

TIAGO BRIZOLARA DA ROSA

CÁLCULO DE DOSES EM RADIOCIRURGIAS ESTEREOTÁXICAS COM
ACELERADORES LINEARES E FEIXES CÔNICOS

Florianópolis - SC
2006

TIAGO BRIZOLARA DA ROSA

CÁLCULO DE DOSES EM RADIOCIRURGIAS ESTEREOTÁXICAS COM
ACELERADORES LINEARES E FEIXES CÔNICOS

Dissertação apresentada ao Departamento
de Física da Universidade Federal de
Santa Catarina para obtenção do título de
mestre em Física.

Orientador: Prof. Dr. Frederico Firmo de Souza Cruz

Co-orientador: Prof. Dr. Nelson Canzian da Silva

Florianópolis - SC

Novembro de 2006

**Cálculo de doses em radiocirurgias estereotáxicas com aceleradores
lineares e feixes cônicos**

Tiago Brizolara da Rosa

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de mestre em Física, na área de concentração de Física Nuclear e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação.

Profa. Dra. Débora Peres Menezes

Banca Examinadora

**Prof. Dr. Frederico Firmo de Souza
Cruz
(FSC/UFSC - Orientador)**

**Prof. Danilo de Paiva Almeida
(FSC/UFSC)**

**Prof. Dr. Nelson Canzian da Silva
(FSC/UFSC - Co-orientador)**

**Prof^a. Dr^a. Ana Maria Marques da
Silva
(FSC/PUC-RS)**

Aos meus pais Gisela e Paulo. Aos meus irmãos Lucas e Paola. A Daiane. Aos colegas de universidade que tornaram-se amigos: Cesar, Jean, José, Júlio, Luiz, Mariana, Rodrigo, Sérgio. Aos meus orientadores Prof. Dr. Frederico Firmo de Souza Cruz e Prof. Dr. Nelson Canzian da Silva. À Pixon Ltda. pela amizade e por tudo que aprendi durante nosso trabalho em conjunto. À Micromar Ltda. também pela amizade e pelo incentivo à pesquisa. A Patrícia Soares Morales, colega na confecção de boa parte das linhas de código que utilizo e do chimarrão que as tornou possíveis. Aos amigos. Aos que esqueci.

SUMÁRIO

<i>Resumo</i>	iii
<i>Apresentação</i>	v
<i>1. Introdução</i>	1
1.1 Radiocirurgia estereotáxica	1
1.2 Unidades de tratamento	2
1.3 Planejamento radiocirúrgico	4
<i>2. Feixe radiocirúrgico</i>	7
2.1 Dose e dano biológico	7
2.2 Produção do feixe	9
2.3 Deposição de dose do feixe radiocirúrgico	11
2.3.1 Atenuação do feixe primário	12
2.3.2 Interação dos elétrons e pósitrons com a matéria	16
2.3.3 Porcentagem de dose profunda (PDP)	17
2.3.4 Perfil transversal (OAR)	18
<i>3. Dosimetria</i>	21
3.1 Detectores	21
3.2 Parâmetros dosimétricos	22
3.3 Cálculo de doses	25
3.4 Razão Tecido-Máximo (TMR) e Porcentagem de Dose Profunda (PDP)	27
<i>4. Geometria</i>	29
4.1 Geração e características de imagens tomográficas	29
4.2 Janelamento	32
4.3 Extração dos contornos do paciente nas imagens tomográficas	34
4.4 Coordenadas estereotáxicas	37
<i>5. Cálculo de doses</i>	41
5.1 Deposição de dose de feixe estático	41
5.1.1 Razão Tecido-Máximo (TMR)	43

5.1.2	Perfil transversal (OAR)	44
5.1.3	Forma e composição do paciente	48
5.2	Arcos radiocirúrgicos	49
5.3	Unidades de Monitor	51
5.4	Sistemas de coordenadas	53
5.4.1	Sistema do arco	53
5.4.2	Sistema de doses	55
5.5	Normalização	57
5.6	Histogramas Dose-Volume (HDVs)	58
5.7	Estudo de caso	58
6.	<i>Resultados</i>	61
6.1	Feixe estático	61
6.1.1	Perfil transversal (OAR)	61
6.1.2	Porcentagem de Dose Profunda (PDP)	64
6.2	Planejamentos	65
6.2.1	Planejamento 1	65
6.2.2	Planejamento 2	65
6.2.3	Planejamento 3	65
6.3	Discussão	66
6.4	Conclusão	66
	<i>Apêndice</i>	73
A.	<i>Interação dos fótons com a matéria</i>	75
A.1	Interações fotonucleares	75
A.2	Espalhamento Compton	75
A.3	Espalhamento Rayleigh ou Coerente	78
A.4	Efeito Fotoelétrico	79
A.5	Produção de pares	80
A.6	Dados de seções de choque	81

