteriormente, ainda são de alto custo e não estão disponíveis na maioria dos centros de tratamento. Entre os sistemas alternativos que atendem aos requisitos de pequeno volume sensível, dimensões reduzidas, e fácil obtenção no mercado nacional, destacam-se os fototransistores, dispositivos normalmente utilizados em circuitos eletrônicos.

Neste trabalho, procurou-se avaliar as características metrológicas do fototransistor BPW78 (Siemens), e sua aplicabilidade na aquisição dos parâmetros dosimétricos do feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2 utilizado em tratamentos de radiocirurgia e radioterapia estereotáxica.

### 4.7.1. Perda da Sensibilidade do Fototransistor por Radiação

Os resultados das medidas utilizadas para avaliar a degradação da resposta do fototransistor com a dose de radiação mostraram que a sua resposta relativa decresceu com o aumento da dose de radiação a que foi submetido. A degradação sofrida pelo fototransistor, no intervalo de 30 cGy a 1950 cGy, foi de cerca de 13%, conforme mostra a Figura 58.

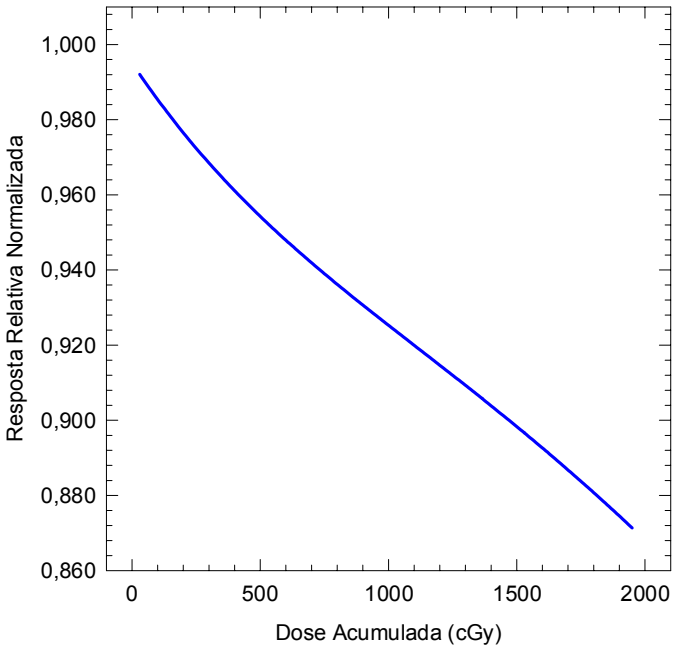



Figura 58. Degradação da resposta do fototransistor BPW78 em função da dose de radiação acumulada.

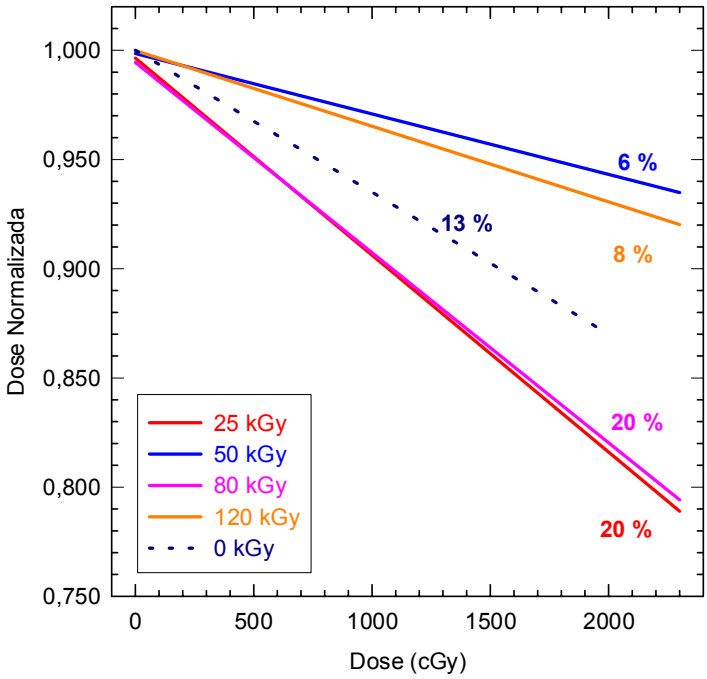



Figura 59. Degradação da resposta do fototransistor BPW78 pré-irradiado em feixes de elétrons de 1,5 MeV, com doses de 0, 25, 50, 80 e 120 kGy.

Os resultados indicaram que uma curva de linearidade da resposta *versus* dose acumulada deveria ser obtida previamente a fim de se determinar uma faixa de degradação em que a aquisição dos dados dosimétricos fosse mais exata e precisa. Com esse objetivo, o fototransistor BPW78 foi submetido a uma pré-irradiação em feixes de elétrons de 1,5 MeV em um acelerador de grande porte, com doses de 0, 25, 50, 80, 100 e 120 kGy, a fim de determinar uma faixa de linearidade para a resposta do fotodetector, de modo que o mesmo possa ser utilizado para dosimetria . Os resultados destas medidas (Figura 59) mostram que o fototransistor sofreu uma menor degradação por radiação, da ordem de 6 e 8%, quando submetido a uma pré-irradiação de 50kGy e 120kGy, enquanto que, a degradação foi de cerca de 13% para o fototransistor que não sofreu pré-irradiação.

### 4.7.2. Fatores de Rendimento (FR)

Os fatores de rendimento dos cones de radiocirurgia para o feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2 foram medidos com o fototransistor, câmara de ionização do tipo Markus, e fotodiodo. Os resultados destas medidas são apresentados na Figura 60, juntamente com os dados de Fan et al.[48].

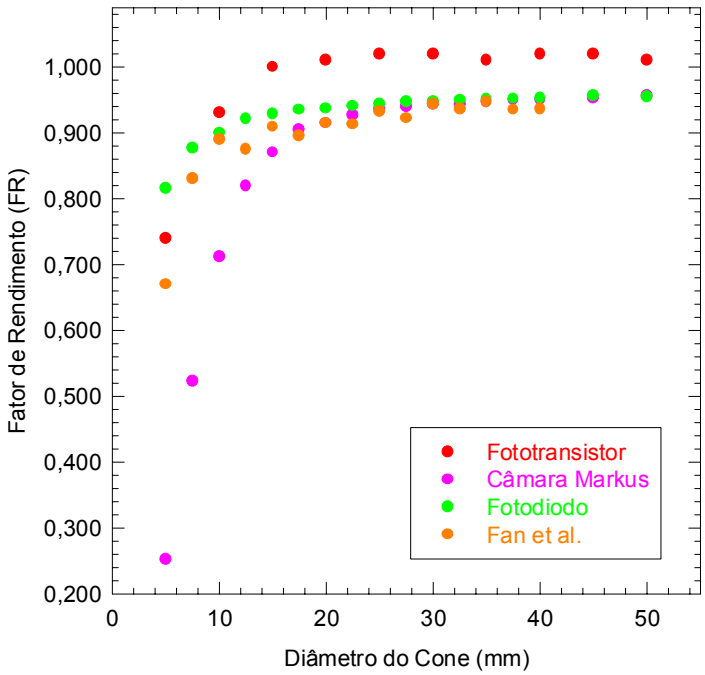



Figura 60. Fatores de rendimento (FR) em função do diâmetro do cone, normalizado para o campo 10x10 $cm^2$.

Os dados mostram que os fatores de rendimento medidos com o fototransistor apresentam uma variação de 5,5% a 15%, entre os cones de 15 a 50 mm de diâmetro, em relação aos dados obtidos com a câmara de ionização Markus. Em relação aos valores obtidos com o fotodiodo, a variação percentual foi de 3,3% a 9,3%, entre os cones de 5 a 50 mm; considerando os dados de Fan et al.[48], esta variação foi de 4,5 a 10,5%. Os resultados mostram que os fatores de rendimento obtidos com o fototransistor apresentam uma menor variação percentual em relação aos dados do fotodiodo, principalmente para os cones de diâmetros muito pequenos.

A Figura 61 apresenta os valores dos fatores de rendimento, corrigidos para a degradação do detector, em função da dose de radiação acumulada. As variações encontradas entre os dados obtidos com o fotodiodo variaram de 1 a 4% entre os cones de 10,0 a 40,0 mm e de 4 a 8% entre os cones de 15,0 a 40,0mm entre os dados obtidos com a câmara Markus. Os resultados mostram uma boa concordância com os demais detectores. Portanto, pode-se concluir pela viabilidade da utilização deste tipo de fotodetector para as medidas dos fatores de rendimento (FR) dos feixes de fótons usados em radiocirurgia.

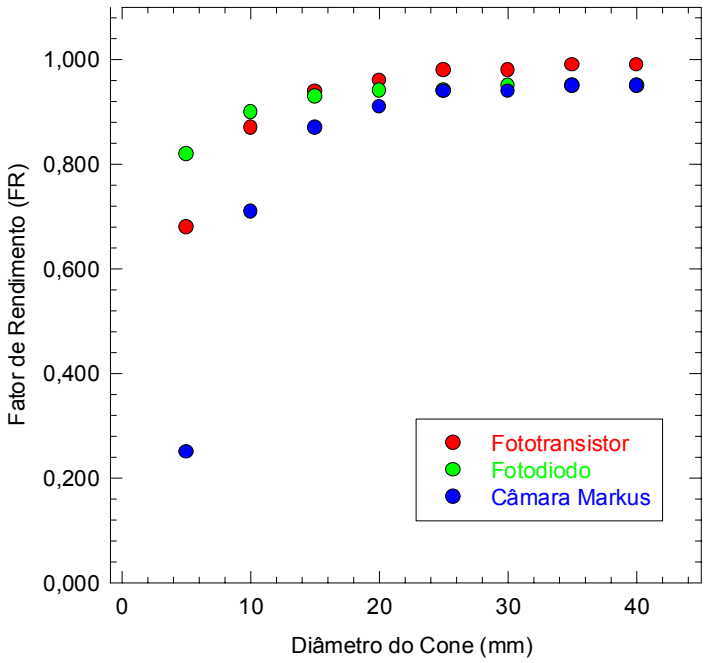



Figura 61. Fatores de rendimento (FR) em função do diâmetro do cone, normalizado para o campo 10x10 $cm^2$, corrigidos pela degradação do fototransistor por radiação.

4.7.3. Relação Tecido-Máximo (RTM)

Os valores das RTM medidos com o fototransistor para um conjunto de cones selecionados são apresentados na Figura 62. Pode-se observar, a partir dos resultados, que os valores das relações tecido-máximo aumentam com o diâmetro do cone, para profundidades maiores do que a profundidade de dose máxima, demonstrando que os valores das RTM`s obtidos com o fototransistor apresentam um comportamento semelhante aos dados de outras publicações.

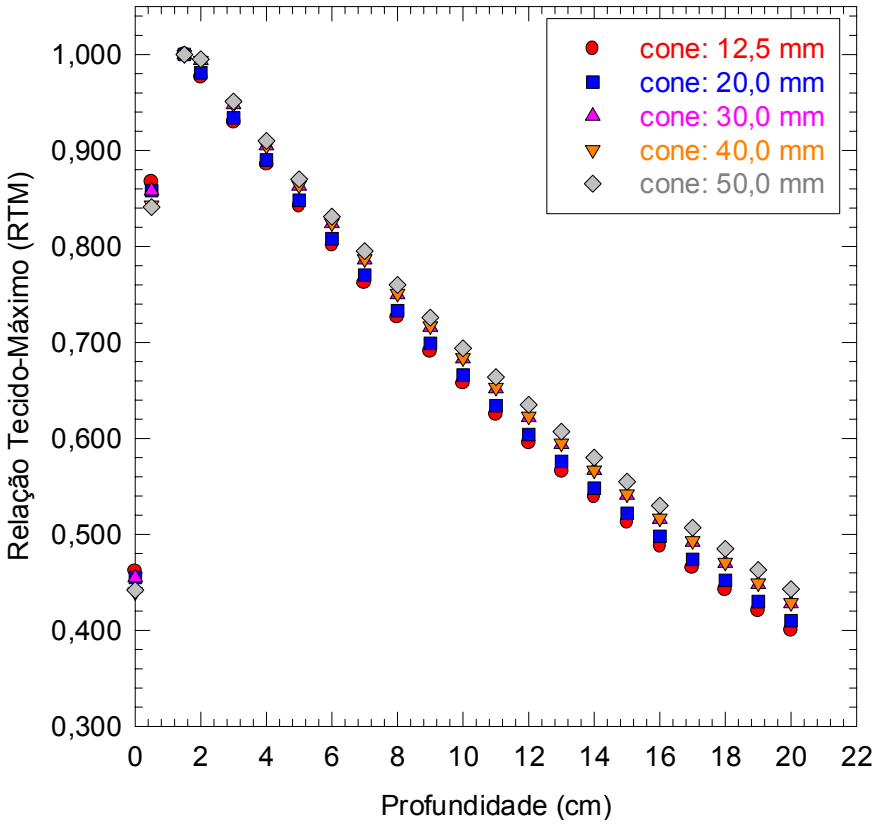



Figura 62. Relação tecido-máximo determinados com o fototransistor para o feixe de fótons de 6MV do acelerador linear Mevatron MD2, para um conjunto de cones radiocirúrgicos selecionados.

As variações percentuais encontradas entre os valores das relações tecido-máximo obtidas com o fototransistor para os cones de 12,5 a 50 mm de diâmetro, nas profundidades de 5, 10 e 20 cm, foram iguais a 3,3%, 5,6% e 11%, respectivamente. Para a câmara de ionização

modelo Markus, por outro lado, essas variações foram iguais a 5,9%, 8,8% e 15%, respectivamente; para o fotodiodo, as variações foram de 4,6%, 6,7% e 11%, respectivamente. Os resultados demonstram uma excelente concordância entre os resultados obtidos com o fotodiodo e os dos demais detectores, que são comumente utilizados nas medidas das características dosimétricas destes feixes de fótons.

A Figura 63 apresenta os valores das relações tecido-máximo obtidas com o fototransitor em função do diâmetro do cone, nas profundidades de 5, 10 e 20 cm, juntamente com dados obtidos da literatura. As variações percentuais encontradas entre os valores obtidos com o fotodiodo e os obtidos com outros detectores foram sempre inferiores a 6%.

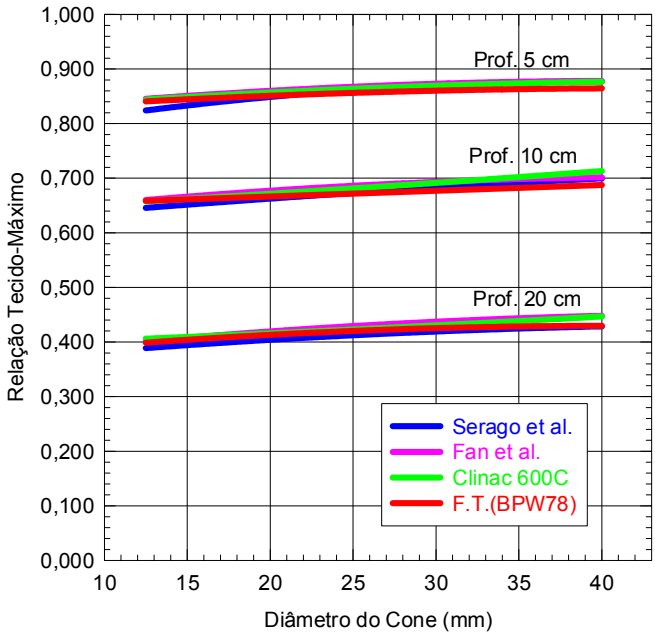



Figura 63. Relações tecido-máximo medidas com fototransistor (FT) para um conjunto de cones radiocirúrgicos do feixe de fótons de 6MV do acelerador linear Mevatron MD2, nas profundidades de 5, 10 e 20 cm.

### 4.7.4. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A Figura 64 apresenta os valores das porcentagens de dose profunda obtidas com o fototransistor, câmara de ionização do tipo Markus e fotodiodo para o feixe de fótons de 6 MV do Mevatron MD2, para o cone de tratamento radiocirúrgico de 50,0 mm de diâmetro.

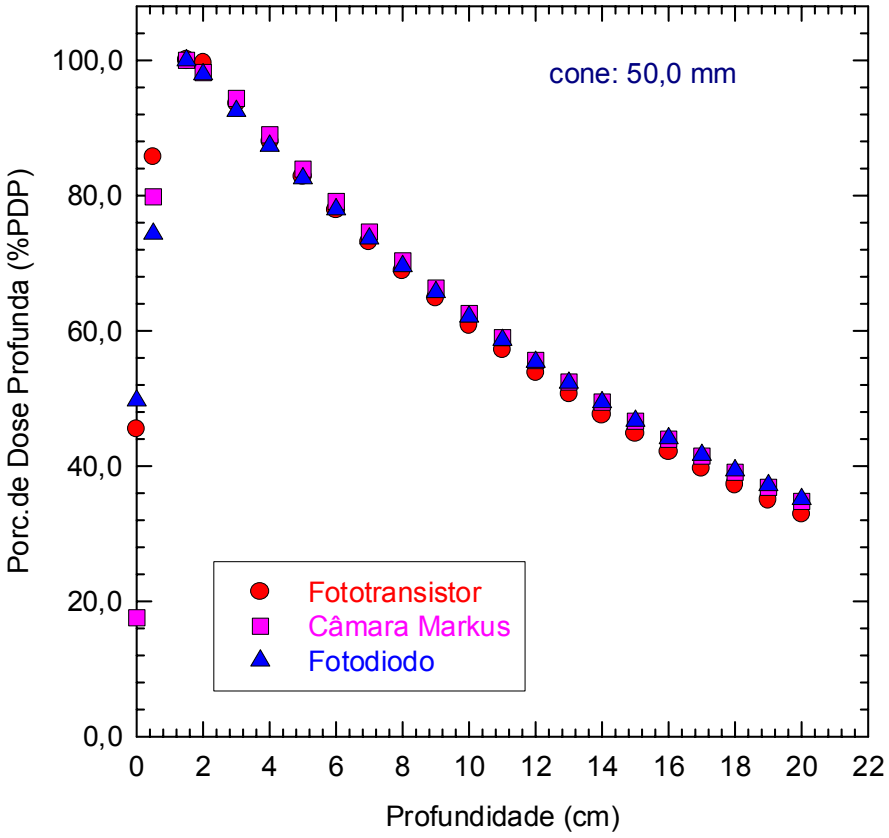



Figura 64. Porcentagem de dose profunda para o cone de diâmetro igual a 50 mm, medida com o fototransistor, câmara de ionização Markus e o fotodiodo.