RESUMO

Este trabalho descreve os conceitos e métodos utilizados no desenvolvimento do módulo de física de um sistema de planejamento de radiocirurgias estereotáxicas de cabeça utilizando colimadores cônicos adaptados a aceleradores lineares. A determinação das doses fundamenta-se em dois conjuntos básicos de informação: (a) os padrões de deposição de dose de cada cone, obtidos através de dosimetria do feixe com detectores posicionados em locais selecionados em um simulador de água ou material dosimetricamente equivalente e (b) geometria detalhada e precisa do paciente, obtida através da construção de um modelo anatômico tridimensional a partir de estudos tomográficos realizados com um sistema de referência estereotáxico fixado à cabeça do paciente. O módulo de física implementa métodos para construção de mapas de dose a partir da informação dosimétrica, detecção do contorno da cabeça do paciente, integração da dose depositada por arcos radiocirúrgicos definidos pelo movimento da mesa e do cabeçote do acelerador, visualização das curvas de isodose sobre cortes tomográficos, cálculo e visualização de histogramas dose-volume e emissão de relatório com os parâmetros de irradiação para cada arco (incluindo as unidades de monitor calculadas). Planejamentos realizados com o sistema desenvolvido foram comparados a planejamentos obtidos com um sistema em uso clínico há vários anos, com resultados praticamente idênticos. O trabalho apresenta ainda uma introdução sobre radiocirurgias estereotáxicas e um apêndice com conceitos básicos de interação da radiação com a matéria, numa tentativa de contribuir para o preenchimento da lacuna existente no que se refere a textos em português sobre o tema.

ABSTRACT

This work describes the concepts and methods used in the development of the physics module in a planning system for stereotactic radiosurgery of the head employing conic collimators attached to linear accelerators. Dose determination lies on two basic sets of information: (a) the dose deposition patterns of each cone, obtained through beam dosimetry with detectors placed on strategic positions in water simulator or dosimetric equivalent material and (b) detailed and precise patient geometry, achieved through a three-dimensional anatomic model constructed from a tomographic study obtained with a stereotactic frame fixed on patient's head. The physics module implements methods for construction of dose distributions based on dosimetric information, patient's head surface detection, integration of dose delivered by the radiosurgical arcs defined by couch and gantry rotations, isodose curves visualization superimposed on tomographic information, generation of dose-volume histograms and emission of a report containing the arcs parameters (including calculated monitor units). Plannings realized with the developed system were compared to plannings from a system on commercial use for many years, showing practically identical results. The work presents also an introduction on stereotactic radiosurgery and an appendix with basic concepts of radiation interactions with matter, in a attempt to reduce the lack of information on the subject available in Portuguese.

APRESENTAÇÃO

Esta dissertação é fruto do desenvolvimento de um sistema de planejamento radiocirúrgico, empreitada iniciada no final de 2003, quando ainda me encontrava na graduação em Física – Bacharelado nesta universidade. No período entre 2003 e 2006 trabalhei no desenvolvimento do módulo de Física desse sistema, inicialmente sob a orientação do Prof. Nelson Canzian da Silva, como bolsista de extensão da FAPEU. Esta mantinha um contrato de consultoria com a Pixeon Ltda., de Florianópolis que, por sua vez, foi contratada pela Micromar Ltda., de São Paulo, para gerenciar a produção de um software de grande porte, do qual o módulo de radiocirurgia faz parte. Durante este mestrado trabalhei no módulo a fim de gerar os resultados apresentados neste trabalho e atualmente trabalho como consultor em sua manutenção e refinamento, com a Micromar Ltda.

Durante o trabalho com a Pixeon tive contato com cientistas da computação, engenheiros e designers, que faziam parte da equipe que trabalhou no projeto, além da mestre em Física Patrícia Soares Morales, que compôs comigo a equipe de Físicos desde o começo do projeto até o início de 2005. Considero a exposição a este ambiente interdisciplinar e profissional muito importante para minha formação.

Muitos dos resultados gerados e/ou exibidos nesta dissertação foram obtidos com o ROOT, um sistema de análise de dados orientado a objetos desenvolvido pelo CERN para a pesquisa em Física Nuclear e de Partículas Elementares, mas com amplas possibilidades de aplicação em todas as áreas. (<http://root.cern.ch>). Diversos *scripts* em linguagem de programação C/C++ foram criados utilizando o ROOT, de modo a testar todos os cálculos do módulo de Física. Considero o relativo domínio dessa ferramenta – dada sua vasta gama de possíveis utilizações – também uma parte importante de minha formação.

Atualmente, o módulo de Física (denominamo-lo *MFRC – Módulo de Física da Radiocirurgia*) está pronto e em fase de manutenção e refinamento. Para que possa ser colocado em uso clínico, o software que inclui o planejamento radiocirúrgico (*MRA – Micromar Radiosurgery Assistant*) deverá passar por uma fase de validação dos resultados da radiocirurgia, através da comparação com medidas dosimétricas em um simulador antropomórfico.

A orientação efetiva durante este mestrado coube ao Prof. Nelson Canzian da Silva e a co-orientação ao Prof. Frederico Firmo de Souza Cruz. O contrário consta na capa desta dissertação por nada mais que razões burocráticas.

1. INTRODUÇÃO

1.1 Radiocirurgia estereotáxica

A radiocirurgia estereotáxica é um método não-invasivo de tratamento para eliminação de lesões cerebrais – malformações arteriovenosas, schwannomas acústicos, meningiomas, tumores cerebrais metastásicos e gliomas, entre outros. O objetivo é eliminar as células da lesão através da aplicação de feixes de radiação ionizante, no caso, fótons de alta energia (MeV). Sendo assim, a radiocirurgia é uma modalidade de *teleterapia*: um feixe de radiação externo é aplicado no paciente. A modalidade teleterapêutica mais comum é a radioterapia, usada de forma fracionada e com feixes de áreas de incidência bem maiores que os radiocirúrgicos.