Os valores das porcentagens de dose profunda, medidas com o fototransistor, apresentaram uma pequena variação na profundidade de dose máxima, compatível com dados de outras publicações. As variações percentuais encontradas nos valores das PDP entre os detectores foram inferiores a 5,2% em relação à câmara Markus e a 6,2%, em relação ao fotodiodo, estando as maiores diferenças nas maiores profundidades.

## 4.8. Variações das Doses em Interfaces Ar-Tecido e Osso-Tecido

### 4.8.1. Influência de Interfaces Ar-Tecido

Estudo das distribuições das doses nas interfaces ar-tecido foi realizado em um feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear de elétrons Mevatron MD2, Siemens, que utiliza o sistema de radiocirurgia Radionics™ X-Knife 4. Os fatores de redução de dose (FRD) nas

interfaces foram calculados pela razão da carga coletada na interface, com e sem o “gap” de ar.

A Figura 66 apresenta os fatores de redução de dose em função do diâmetro do colimador para as espessuras de “gap” de ar de 3, 5, 10, 15 e 20,0 mm. Pode-se observar que os fatores de redução de dose diminuem com o aumento do diâmetro do cone e aumentam com as espessuras das cavidades de ar. Observa-se também que para diâmetros de cones iguais ou maiores do que 30 mm os fatores de redução de dose são aproximadamente iguais a 1 para as espessuras de gaps de ar iguais ou menores do que 5 mm.

A redução na dose é mais pronunciada para diâmetros de cones menores e gaps de ar com espessuras maiores. Os fatores de redução das doses sofreram uma variação de aproximadamente 1% a 70 % entre os cones de 12,5 a 50 mm, para “gaps” de ar de 3 a 20 mm. Os resultados obtidos mostraram que as medidas das doses relativas nas interfaces ar-tecido sofrem um decréscimo no eixo central do feixe de radiação, devido à falta de espalhamento completo e a uma menor atenuação do feixe de radiação na não homogeneidade. O fator de redução de dose variou de 0,313 a 0,988 entre os cones de 12,5 a 50,0 mm, para “gaps” de ar de 3 a 20 mm. A Tabela XIV apresenta os resultados dessas medidas.

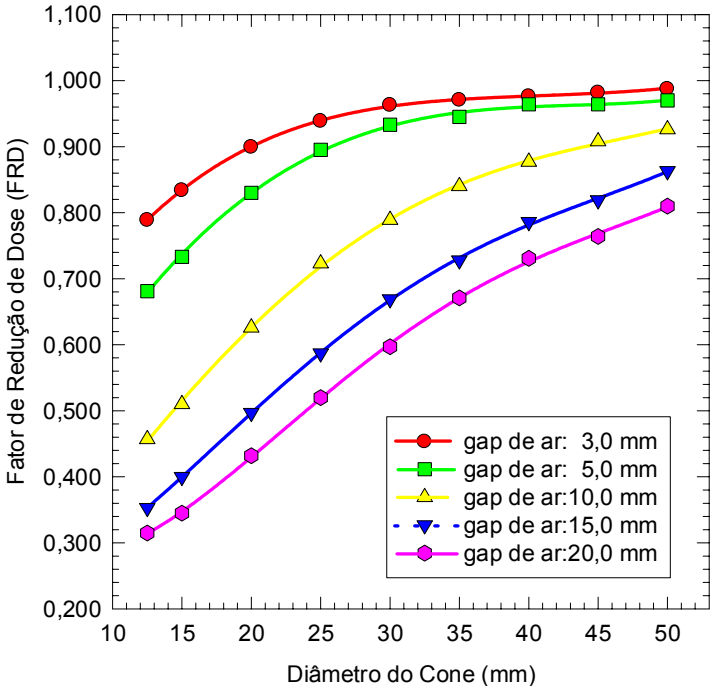



Figura 65. Fatores de redução de dose no eixo central, em função do diâmetro do campo, imediatamente após não homogeneidades de ar de espessuras 3, 5, 10, 15 e 20 mm.

Tabela 14. Fatores de redução de dose para diversas espessuras de "gap" de ar, em função do diâmetro do cone.

| Diam. do Cone(mm) | Espessura das Cavidades de Ar (mm) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 3,0 | 5,0 | 10,0 | 15,0 | 20,0 |
| 5,0 | 0,578 ± 0,001 | 0,444 ± 0,002 | 0,227 ± 0,001 | 0,143 ± 0,001 | 0,095 ± 0,003 |
| 7,5 | 0,649 ± 0,002 | 0,521 ± 0,003 | 0,323 ± 0,004 | 0,250 ± 0,002 | 0,218 ± 0,001 |
| 10,0 | 0,706 ± 0,001 | 0,600 ± 0,002 | 0,397 ± 0,001 | 0,308 ± 0,001 | 0,278 ± 0,001 |
| 12,5 | 0,789 ± 0,001 | 0,681 ± 0,003 | 0,457 ± 0,002 | 0,353 ± 0,001 | 0,315 ± 0,002 |
| 15,0 | 0,834 ± 0,003 | 0,733 ± 0,003 | 0,510 ± 0,003 | 0,400 ± 0,003 | 0,345 ± 0,001 |
| 20,0 | 0,900 ± 0,001 | 0,830 ± 0,002 | 0,626 ± 0,001 | 0,497 ± 0,001 | 0,432 ± 0,003 |
| 25,0 | 0,939 ± 0,001 | 0,895 ± 0,002 | 0,723 ± 0,004 | 0,587 ± 0,002 | 0,520 ± 0,003 |
| 30,0 | 0,963 ± 0,002 | 0,933 ± 0,004 | 0,789 ± 0,001 | 0,669 ± 0,001 | 0,597 ± 0,001 |
| 35,0 | 0,970 ± 0,002 | 0,945 ± 0,002 | 0,840 ± 0,003 | 0,728 ± 0,001 | 0,671 ± 0,002 |
| 40,0 | 0,976 ± 0,003 | 0,964 ± 0,001 | 0,877 ± 0,001 | 0,786 ± 0,002 | 0,731 ± 0,002 |
| 45,0 | 0,982 ± 0,004 | 0,964 ± 0,001 | 0,908 ± 0,001 | 0,819 ± 0,001 | 0,764 ± 0,001 |
| 50,0 | 0,988 ± 0,001 | 0,970 ± 0,002 | 0,926 ± 0,002 | 0,863 ± 0,003 | 0,810 ± 0,003 |

A Figura 67 apresenta os perfis do feixe para o cone de 30,0 mm de diâmetro nas interfaces ar-tecido, para os gaps de ar de 3, 5, e 10,0mm e para a condição de homogeneidade. Os perfis dos feixes, de uma maneira geral, apresentaram um aumento na largura da penumbra nas interfaces ar-tecido em relação à condição de homogeneidade, devido tanto à menor atenuação do feixe na heterogeneidade, quanto à ausência da condição do equilíbrio eletrônico lateral. Em conseqüência, as doses dentro das margens internas do campo de irradiação decresceram e as doses externas aumentaram com o aumento das espessuras do gap de ar. Deste modo, tem-se uma região de superdosagem na porção interna e uma sub-dosagem na porção externa do campo de irradiação.