A radiocirurgia foi concebida pelo sueco Lars Leksell para ser aplicada em uma única sessão, como em uma remoção cirúrgica da lesão [1]. O paciente retoma sua rotina diária logo em seguida da aplicação do tratamento, diferentemente do que aconteceria se o mesmo passasse por uma remoção cirúrgica convencional da lesão.

Não sendo fracionada, a radiocirurgia fundamenta-se muito mais na extrema acurácia na aplicação de uma alta *dose* do que em diferenças radiobiológicas na sensibilidade dos tecidos. Isso não é o que ocorre na radioterapia convencional, onde o tratamento em múltiplas sessões é utilizado em função da diferente resposta à radiação apresentada pelo tumor e pelos tecidos sadios.

O procedimento apóia-se na estereotaxia (Seção 4.4) como modo de localização espacial precisa de qualquer ponto do volume intracraniano do paciente, técnica sem a qual o tratamento agregaria um grau de imprecisão intolerável. Nela, um equipamento que faz as vezes de referencial de coordenadas é rigidamente acoplado à cabeça do paciente, onde irá permanecer durante os exames de imageamento (tomografia, ressonância magnética) e durante o tratamento. A partir do registro que o referencial deixa nas imagens obtém-se uma correspondência entre coordenadas de imagem e localização no paciente, com fidelidade assegurada pela rigidez da fixação do arco estereotáxico. Com base nas imagens é feito o planejamento e a execução da radiocirurgia.

A radiocirurgia é isocêntrica. Todo feixe de radiação que incide sobre o paciente está direcionado a um ponto denominado isocentro, normalmente situado sobre a lesão a ser tratada. É essa forma de irradiar que leva à grande disparidade entre a dose absorvida pelo

tecido tumoral e pelo tecido sadio no entorno – pontos próximos a isocentros acumularão doses muito mais elevadas que no entorno destes.

Os efeitos colaterais são pouco freqüentes, incluindo dor de cabeça e náuseas. Os efeitos a longo prazo, também pouco freqüentes, incluem déficit cognitivo temporário ou danos neurológicos permanentes e a indução de tumores. Doses de radiação excessivas podem causar sequelas irreversíveis como demência severa, leucoencefalopatia e morte associada ou distúrbios menores na memória recente. [2, p. 201]

1.2 Unidades de tratamento

As primeiras menções à radiocirurgia e seu potencial terapêutico datam de 1951 [1]. O neurocirurgião sueco Lars Leksell utilizou uma fonte de raios X de 280 keV movendo-se ao longo de um arco acoplado a um referencial estereotáxico, de modo que a região a ser tratada estivesse precisamente localizada no centro geométrico do arco. Leksell e colaboradores realizaram vários estudos e desenvolvimentos tecnológicos visando o uso de diferentes tipos de radiação (raios X, prótons, íons pesados). Em 1967 desenvolveram o primeiro aparelho de irradiação estereotáxica expressamente desenhado para realizar o tratamento radiocirúrgico de alvos intracraniais, a “Gamma Unit I” (Figura 1.1). O equipamento utilizava um conjunto de fontes de ^{60}Co distribuídas em um setor esférico de 70 graus por 160 graus que permitia a utilização simultânea de 170 feixes independentes que cruzavam-se em um ponto. O dispositivo de Leksell proporciona grande precisão mecânica e reprodutibilidade. As unidades gama de Leksell passaram por sucessivos melhoramentos e até hoje são comercializadas e utilizadas em várias instituições de todo o mundo, sendo conhecidas pelo nome de *Gamma Knife*.

Aceleradores lineares (ou *Linacs*, do inglês *linear accelerator*) de elétrons para radioterapia foram desenvolvidos na década de 1950 simultaneamente nos Estados Unidos e na Grã-Bretanha. Devido à alta energia dos raios X produzidos e versatilidade e segurança de operação, os aceleradores lineares vêm paulatinamente substituindo as “bombas” de Césio e Cobalto no tratamento do câncer com feixes externos. Com a disseminação da radioterapia convencional e melhoria da precisão mecânica dos aceleradores lineares de elétrons utilizados na radioterapia, equipamentos e métodos foram desenvolvidos de modo a adaptá-los para a radiocirurgia (Figura 1.2). Na radiocirurgia com aceleradores lineares a dose é aplicada na forma de *arcos radiocirúrgicos*: o cabeçote do acelerador gira continuamente em torno do isocentro enquanto emite o feixe de tratamento.

Em ambos os sistemas, o tratamento de lesões irregulares ou de múltiplas lesões distantes entre si é feito adicionando novos isocentros ao tratamento. As duas técnicas são tidas como equivalentes quanto à sua eficácia terapêutica. Entretanto, devido à versatili-