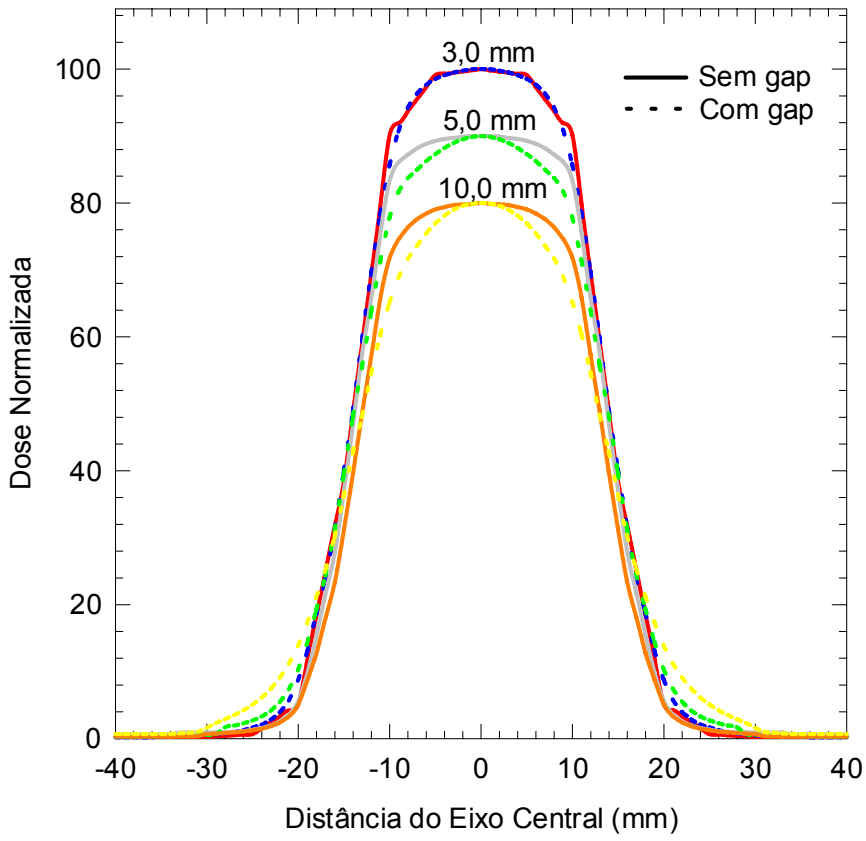



Figura 66. Perfis de dose para as situações de simulador homogêneo e com gap de ar – cone de 30 mm.

A Figura 68 apresenta o efeito de “build-up” na porção distal da interface ar-tecido, produzido pela redução na atenuação e no espalhamento do feixe, para o diâmetro de cone de

12,5mm, nas condições de homogeneidade e de heterogeneidade, com gaps de ar de 3 e 20,0mm. È interessante notar que o equilíbrio eletrônico é completamente perdido na cavidade de ar, levando à formação de uma nova região de "build-up" próxima à região da interface. Após a região de "buildup", as doses em todas as profundidades são maiores do que as doses para a condição de simulador homogêneo. Pode-se observar também que a superdosagem é intensificada com o aumento da espessura das cavidades de ar.

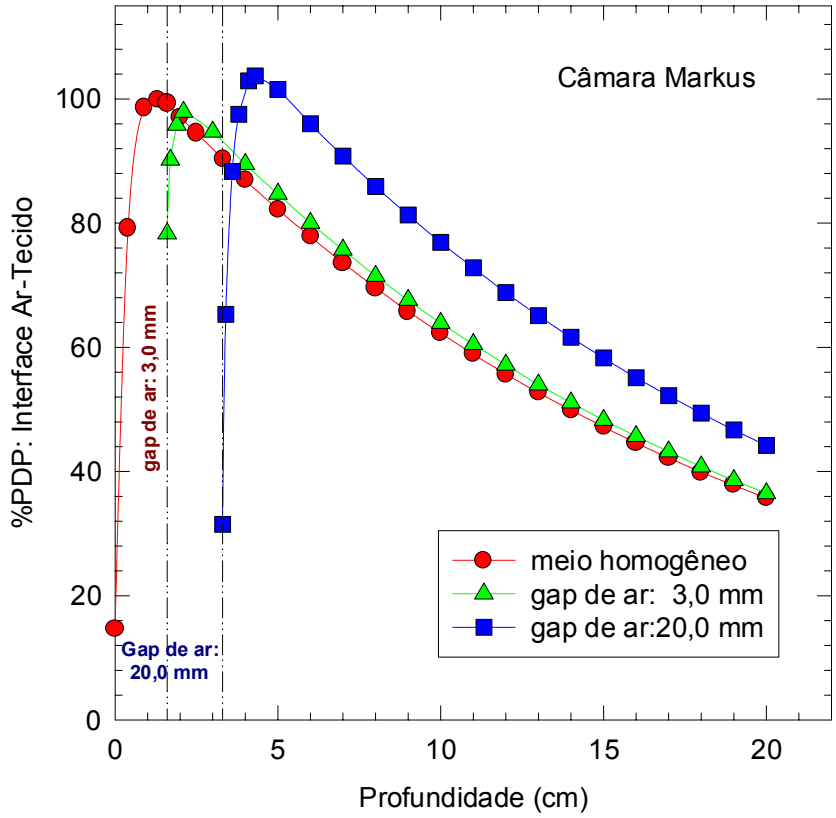



Figura 67. Distribuição da dose em profundidade para diferentes "gaps" de ar e para a condição de homogeneidade.

Medidas realizadas com filmes radiográficos na interface anterior e posterior as cavidades de ar (Figura 69) mostraram uma redução nas doses absorvidas da ordem de 10% e 25% nas interfaces tecido-ar e ar-tecido, respectivamente, para o diâmetro de cone de 12,5mm. O fator de redução da dose medido com a câmara de ionização do tipo Markus na interface ar-tecido foi de aproximadamente 30%. Este dado mostra que o fator de redução da

dose depende do tipo de detector utilizado nas medidas. Após as interfaces observa-se uma subdosagem até a profundidade de 2,9cm, a partir da qual ocorre uma superdosagem igual a 4,3% à profundidade de 3,1cm. Os FRD foram da ordem de 0,890 e 0,757 nas interfaces tecido-ar e ar-tecido, respectivamente.

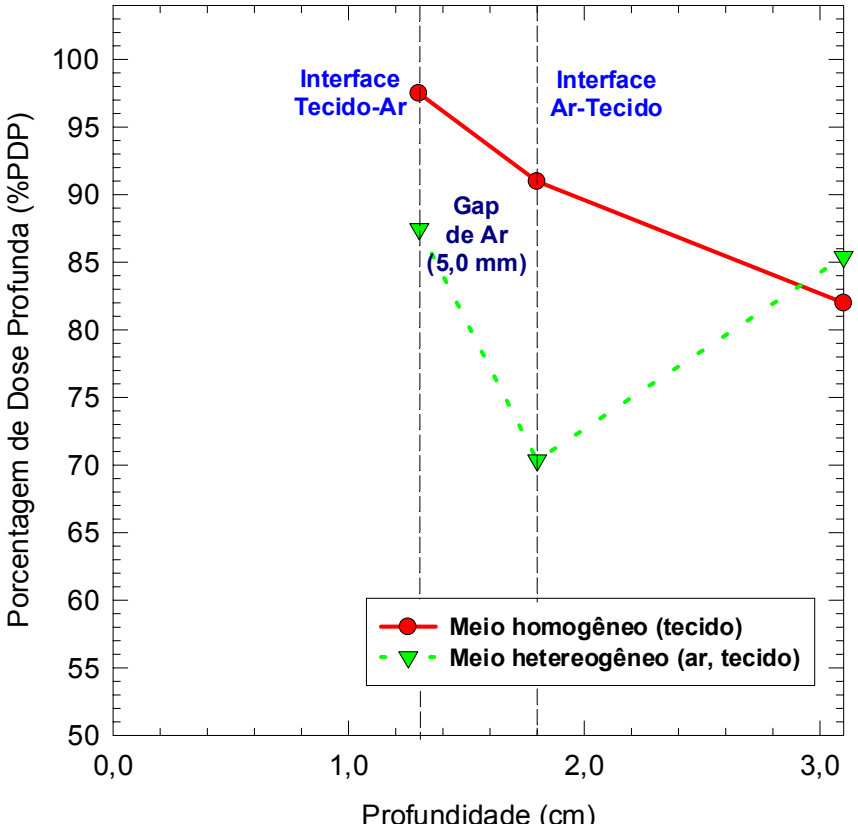



Figura 68. Doses relativas nas interfaces tecido-ar e ar-tecido para o cone de 12,5mm medidas com filmes radiográficos do tipo Kodak X - Omat V.

### 4.8.2. Influência de Interfaces Osso-Tecido

Neste estudo, as medidas simulando interface osso-tecido foram realizadas em um feixe de fótons de 6 MV do acelerador linear de elétrons Mevatron MD2, Siemens, para diâmetros de cones de 10 a 50 mm e espessuras de alumínio (simulando osso), de 3, 5, 10, 15, e 20 mm, localizadas na profundidade de máxima dose. Todas as medidas foram realizadas com uma câmara de ionização de placas paralelas, modelo Markus. Os resultados destas medidas são apresentados na Figura 70.

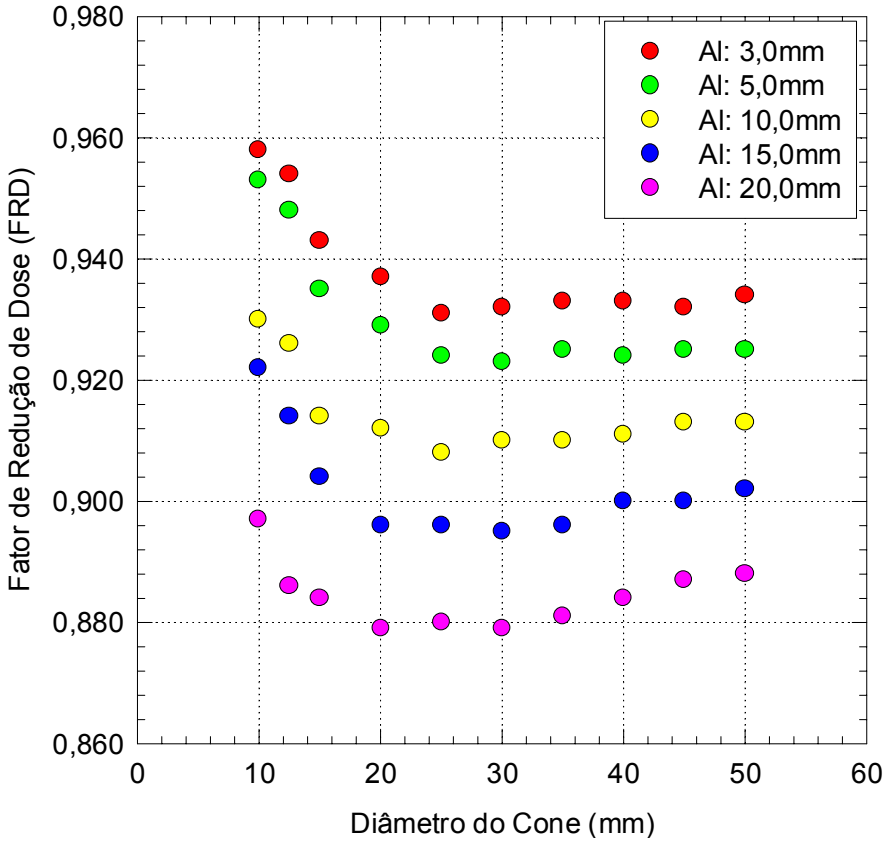



Figura 69. Fatores de redução de dose no eixo central em função do diâmetro do campo após heterogeneidades de Al de espessuras 3, 5, 10, 15 e 20 mm.

As medidas das doses relativas realizadas nas interfaces simulando osso-tecido, nas espessuras de 3, 5, 10, 15 e 20 mm, indicaram um decréscimo nas doses no eixo central do feixe de radiação. A magnitude deste efeito foi da ordem de 4,2% a 10,3% e de 6,6% a 11,2% para os cones de diâmetros iguais a 10,0 e 50,0 mm respectivamente, nas espessuras de 3 a 20 mm.

Os dados mostram também que os fatores de redução da dose diminuem com o aumento do diâmetro dos cones radiocirúrgicos, até o diâmetro de 20 mm, permanecendo praticamente constantes até o diâmetro de 30 mm, a partir do onde se observa um ligeiro aumento nos fatores de redução da dose (FRD). Estes fatores são, portanto, dependentes da espessura de alumínio atravessada e dos diâmetros do cone uma vez que com o aumento do diâmetro do cone o equilíbrio eletrônico lateral é restabelecido. A Tabela XV apresenta os resultados dessas medidas.

Tabela 15. Fatores de redução de dose para diversas espessuras de alumínio, em função do diâmetro do cone.

| Diam. do Cone (mm) | Espessura das Cavidades de Al (mm) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 3,0 | 5,0 | 10,0 | 15,0 | 20,0 |
| 10,0 | 0,958 ± 0,001 | 0,953 ± 0,001 | 0,930 ± 0,003 | 0,922 ± 0,002 | 0,897 ± 0,001 |
| 12,5 | 0,954 ± 0,003 | 0,948 ± 0,001 | 0,926 ± 0,002 | 0,914 ± 0,002 | 0,886 ± 0,001 |
| 15,0 | 0,943 ± 0,002 | 0,935 ± 0,002 | 0,914 ± 0,002 | 0,904 ± 0,001 | 0,884 ± 0,001 |
| 20,0 | 0,937 ± 0,001 | 0,929 ± 0,002 | 0,912 ± 0,001 | 0,896 ± 0,002 | 0,879 ± 0,001 |
| 25,0 | 0,931 ± 0,002 | 0,924 ± 0,001 | 0,908 ± 0,001 | 0,896 ± 0,002 | 0,880 ± 0,002 |
| 30,0 | 0,932 ± 0,002 | 0,923 ± 0,003 | 0,910 ± 0,001 | 0,895 ± 0,001 | 0,879 ± 0,002 |
| 35,0 | 0,933 ± 0,001 | 0,925 ± 0,002 | 0,910 ± 0,002 | 0,896 ± 0,001 | 0,881 ± 0,001 |
| 40,0 | 0,933 ± 0,004 | 0,924 ± 0,003 | 0,911 ± 0,003 | 0,900 ± 0,001 | 0,884 ± 0,003 |
| 45,0 | 0,932 ± 0,001 | 0,925 ± 0,001 | 0,913 ± 0,002 | 0,900 ± 0,002 | 0,887 ± 0,002 |
| 50,0 | 0,934 ± 0,002 | 0,925 ± 0,001 | 0,913 ± 0,001 | 0,902 ± 0,001 | 0,888 ± 0,001 |

### 4.9. Índice de Qualidade do Feixe de Radiocirurgia

A Tabela XVI apresenta os resultados dos índices de qualidade obtidos para o acelerador linear de elétrons Mevatron MD2 e Clinac 600C com a câmara de ionização do tipo dedal da Farmer modelo NE 2571, juntamente com aqueles publicados pelo BRJ Suplemento 25[95]. Pode-se observar que os parâmetros encontrados são comparáveis aos da referência citada.

Tabela 16. Parâmetros de verificação de energia dos feixes de fótons de 6 MV do acelerador linear Mevatron MD2 e Clinac 600C para o campo 10x10 $cm^2$, comparados com dados publicados pelo BJR(25).

| Energia do Feixe | Parâmetros | | |
|---|---|---|---|
| 6 MV | Prof.(cm) 80% | % a 10 cm | $T_{20/10}$ |
| Mevatron MD2 | 6,6 | 66,7 | 0,67 |
| Clinac 600C | 7,1 | 68,8 | 0,67 |
| Britsh Journal (25)[9] | 6,7 | 67,5 | 0,68 |

Segundo o protocolo da Agencia Internacional de Energia Atômica (IAEA 277)[66], para liberar uma dose de 1cGy/UM (unidade monitor) no simulador de água, na profundidade de máxima dose, para o campo de referência 10 x 10 $cm^2$, o fator de calibração do feixe de fótons é dado por:

$$Fc = Mu \times Nd \times (Sw,ar) \times Pu \times Pcel \times 100 / PDP(5cm) \qquad (15)$$

onde, *Mu* é a média das leituras do eletrômetro, com tensões de +300V e –300V, corrigidas para pressão e temperatura, umidade e perdas por recombinação; *Sw,ar* é a razão entre os poderes de freamento da parede da câmara e do ar; *Pu* é o fator de correção para a perturbação dos fótons; *Pcel* é o fator de correção que leva em conta a não equivalência a ar do material do eletrodo central da câmara de ionização e PDP(5cm) é a porcentagem de dose profunda a 5 cm de profundidade na água. A partir dos dados de $T_{20/10}$ são obtidos a razão do poder de frenagem mássico *Sw,ar* e o fator de perturbação da câmara, *Pu* o qual também é dependente do material e da espessura da câmara.

Para os aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2, os valores de $T_{20/10}$ são iguais a 0,67 e 0,68, respectivamente, para o campo de referência 10 x 10 $cm^2$. No entanto, para os diversos cones de radiocirurgia, esta razão variou de 0,61 a 0,63 e de 0,63 a 0,65, para o Clinac 600C e Mevatron MD2, respectivamente (Figura 71). De acordo com o protocolo de dosimetria utilizado como referência isto significa uma diferença menor que 0,8% na razão do poder de freamento, o que tem pouca influência para efeito de determinação da dose absorvida dos feixes de radiocirurgia[66]. Deste modo, as variações nos índices de qualidade apresentados na Figura 71 não são significativas para os cálculos das distribuições das doses dos planejamentos radiocirúrgicos dos feixes de fótons de 6 MV produzidos pelos aceleradores lineares Clinac 600C e Mevatron MD2.