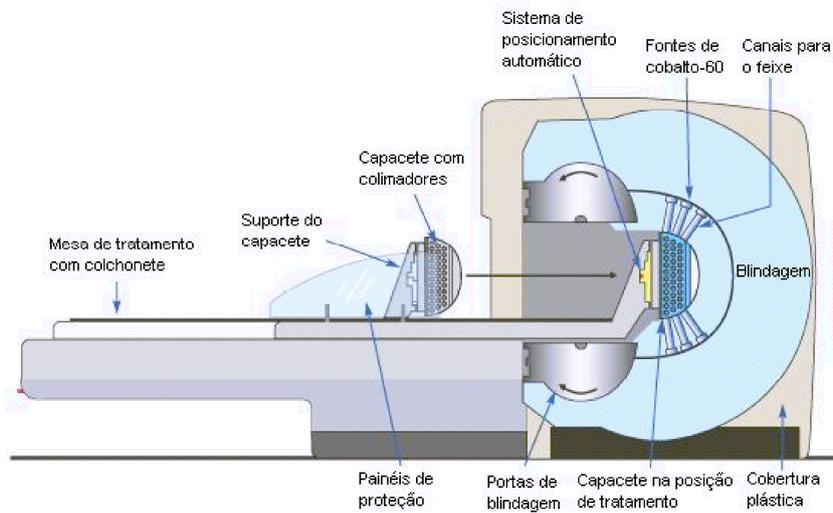


Fig. 1.1: Esquema de uma Gamma-Knife. A cabeça do paciente é posicionada no capacete de modo que a lesão fique situada no ponto de convergência dos feixes radioativos. Feito o posicionamento, capacete e paciente são introduzidos na região onde ficam as fontes radioativas. (Fonte: MidMichigan Medical Center).



Fig. 1.2: Acelerador linear com colimador radiocirúrgico adaptado efetua arco radiocirúrgico. Fonte: Micromar Ltda., divulgação.



Fig. 1.3: Cyberknife. Fonte: Accuray, divulgação (www accuray.com).

dade dos aceleradores e aos custos e dificuldades da produção, transporte e manipulação de fontes radioativas intensas, a radiocirurgia estereotáxica com aceleradores lineares está em franca expansão.

Uma alternativa mais recente é o Cyberknife (Figura 1.3), um sistema robótico guiado via imagem. Um par de imagens de raios X são geradas e comparadas com radiografias digitalmente reconstruídas a partir da informação anatômica tridimensional proveniente de um conjunto de imagens tomográficas abrangendo a região tratada (um *estudo tomográfico*), em “tempo real”, durante o tratamento. Assim, o sistema não necessita do referencial estereotáxico. O protótipo para essa tecnologia foi instalado em 1994 no Stanford University Hospital e foi utilizado no tratamento de pacientes com lesões cerebrais ou espinais obtendo resultados satisfatórios [3].

O uso de unidades de ^{60}Co (as chamadas “bombas de Co”, Figura 1.2) para radiocirurgia foi estudado por Poffenbarger e Pogorsak [4] e por Singh *et al.* [5], mostrando que essas unidades podem constituir-se numa alternativa para centros onde esse equipamento – devido ao custo muito inferior ao de um Linac – é a única fonte de radiação de megavoltagem.

1.3 Planejamento radiocirúrgico

Qualquer procedimento radiocirúrgico requer um planejamento preliminar. O planejamento radiocirúrgico consiste numa avaliação criteriosa da quantidade de radiação a ser administrada ao paciente e qual a melhor forma de fazê-lo de modo a preservar ao máximo os tecidos sadios. Para sua elaboração são necessárias informações anatômicas sobre o paciente e informações dosimétricas do feixe de tratamento produzido pela unidade. As informações anatômicas são obtidas por tomografia computadorizada por raios X. A radiografia convencional e a ressonância magnética são eventualmente fontes de informação complementar mas insuficientes isoladamente: a primeira não fornece informação tridimen-



Fig. 1.4: Unidade de ^{60}Co (“bomba de Co”). Fonte: Italian Hospital, Haifa, Israel, divulgação.

sional e a segunda apresenta distorções freqüentemente intoleráveis para a radiocirurgia. A dosimetria do feixe é feita utilizando-se detectores especializados (filmes sensíveis à radiação, câmaras de ionização ou detectores de estado sólido) posicionados estrategicamente em material *simulador*, um dispositivo em geral feito de acrílico ou água, que simula o tecido mole humano. As informações dosimétricas obtidas em alguns pontos e de modelos para a propagação da radiação permitem que se calcule a dose administrada em um ponto arbitrário do paciente.

Uma determinação quantitativa da energia depositada pode ser feita utilizando-se teoria de transporte e dados sobre as seções de choque de interação da radiação com a matéria. Entretanto, a complexidade das condições de contorno em situações realistas de tratamento não permitem a obtenção de soluções analíticas para o problema. Métodos Monte Carlo fornecem boas aproximações para a solução do problema, entretanto o tempo de execução ou, inversamente, os recursos computacionais necessários para este tipo de cálculo ainda são considerados excessivos no contexto do planejamento rotineiro de tratamentos. Desse modo, os físicos têm se valido de fórmulas semi-empíricas, interpolações dos dados experimentais e modelos simplificados do sistema para calcular previamente a deposição de energia no paciente.

Uma importante etapa do planejamento radiocirúrgico, assim como de todo planejamento radioterapêutico, é a visualização dos resultados do planejamento sobrepostos à informação anatômica do paciente. As ferramentas para visualização tendem a ser cada vez mais versáteis e sofisticadas, ampliando as possibilidades de análise pelo neurocirurgião. Esta etapa, que não é objeto deste trabalho, é suprida por sistemas de armazenamento e comunicação de arquivos (*PACS - Picture Archiving and Communication Systems*) aos quais o módulo que contém a física da radiocirurgia (MFRC) deve ser integrado.