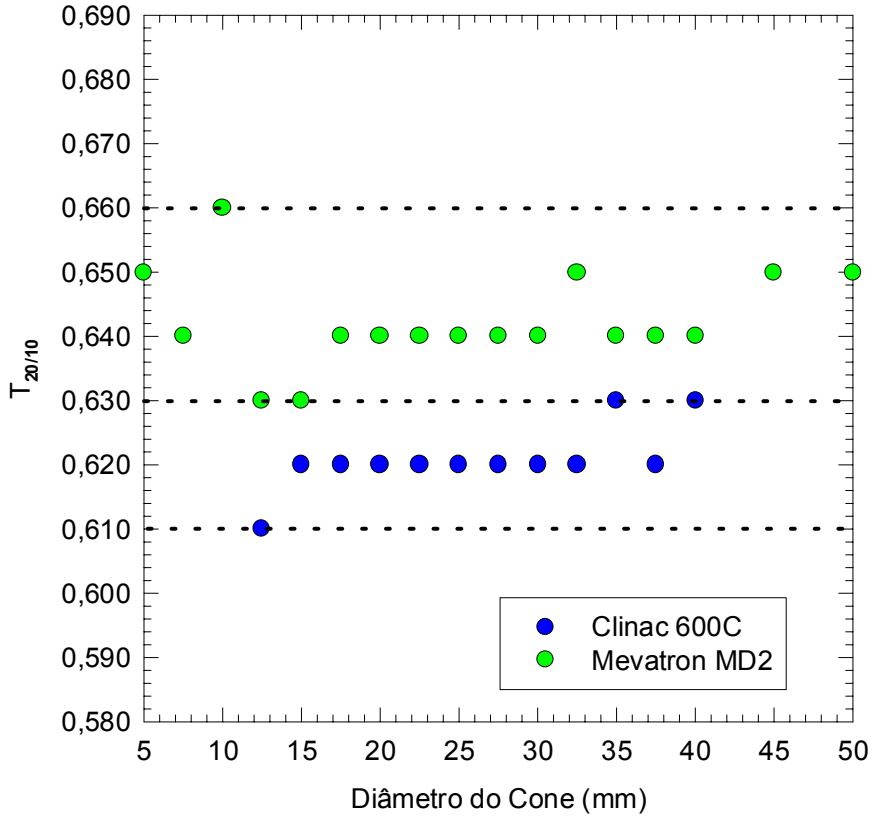



Figura 70. $T_{20/10}$ para os feixes de radiocirurgia do acelerador linear Clinac 600C e Mevatron MD2, e campo de referencia 10 x 10 $cm^2$.

### 4.10. Verificação Experimental da Dose do Sistema de Planejamento

Neste trabalho, foram utilizados dosímetros termoluminescentes LiF-100H (Harschaw) posicionados em um simulador antropomórfico Alderson Rando para verificar se as doses cedidas ao alvo e às estruturas de risco (globo ocular, nervo ótico, quiasma, trato e tronco cerebral) criadas no simulador conforme a Figura 73, correspondiam às doses fornecidas pelo algoritimo de cálculo das doses do sistema de planejamento radiocirúrgico Radionics X-knife.

O planejamento foi gerado com quatro arcos, de acordo com os dados da Tabela XVII, usando um colimador de diâmetro igual a 22,5 mm para aplicar uma dose de 500 cGy no isocentro da lesão (volume alvo). As médias das medidas das doses absolutas obtidas com os

dosímetros termoluminescentes foram comparadas com aquelas calculadas pelo sistema de planejamento (Tabela XVIII).

Tabela 17. Parâmetros para o conjunto de quatro arcos cedidos ao isocentro do volume alvo.

| Nº do arco | Ângulo da mesa | Início do arco | Parada do arco |
|---|---|---|---|
| 1 | $270^0$ | $0^0$ | $225^0$ |
| 2 | $290^0$ | $310^0$ | $355^0$ |
| 3 | $50^0$ | $5^0$ | $150^0$ |
| 4 | $20^0$ | $20^0$ | $165^0$ |

Tabela 18. Resultado da verificação da dose média planejada e da dose média obtida experimentalmente no volume alvo utlizando-se dosímetros termoluminescentes.

| Estruturas anatômicas cerebrais | Dose média planejada (Xknife ) cGy | Dose média experimental cGy |
|---|---|---|
| Volume alvo | 428,4 | 420 ± 71,176 |
| Órbita direita | 1,8 | 1,4 ± 0,246 |
| Órbita esquerda | 0,7 | 0,5 ± 0,168 |
| Nervo ótico direito | 2,0 | 3,0 ± 0,213 |
| Nervo ótico esquerdo | 0,6 | 0,8 ± 0,127 |
| Trato ótico | 2,9 | 2,4 ± 0,541 |
| Quiasma | 2,2 | 3,0 ± 0,181 |
| Tronco cerebral | 8,0 | 10, 0± 0,164 |

Figura 71. Esquema de irradiação implementado para a verificação da dose do planejamento e da dose do tratamento com quatro arcos.

Pode-se observar, a partir da Tabela XVIII, que a dose média determinada com dosímetros termoluminescentes concordou, dentro de ± 2 %, com a dose média calculada pelo sistema de planejamento X-knife, para todas as estruturas intracraneais simuladas.

Coffey et al[56] usando dosimetria termoluminescente (TLD) e gel impregnado com sulfato ferroso em um simulador comercial cheio de água mediram a dose absoluta e a distribuição de dose absorvida no simulador. A diferença entre a dose medida e calculada variou de 0,1 a 4,5%. Guan et al.[96] usando gel, TLD e filmes radiocrômicos em um simulador de cabeça encontraram diferenças de 5,5% entre a dose planejada e a medida. Duggan e Coffey[97] usando uma micro-câmara de ionização (0,009 $cm^3$) em um simulador antropormórfico comercial verificaram, para colimadores entre 16 e 32mm de diâmetro, que as doses planejadas e as obtidas experimentalmente estavam dentro de 2%.

# 5. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que, para se obter as características dosimétricas com exatidão e precisão, detectores de volumes pequenos devem ser utilizados em adição a outros detectores, e as medidas dos parâmetros dosimétricos devem ser realizadas mais cuidadosamente do que na radioterapia convencional, considerando os aspectos dosimétricos específicos destes feixes de fótons de pequenas dimensões. A não observância destas recomendações pode ocasionar erros na determinação dos parâmetros dosimétricos utilizados no algoritmo de cálculo da distribuição das doses, principalmente para os feixes de diâmetros muito pequenos.

No que se refere à dosimetria de feixes estreitos de campos com diâmetros de 10,0 a 50,0 mm o fotodiodo se apresentou como o detector mais apropriado para as medidas dos fatores de rendimento e os filmes a mais apropriada escolha para a medida dos perfis dos feixes. Embora os fotodiodos possam fornecer medidas reprodutíveis e confiáveis, é recomendado comparar os resultados de vários detectores para validar os resultados, tendo em vista as características específicas dos feixes utilizados em radiocirurgia.

Os fatores de rendimento mostraram uma considerável dependência em relação ao tamanho de campo, decrescendo com o decréscimo do diâmetro do cone. Estes fatores sofrem variações de um acelerador para outro, como resultado das diferenças nos perfis dos feixes, nos filtros achatadores, nos tipos de detectores, e nas geometrias dos colimadores secundários utilizados nas medidas.

Os resultados mostram ainda, que a câmara de ionização modelo Markus apresenta valores muito próximos dos resultados de outras publicações, demonstrando que este tipo de detector atende às exigências necessárias às medidas das características dosimétricas destes tipos de feixes, para diâmetros de feixes de fótons iguais ou maiores do que 12,5 mm, desde

que o eixo central do feixe coincida com o ponto de máxima dose medido no detector, para o campo de menor diâmetro.

No que se refere ao uso do fototransistor BPW78 para determinação dos parâmetros dosimétricos, os resultados das medidas realizadas com o fototransistor concordaram com os dados obtidos com o fotodiodo e a câmara de ionização Markus, demonstrando a viabilidade de utilização deste tipo de fotodetector para as medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia, como ferramenta complementar para validação de parâmetros determinados com outros detectores.

Os dados obtidos neste estudo sobre a influência das heterogeneidades mostram que, o fator de redução da dose (FRD) na interface ar-tecido é dependente da espessura da cavidade de ar, do diâmetro do cone, do tipo de detector e da posição do ponto de medida. Deste modo, verifica-se que a largura da penumbra na interface ar-tecido aumenta com o "gap" de ar, o que provoca a criação de áreas adjacentes de subdosagem nestas regiões. Assim, estruturas críticas próximas às interfaces podem receber doses adicionais como conseqüência do estabelecimento de um segundo build-up, posterior à interface ar-tecido. Verificou-se, ainda, que heterogeneidades de alta densidade tais como osso, perturbam a distribuição das doses dos feixes de radiocirurgia. A magnitude desta perturbação é dependente tanto do diâmetro do feixe como da espessura da heterogeneidade.

Os valores obtidos para o índice de qualidade dos feixes de radiação, demonstram que as pequenas variações observadas na relação $T_{20/10}$, para os vários diâmetros dos cones radiocirúrgicos, com relação ao campo padrão 10 x 10 $cm^2$, têm pouco impacto no cálculo da dose absorvida, uma vez que os parâmetros dosimétricos envolvidos nos cálculos das doses sofrem variações percentuais que podem ser desprezíveis na dosimetria em radiocirurgia.

Ficou demonstrado, finalmente, que a dosimetria termoluminescente se constitui em uma excelente ferramenta para a verificação da concordância entre as doses calculadas pelo sistema de planejamento radiocirúrgico e as doses administradas em um simulador antropomórfico, garantindo a exatidão das doses aplicadas nos tratamentos radiocirúrgicos.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] LEKSELL, L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand.* 102: 316-319, 1951.

[2] LAWRENCE, J. H., TOBIAS, C. A., BORN, J. L., WANG, C. C., LINFOOT, J. H. Heavy-particle irradiation in neoplastic and neurological disease. *J. Neurosurg.* 19: 717-22, 1962.

[3] KJELLBERG, R. N., SHINTANI, A., FRANNTZ, A. G., KLIMAN, B. Proton beam therapy in acromegaly. *N. Engl. J. Med.* 278: 689-95, 1968.