2. FEIXE RADIOCIRÚRGICO

Para melhor desenvolvimento de uma intuição acerca da deposição de dose do feixe radiocirúrgico, este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica da definição de dose e sua importância, do processo de geração do feixe na radiocirurgia com aceleradores lineares e feixes cônicos, das características do feixe produzido e da deposição de dose do mesmo.

2.1 Dose e dano biológico

Suponha a irradiação de um volume V . A *dose absorvida* por esse volume é a energia depositada sobre a massa contida no volume. Segundo Attix [6], a *energia cedida* (*energy imparted*) à matéria em V é definida como

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (2.1)$$

onde R é a *energia radiante* (*radiant energy*), estabelecida como a energia das partículas (excluindo a energia de repouso) emitida, transferida, ou recebida. Os subscritos *in*, *out*, *u* e *c* sinalizam partículas entrando em V , deixando V , partículas não-carregadas e partículas carregadas, respectivamente. No caso de uma produção de par em V , apenas a energia cinética do pósitron no momento da aniquilação é considerada como energia radiante. O termo $\sum Q$ denota a energia total de repouso em V , sendo positivo para conversão de massa em energia e negativo para o contrário.

Por sua vez, a dose absorvida D em um ponto P interno a um volume V define-se como o valor esperado da energia cedida¹ em um volume dv em torno de P , dividido pela massa dm contida nesse volume:

$$D = \frac{d \langle \epsilon \rangle}{dm} \quad (2.2)$$

A dose absorvida D é expressa em gray (Gy) no Sistema Internacional de Unidades (1 Gy = 1 J/Kg) e em rad no sistema CGS (1 rad = 1 erg/g), de modo que 1 rad = 1 cGy.

¹ Em razão da natureza probabilística da interação da radiação com a matéria, ϵ é uma grandeza estocástica e seu valor esperado é a média dos valores medidos quando o número de medições tende a infinito. A dose D é uma grandeza não-estocástica porque baseia-se não no valor de ϵ , mas em seu valor esperado. [6, cap. 1].

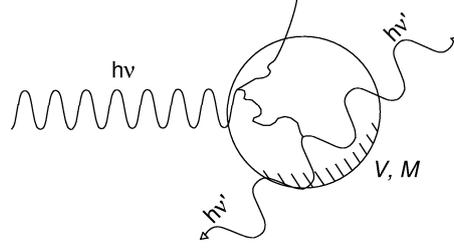


Fig. 2.1: Um fóton adentra um volume V gerando uma série de eventos e depositando neste uma certa dose.

Exemplo (Figura 2.1): Um fóton de energia $h\nu$ adentra um volume V contendo uma massa M e sofre *produção de par* de forma a gerar um elétron e um pósitron com energias cinéticas iguais a $T = h\nu/2 - m_e c^2$ (m_e sendo a massa de repouso do elétron). O elétron perde metade de sua energia cinética em colisões antes de deixar V (portanto, com energia $T/2$). O pósitron perde toda sua energia cinética e é aniquilado por um elétron do meio, emitindo dois fótons de energias iguais a $h\nu' = m_e c^2$, que deixam V (aqui negligenciamos a energia cinética do elétron participante na aniquilação) sem interagir. Utilizando a definição da equação 2.1:

$$\begin{aligned} \epsilon &= (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q = \\ &= h\nu - 0 + 0 - T/2 + (-2m_e c^2 + 2m_e c^2) \\ &= h\nu - T/2 = 3h\nu/4 - m_e c^2/2. \end{aligned}$$

Por fim, o valor médio da dose absorvida em V é igual a

$$\epsilon/M = (3h\nu/4 - m_e c^2/2)/M$$

A ação das radiações ionizantes, alterando a composição química do meio extracelular – produzindo radicais livres, por exemplo – e intracelular – principalmente do núcleo, danificando o DNA – pode acabar por comprometer sínteses vitais para a sobrevivência de uma célula. A instabilidade genética também pode induzir o aparecimento de um câncer [6, 7].

Para ilustrar os efeitos das radiações ionizantes sobre a saúde dos organismos vivos pode-se observar que uma irradiação de 4 Gy (4 J/Kg) sobre todo o corpo de um ser humano pode levá-lo à morte [6, p. 4] [7, sec. 6.5], embora essa quantidade de energia

consiga elevar a temperatura corporal em apenas 0.001 °C. Por outro lado, uma lâmpada incandescente (radiação não-ionizante) pode depositar energia suficiente na pele de uma pessoa a ponto de aumentar sua temperatura em vários graus, mas sem provocar danos.

É observado que o dano biológico não está univocamente ligado à dose absorvida: radiações com alta *transferência linear de energia* (*LET* – *linear energy transfer*) oferecem mais riscos à saúde que radiações de baixa *LET* ao depositarem a mesma dose. Torna-se então necessária uma grandeza que estime esse risco a partir da dose absorvida e do tipo de radiação. Define-se a *dose equivalente* H como

$$H = D Q \quad (2.3)$$

onde D é a dose absorvida e Q é o *fator de qualidade*. Q é adimensional, portanto H tem dimensão de J/kg. Para diferenciar H da dose D , expressamos H em unidades de *sievert* (Sv). Se a dose é expressa em rad, a unidade de dose equivalente torna-se o *rem*.

Os valores de Q constituem-se em valores experimentais da *eficiência biológica relativa* (*RBE* – *relative biological effectiveness*), definida como a razão da dose de raios X ou γ pela dose da radiação em questão. Logo, Q para raios X ou γ é igual a 1 para qualquer energia. Q também vale 1 para elétrons de qualquer energia. Para prótons Q pode chegar a 10 e para nêutrons e partículas α a 20. Estes valores foram determinados observando *efeitos estocásticos* (efeitos de longo prazo – meses ou anos) de baixas doses, tendo então maior significado no contexto da proteção radiológica. [6, 7]

Na radiocirurgia, estudos clínicos e radiobiológicos indicam as doses a serem aplicadas para eliminar diversas lesões e as doses toleradas por estruturas sadias.

2.2 Produção do feixe

Um acelerador linear, ou Linac, é essencialmente um acelerador de elétrons. Cada sistema tem suas características, mas todos funcionam basicamente como descrito a seguir.

O feixe de raios X emitido² origina-se da colisão de elétrons, que após acelerados até velocidades próximas à da luz, acabam por colidir com um alvo de alto número atômico (p. ex., tungstênio). Como previsto pela teoria eletromagnética, a brusca desaceleração desses elétrons produz um feixe com espectro contínuo de raios X. Costuma-se chamar essa radiação de *radiação de freamento* (ou *bremstrahlung*, do correspondente em Alemão). Sobreposto a esse espectro contínuo há um discreto, oriundo dos chamados raios X característicos (fótons emitidos por decaimento de estados eletrônicos excitados por colisões

² para as energias em questão, da ordem de MeV até dezenas de MeV, muitos descreveriam a radiação como γ . Ambas as nomenclaturas podem ser usadas para essa faixa de energias, porém é costumeiro denominar a radiação produzida por freamento ou transições eletrônicas como raios X, enquanto seriam chamados raios γ fótons oriundos de transições nucleares.

no material do alvo). Em seguida esse feixe é colimado, filtrado e colimado novamente (a primeira colimação, próxima ao alvo, é fixa e a segunda, que define o campo radioterapêutico, é dinâmica). Esse processo encontra-se ilustrado na Figura 2.2.

Visto o tamanho usualmente diminuto das lesões cerebrais e os altos gradientes de dose exigidos é necessário em radiocirurgia que se produza feixes estreitos e de baixa penumbra (discussão sobre a penumbra do feixe na Seção 2.3.4), de modo que é adaptado um colimador cônico no cabeçote do acelerador. Os diâmetros de projeção do feixe radiocirúrgico sobre a superfície irradiada (na distância fonte-superfície padrão de 100 cm) podem chegar a 1.5 mm, estando tipicamente entre 5 e 30 mm.

Além dos fótons, o feixe produzido pode apresentar outras partículas ditas *contaminantes*, principalmente elétrons. Verhaegen e Seuntjens [8, sec. 3.7] citam resultados de outros pesquisadores: a maior parte dos elétrons que atinge o paciente é originada no ar próximo à superfície enquanto a maior fonte interna ao Linac é o filtro aplainador. Esses elétrons depositam uma dose que decresce rapidamente com a profundidade e costuma ser insignificante na profundidade de dose máxima (ver Figura 2.12). Pósitrons podem ser gerados por produção de par (breve comentário acerca do processo de produção de pares no Apêndice) e depositam sua dose também superficialmente. Como esse é o único processo relevante na geração de pósitrons, estes são bem menos numerosos que os elétrons.

A altas energias, o feixe apresenta também nêutrons e prótons gerados por interações fotonucleares com componentes do Linac. A contribuição de energia cinética dada a prótons devida a eventos (γ, p) é menor que 5% da devida à produção de pares, logo, os eventos (γ, p) são comumente negligenciados em considerações dosimétricas [6]. Em sua revisão acerca de modelagem de feixes de raios X de megavoltagem, Verhaegen e Seuntjens sequer se referem a prótons como partículas contaminantes. Estes autores também citam estudos com feixes de 15 a 18 MV onde mostra-se que nêutrons gerados no Linac depositam uma dose equivalente de $\sim 2 - 5$ mSv/Gy no eixo central do feixe. Nêutrons são de difícil dosimetria, além de poderem ativar tecidos no paciente, componentes do acelerador ou mesmo a sala de tratamento, sendo sua presença minimizada no projeto de um acelerador.

No caso dos feixes radiocirúrgicos, dois fatores contribuem para diminuir a presença de partículas contaminantes: 1) A energia nominal do feixe radiocirúrgico não costuma passar de 10 MV,³ o que diminui em muito a quantidade de interações fotonucleares e de produção de pares; 2) feixes estreitos são “auto-descontaminantes” pois muitos dos elétrons

³ Altas energias são interessantes em radioterapia para obter uma maior homogeneidade na distribuição em profundidade da dose e/ou maior mortandade celular com menos dependência na oxigenação [6]. Ambas características perdem importância em radiocirurgia porque a) a irradiação em arcos concentra a dose ao redor do alvo clínico independentemente da forma da curva de dose profunda (Pike *et al.* [9] verificaram variação irrisória entre distribuições de dose de arcos utilizando feixes com energias entre 4 e 25 MV); b) a dose aplicada em uma radiocirurgia já é bastante elevada (tipicamente entre 10 e 25 Gy).