[4] BACKLUND, E. O. *The history and development of radiosurgery*. In: Lunsford, L. D.(ed), Stereotactic Radiosurgery Update. New York: Elsevier, 1992. pp. 3-9.

[5] LYMAN, J. T. AND HOWARD, J. Dosimetry and instrumentation for helium and heavy ions. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*. 3: 81-85, 1977.

[6] BETTI, O. O., AND DERECHINSKY, V. E. Hyperselective encephalic irradiation with a linear accelerator. *Acta Neurochir Suppl.* 33: 385-390, 1984.

[7] COLOMBO, F., POZZA, F., CHIEREGO, G., et al. *Linear accelerator surgery*: Current status and perspectives. In: Lunsford, L. D.(ed), Stereotactic Radiosurgery Update. New York: Elsevier, 1992. pp. 37-46.

[8] WINSTON, K. R. and LUTZ, W. Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery.* 22: 454 464, 1988.

[9] ALEXANDER, E., LOEFFLER, J. S., LUNSFORD, L. D. *Stereotactic radiosurgery*. New York: McGraw-Hill, Inc, 1993.

[10] PODGORSAK, E. B. AND PODGORSAK, M. B. *Stereotactic irradiation*. In: Dyk, J. V, ed. The modern technology of radiation oncology. A compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1999. pp. 589-639.

[11] CHO, K. H., GERBI, B. J., HALL, W. A. *Stereotactic radiosurgery and radiotherapy*. In: Levitt, S. H., Khan, F. M., Potish, R. A., Perez, C. A., eds. Technological basis of radiation therapy. Clinical applications. 3rd ed. Philadelphia, Lippincott: Williams & Wilkins, 1999. pp 147-172.

[12] FRIEDMANN, W. A., BOVA, F. J, BUATTI, J. M., MENDENHALL, W. M. *Linac radiosurgery*. A pratical guide. Berlin: Springer-Verlag, 1997.

[13] PIKE, B., PODGORSAK, E. B., PETERS, T. M., PLA, C. Dose distributions in dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys* 14: 780-789, 1987.

[14] LEVY, R. P., LO, E. H., FABRIKANT, J. I.. *Biologic basis for stereotactic radiosurgery*. In: Phillips, M. H, ed. Physical aspects of stereotactic radiosurgery. New York: Plenum Medical Book Company, 1993. pp. 189-238.

[15] CARINI, S., SCIELZO, G., RUGGIERI, F. G., BISTOLFI, F., RAVEGNANI, M., ANDREUSSI, L. Halo ring supporting the Brown-Roberts-Wells stereotactic frame for fractionated radiotherapy. *Acta Neurochirurg.* 129: 92-96, 1994.

[16] GILL, S. S., THOMAS, D. G. T., WARRINGTON, A. P., BRADA, M. Relocatable frame for stereotactic external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 20: 599-603, 1991.

[17] HOUDEK, P. V., FAYOS, J. V., VAN BUREN, GINSBERG, M. S. Stereotactic radiotherapy technique for small intracranial lesion. *Med Phys.* 12: 469-72, 1985.

[18] COLOMBO, F., BENEDETTI, A., POZZA, F., AVANZO, R. C., MARCHETTI, C., CHIEREGO, G., ZANARDO, A. External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery.* 16: 154-160, 1985.

[19] HARTMANN, G. H., SCHLEGEL, W., STURM, V., KOBER, B., PASTYR, O., LORENZ, W. Cerebral radiation using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Rad. Onc Biol. Phys.* 11: 1185-1192, 1985.

[20] PODGORSAK, E. B. *Physics for radiosurgery with linear accelerators*. In: Neurosurgery Clinics of North America. Lunsford, L. D., Guest editor, Vol. 3. Philadelphia, London: W. B. Sanders Campany, 1992.

[21] PODGORSAK, E. B., OLIVER, A., PLA, M., et al. Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery. *Appl Neurophysiol.* 50: 263-8, 1987.

[22] PHILLIPS, M. H. *Stereotactic Radiosurgery*: Introduction to Physical Principles. In: Physical aspects of stereotactic radiosurgery. New York, London: Plenum Medical Company, 1993. pp. 1-43.

[23] FRANKEL, K. A., PHILLIPS, M. H. *Charged particle method*: Protons and Heavy Charged Particles. In: Physical aspects of stereotactic radiosurgery. New York, London: Plenum Medical Company, 1993. pp. 45-85.

[24] LYMAN, J. T., FRANKEL, K. A., LEVY, R. P., FABRICANT, J. I. *Radiation physics for particle beam radiosurgery*. In: Neurosurgery Clinics of North America. Lunsford, L. Dade, M. D. Vol. 3. Philadelphia, London: W. B. Sanders Campany, 1992.

[25] KONDZIOLKA, D. *Gamma Knife radiosurgery*. In: Alexander, E., Loeffler, J. S, Lunsford, L. D. Stereotactic radiosurgery. New York: McGraw-Hill, 1993.

[26] MAITZ, A., LUNSFORD, L. D., WU, A., et al. Shielding requirements, on-site loading and acceptance testing of Leksell gamma knife. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 18: 469-476, 1989.

[27] WU, A., LINDNER, G., MAITZ, A. H., et al. Physics of gamma knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 18: 941-949, 1990.

[28] WU, A. *Physics and dosimetry of the gamma knife*. In: Neurosurgery Clinics of North America. Lunsford, L. Dade, M. D. Vol. 3. Philadelphia, London: W. B. Sanders Company, 1992.

[29] WEBB, S. *The physics of three-dimensional radiation therapy*. Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning. Medical Science Series. Bristol, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 1993.

[30] LUNSFORD, L. D., FLIKINGER, J. COFFEY, R. J. Stereotactic gamma-knife radiosurgery. Initial North American experience in 207 patients. *Arch Neural* 47: 169-175, 1990.

[31] FRIEDMAN, W. A., BOVA, F. J., SPIEGELMANN, R. *Linear accelerator radiosurgery at the university of florida*. In: Neurosurgery Clinics of North America. Lunsford, L. Dade, M. D. Vol. 3. Philadelphia, London: W. B. Sanders Campany, 1992.

[32] LUXTON, G., JOZSEF, G. ASTRAHAN, M. A. Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 18: 1211-21, 1991.

[33] CHIEREGO, G., FRANCESCON, P., COLOMBO, F., POZZA, F. From radiotherapy to stereotactic radiosurgery: physical and dosimetrical considerations. *Radiotherapy and Oncology.* 29: 214-218, 1993.

[34] PRASAD, S. G., PARTHASARADHI, K., DES ROSIERS, C., BLOOMER, W. D., LACOMBE, M. Dosimetric analysis and clinical implementation of 6 MV x-ray radiosurgery beam. *Medical Dosimetry.* 22: 127-133, 1997.

[35] DAS, I. J., DOWNES, M. B., CORN, B. W., CURRAN, W. J., WERNER-WASIK, M., ANDREWS, D. W. Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit. *Radiat Oncol.* 38: 61-68, 1996.

[36] YIN, F-F., ZHU, J., YAN, H., GAUN, H., HAMMOUD, R., RYU, S., KIM, J. H. Dosimetric characteristics of Novalis shaped beam surgery unit. *Med Phys*. 29:1729-38, 2002.

[37] JOHNS, H. E., CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 4 ed. Springfield, Thomas, 1983. pp. 336-356.

[38] KHAN, M. F. *The physics of radiation therapy*. 2 ed. Williams & Wilkins, 1984. pp. 176-197.

[39] NAJJAR-AL, W. H., PRASAD, G. S., PARTHASARADHI, K., BLOOMER, W. D., NANDA, R. K. Dosimetric aspects of small circular fields of 10 MV photon beams. *Medical Dosimetry*. 23: 39-42, 1998.

[40] HEYDARIAN, P., HOBAN, P. W., BEDDOE, A. H. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 41: 93-110, 1996.

[41] NÚÑEZ, L., SÁNCHEZ-DOBLADO, F. *Small field dosimetry in radiosurgery*. E. U., Dynarad, 1999.

[42] SERAGO, C. F., HOUDEK, P. V., HARTMANN, G. H., SAINI, D. S., SERAGO, M. E., KAYDEE, A. Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-rays for radiosurgery. *Phys Med Biol.* 37: 1943-56, 1992.

[43] HIGGINS, P. D., SIBATA, C. H., SISKIND, L., SOHN, J. W. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. *Med Phys 22*: 1663-1666, 1995.

[44] GERBI, B. J., KHAN, F. M. Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. *Med Phys.* 20: 761-764, 1993.

[45] SIXEL, K. E., PODGORSAK, E. B. Buildup region of high-energy x-ray beams in radiosurgery. *Med. Phys.* 20: 761-764, 1993.

[46] WIERZBICKI, W., SIXEL, K. E., PODGORSAK, E. B. An analytical representation of radiosurgical depth-dose data. *Phys. Med. Biol.* 38: 1351-1358, 1993.

[47] LUTZ, W., WINSTON, K. R., MALEKI, N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 14: 373-381, 1988.

[48] FAN, C. J., DEVANNA, W. G., LEYBOVICH, L. B., 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.* 97:183-197, 1996.

[49] BATTUM, L. J., ESSERS, M., STORCHI, P. R. M. Conversion of measured percentage depth dose to tissue maximum ratio value in stereotactic radiotherapy. *Phys. Med. Biol*. 47: 3289-3300, 2002.

[50] RUSTGY, S. N., FRYE, D. M. D. Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector. *Med Phys.* 22: 2117-2121, 1995.

[51] ROBAR, J. L., CLARK, B. G. The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. *Med Phys.* 26:2144-2150, 1999.

[52] RAMANI, R., LIGHTSTONE, A. W., MASON, D. L. D., O`BRIEN PF. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys.* 21: 389-392, 1994.

[53] MCLAUGHLIN, W. L., SOARES, C. G., SAYEG, J. A., MCCULLOUGH, E. C., KLINE, R. W., WU, A., MAITZ, A. H. The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics. *Med. Phys.* 21: 379-387, 1994.

[54] FRANCESCON, P., CORA, S., CAVEDOM, C., SCALCHI, P., RECCANELLO, S., COLOMBO, F. "Use of a new type radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETS, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. *Med Phys.* 25: 503-511, 1998.

[55] DAS, I. J., DOWNES, M. B., KASSAEE, A., TOCHNER, Z. Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery-radiotherapy. *Journal of Radiosurgery.* 4: 177-185, 2000.

[56] COFFEY, C. W, SANDERS, M. CASHON, K., MILLER, R., WALSH, J., PATEL, P. A tissue equivalent phantom for stereotactic radiosurgery localization and dose verification. *Stereotactic Funct Neurosurgery.* 61: 130-141, 1993.

[57] ERTL, A., ZEHETMAYER, M., SCHOLGGL, A., KINDL, P., HARTL, R. Dosimetry studies with TLDs for stereotactic radiation techniques for intraocular tumors. *Phys Med Biol.* 42: 2137-45, 1997.

[58] HARTMANN, G. H. *Quality assurance program on stereotactic radiosurgery*. Berlin, Springer-Verlag, 1995.

[59] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE. *Stereotactic radiosurgery*. AAPM Report Number 54. NY, American Institute of Physics, 1995.

[60] DUGGAN, D. M., COFFEY, C. W. Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery. *Medical Dosimetry.* 22: 127-133, 1997.

[61] WESTERMARK, M., ARNDT, J., NILSSON, B., BRAHME, A. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys Med Biol.* 45: 685-702, 2000.

[62] WU, A., ZWICKER, R. D., KALEND, A. M., ZENG, Z. Comment on dose measurement for a narrow beam in radiosurgery. *Med Phys.* 20: 777-779, 1993.

[63] ZHU, R. X., ALLEN, J. J., SHI, J., SIMON, W. E. Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film. *Med Phys.* 27:472-477, 2000.

[64] RICE, R. K., HANSEN, J. L., SWENSSON, G. K., SIDDON, R. L. Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys Med Biol.* 32: 1087-1099, 1987.

[65] BJARNGARD, B. E., TSAI, J-S, RICE, R. K. Doses on the central axes of narrow 6MV x-ray beams. *Med Phys.* 17: 794-799, 1990.

[66] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in photon and electron beams*: An international code of practice. Vienna, 1987 (IAEA – Technical Reports Series $n^0$ 277).

[67] DUTREIX, A., BJARNGARD, B. E., BRIDIER, A., SHAW, E. J., SVENSSON, H. *Monitor unit calculation for high energy photon beams*. ESTRO 1997.

[68] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10: 741-771, 1983.

[69] KOOY, H. M., NEDZI, L. A., LOEFFLER, J. S., ALEXANDER, E. III, SIDDON, R., CHENG, C. W., MANNARINO, E., HOLUPKA, E. J. Treatment planning for stereotactic radiosurgery of intracranial lesions. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21: 683-693, 1991.

[70] SOLBERG, T. D., HOLLY, F. E., DE SALLES, A. F., WALLACE, R. E. SMATHERS, J. B. Implications of tissue hetereogeneity for radiosurgery in head and neck tumors. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 32: 235-239, 1995.

[71] RUSTGI, A. K., SAMUELS, M. A., RUSTGI, S. N. Influence of air inhomogeneities in radiosurgical beams. *Medical Dosimetry.* 22: 95-100, 1997.

[72] YOUNG, M. E. J., KORNELSEN, R. O. Dose corrections for low-density tissue inhomogeneities and air channels for 10-MV x-rays. *Med. Phys*. 10: 450-455, 1983.

[73] BEACH, J. L., MENDIONDO, M. S., MENDIONDO, O. A. A comparison of air-cavity inhomogeneity effects for cobalt-60, 6 and 10-MV x-ray beams. *Med. Phys.* 14: 140-144,1987.

[74] EKSTRAND, K. E., BARNES, W. H. Pitfalls in the use of high energy x-rays to treat tumors in the lung. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18: 249-252, 1990.

[75] YU, C. X., WONG, J. W., PUDRY, J. A. Photon dose perturbations due to small inhomogeneities. *Med. Phys.* 14: 78-83, 1999.

[76] RUSTGI, S. N., RUSTGI, A. K., JIANG, S. B., AYYANGAR, K. M. Dose perturbation caused by high-density inhomogeneities in small beams in stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 43: 3509-3518, 1998.

[77] DUTREIX, J., BERNARD, M. Dosimetry at interfaces for high energy x and gamma rays. *Br. J. Radiol.* 39: 205-210, 1966.

[78] FARAHANI, M., EICHMILLER, F. C., AND MCLAUGHLIN, W. L. Measurements of absorbed dose near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. *Phys. Med. Biol.* 35: 369-385, 1990.

[79] NILSSON, B., MONTELIUS, A., ANDREO, P. A study of interface effects in Co-60 beams using a thin-walled parallel plate ionization chamber. *Med. Phys*. 19: 1413-1421, 1992.

[80] TATCHER, M., KUTEN, A., HELMAN, J., LAUFER, D. Perturbation of cobalt 60 radiation doses by metal objects implanted during oral and maxillofacial surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 42: 108-110, 1984.

[81] BOURQUE, D. *Static conformal fields in stereotactic radiosurgery*. M. Sc. Thesis, McGill University, Montreal, 1997.

[82] CLARK, B. G. AND ROBAR, J. L. A pratical technique for verification of three-dimensional conformal dose distributions in stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* 27: 978-987, 2000.

[83] NORÉN, G., GREITZ, D., HIRSCH, A., et al. *Gamma knife radiosurgery in acoustic neuroma*. In: Steiner, L., Lindquist, C., Forster, D., Backlund, E. O., eds. Radiosurgery: baseline and trends. New York: Raven Press, 1992.

[84] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures*, ICRU Report 24 (ICRU Publications, Washington, D. C., 1976).

[85] MIJNHEER, B. J., BATTERMANN, J. J., WAMBERSIE, A. "What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?," *Radiother. Oncol.* 8: 237-252, 1987.

[86] WAMBERSIE, A., VAN DAM, J., HANKS, G., MIJNHEER, B. J., BATTERMANN, J. J. *"What accuracy is needed in dosimetry?"*, IAEA-TECDOC. 734, 11-35, 1994.

[87] TSAI, J. S., BUCK, B. A., SVENSSON, G. K., et al. Quality assurance in stereotactic radiosurgery using a standard linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 21: 737-748, 1991.

[88] De Souza, C.N., 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. Radiol. Bras. 34(2): 95-100, 2001.

[89] MCKERRACHER, C., AND THWAITES, D. I. Verification of the dose to the isocentre in stereotactic plans. *Radiotherapy and Oncology.* 64: 97-107, 2002.

[90] OLASAGASTI, J. L. C., ENRÍQUEZ, J. G., OLIVITO, J. M. C. *Radiocirugia estereotáctica*: *indicaciones y situacion*. Zabalgoitia, Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias, 1998.

[91] Santos, L. A. P., Lima R. A. Fototransistor e fotodiodo: comparação nas aplicações em dosimetria radioproteção em feixes de raios-X diagnósticos. *Regional IRPA Congress CD-ROM*, Recife, April 2001.

[92] ICRU (1989), *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measuremen*. Report 44. International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, MD).

[93] RUSTSTEIN, M. D. *Radiosurgery laboratory training*. Radionics Software Applications, INC. 1991.

[94] MCKERRACHER, C. AND THWAITES, D. I. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys. Med. Biol.* 44: 2143-2160, 1999.

[95] AIRD, E. G. A., BURNS, J. E., DAY, M. J., et al. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. *Brit. J. Radiol. Suppl.* 25, 1996.

[96] GUAN, T. Y., ALMOND, P. R., PARK, H. C., LINDBERG, R. D., SHIELDS, C. B. Imaging of radiation dose for stereotactic radiosurgery. *Med Dosim.* 18: 135-142, 1993.

[97] DUGGAN, D. M., COFFEY, C. W. Use of a micro-ionization chamber and an anthropomorphic head phantom in a quality assurance program for stereotactic radiosurgery. *Med Phys.* 34: 513-516.