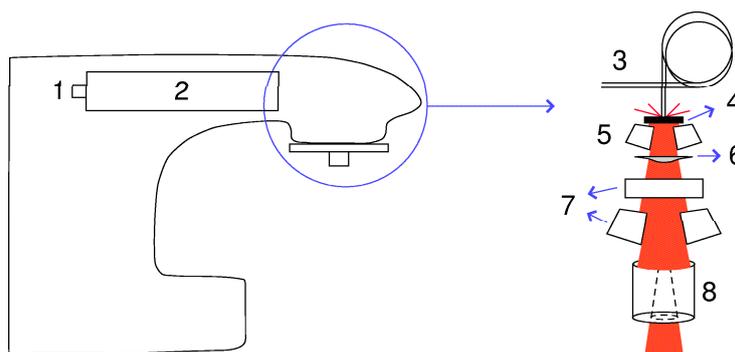


Fig. 2.2: Acelerador linear e detalhe do cabeçote. No canhão de elétrons (1), estes são arrancados por aquecimento de um filamento metálico (efeito termiônico) e levados por uma diferença de potencial até a região aceleradora (2), onde uma estrutura de eletrodos ligados a uma fonte de radiofrequência os acelera até obterem energias da ordem de MeV. Um magneto desvia o feixe (3), que atinge o alvo (4), gerando um feixe de raios X. Esse feixe passa pela colimação primária, fixa (5), um filtro aplainador (6), que minimiza a variação da taxa de dose em função da distância ao eixo do feixe, e passa por um sistema de colimadores ajustáveis (colimação secundária ou “mandíbulas”/“jaws”) (7), assumindo a forma de um feixe de projeção retangular. Na ocasião de uma radiocirurgia, para ser obtido o feixe de tratamento os fótons ainda têm de passar pelo colimador cônico ou “colimador terciário” (8).

que interagem no meio deixam o campo, que é pequeno [10]. Dados de outros autores corroboram a diminuição de elétrons contaminantes à medida que o tamanho do campo diminui [11, 12]. Simulações com Monte Carlo de feixes radiocirúrgicos terminam por considerar apenas fótons no feixe resultante. [13, 14]

As figuras 2.4 e 2.5 exibem espectros simulados de um feixe radioterapêutico e de feixes radiocirúrgicos, respectivamente.

2.3 Deposição de dose do feixe radiocirúrgico

As interações relevantes dos fótons com a matéria e suas importâncias relativas estão descritas brevemente no Apêndice, que traz também gráficos de seções de choque. São elas o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares. Como o tipo de interação sofrida pelos fótons que compõem o feixe depende da energia inicial desses fótons e das características do material absorvedor, precisamos determinar as propriedades do feixe utilizado e do material irradiado. Tomamos como modelo o feixe com o espectro exibido na Figura 2.5. O material irradiado será a cabeça humana, que, como pode-se notar observando as seções de choque em unidades de massa na Seção A.6, é água-equivalente.

Considerando as interações relevantes do feixe com o paciente, temos que cada fóton



Fig. 2.3: Esquerda: colimadores radiocirúrgicos com várias aberturas cônicas. Direita: colimador é adaptado a Linac para obtenção do feixe estreito de tratamento. (Fonte: Micromar Ltda., divulgação)

transfere sua energia para elétrons (espalhamento Compton, efeito fotoelétrico, produção de pares) e/ou pósitrons (produção de pares) em poucas interações – ou mesmo uma apenas – nas quais transfere boa parte de sua energia.⁴ Portanto, são os elétrons, e em bem menor grau, os pósitrons, que depositam dose no meio, através de interações coulombianas. Por esse motivo os fótons são classificados como radiação *indiretamente ionizante*.

Dessa forma, o primeiro passo será investigar o que ocorre com o feixe primário – fótons –, à medida que adentra o meio irradiado.

2.3.1 Atenuação do feixe primário

Observa-se que, ao adentrar uma camada de matéria, um fóton não interage necessariamente, mas apresenta uma probabilidade de fazê-lo. Como resultado, um feixe de fótons acaba por ser atenuado de forma exponencial e não possui uma profundidade de penetração bem definida.

Essa probabilidade de interação é expressa através da grandeza *seção de choque*: uma seção de choque para fótons, σ , pode ser definida através de sua relação com a quantidade de interações A entre as N partículas de um feixe que incidem sobre um material [15]:

$$A = N\sigma\lambda, \quad (2.4)$$

onde λ é a densidade superficial de espalhadores do meio irradiado. Logo, a seção de choque tem unidades de *área/espalhador*. Cada processo de interação tem sua seção de choque, que depende da energia do fóton incidente e do material irradiado. A probabilidade de interação deve ser igual a $A/N = \sigma\lambda$, i.e., σ pode ser pensado como uma *área efetiva* para cada espalhador, onde cada fóton que passa por essa área necessariamente irá interagir

⁴ Para fins de determinação das características da distribuição da dose podemos negligenciar partículas advindas de interações fotonucleares (prótons, nêutrons, partículas α ...)

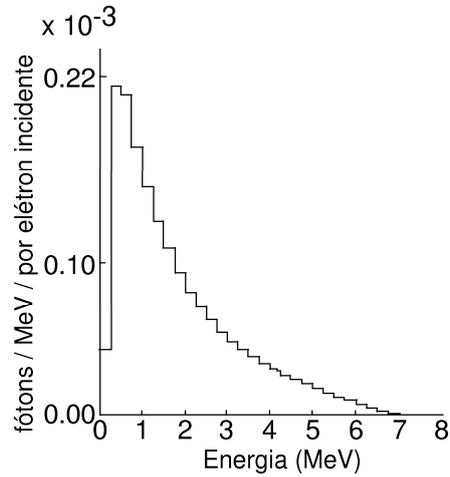


Fig. 2.4: Simulação por método Monte Carlo de espectro de feixe radioterapêutico de um acelerador Siemens (modo 6 MV) sobre o eixo central por elétron incidente no alvo (a partir de Verhaegen e Seuntjens [8])

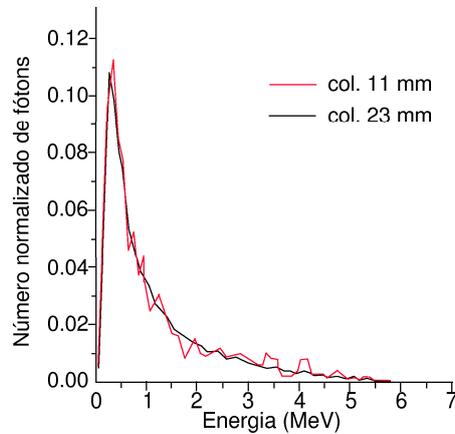


Fig. 2.5: Simulação por método Monte Carlo de espectros de feixes radiocirúrgicos para colimadores cônicos de 11 e 23 mm de um acelerador linear Siemens Mevatron KD2 (modo 6 MV) (a partir de Chaves *et al.* [13])

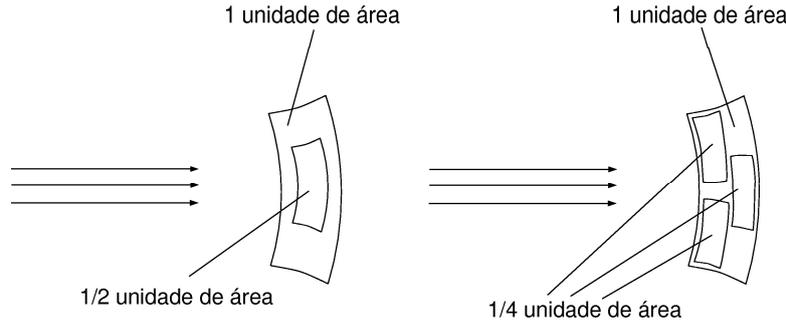


Fig. 2.6: Um feixe incide em uma certa superfície. Esquerda: a superfície possui $\lambda = 1$ espalhador por unidade de área, onde a área efetiva por espalhador σ_{esp} é de $1/2$ unidade de área. Portanto a chance que cada partícula tem de ser espalhada é de 50%. Direita: $\lambda = 3$, $\sigma_{esp} = 1/4$ de unidade de área. Logo, a probabilidade de interação é de $3/4=75\%$.

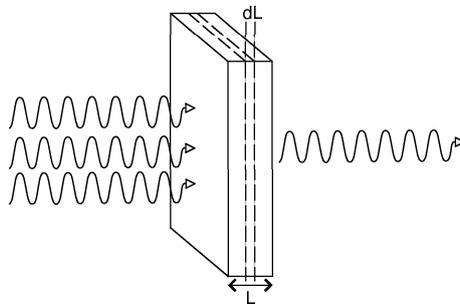


Fig. 2.7: Atenuação de um feixe de raios X.

(esta é apenas uma representação do processo; a área efetiva em questão não é a área do átomo ou elétron espalhador). A Figura 2.6 ilustra essa definição.

Considere um feixe de fótons que incide perpendicularmente em um material atenuador de espessura L (Figura 2.7), e as seções de choque para os processos possíveis de interação, em unidades de massa, dadas por⁵

$$\frac{\sigma_i}{\rho}(E, Z) \quad (\text{cm}^2/\text{g})$$

onde ρ é a densidade do meio, e o espectro de energias do feixe sendo $I(E)$ (normalizado para $\int_{E_{min}}^{E_{max}} I(E) = 1$). Denominamos a seção de choque total por

$$\frac{\mu}{\rho}(E, Z) = \sum_i \frac{\sigma_i}{\rho}(E, Z)$$

⁵ Para converter uma seção de choque escrita em unidades de $\text{cm}^2/\text{átomo}$ para cm^2/g , basta multiplicar a primeira pelo número de átomos por grama do material, N_A/A ($N_A = 6.02 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ é o número de Avogadro, A é o número de gramas por mol do material). Para converter de $\text{cm}^2/\text{elétron}$ para cm^2/g , multiplica-se pelo número de elétrons por grama do material, $N_A Z/A$ (Z é a quantidade de elétrons por átomo do material).

e a média da seção de choque total no espectro de energias do feixe por

$$\frac{\bar{\mu}}{\rho}(Z) = \frac{\int_{E_{min}}^{E_{max}} I(E) \frac{\mu}{\rho}(E, Z) dE}{\int_{E_{min}}^{E_{max}} I(E) dE} = \int_{E_{min}}^{E_{max}} I(E) \frac{\mu}{\rho}(E, Z) dE.$$

Da definição de seção de choque temos que a quantidade de interações em uma camada de espessura dL para os N fótons que adentraram a camada é igual a

$$dN' = \frac{\mu}{\rho}(E', Z) I(E) N \rho dL,$$

para uma dada energia E' , onde ρdl é a densidade superficial e $-dN'$ representa a variação no número de fótons não atenuados para essa energia. Integrando $-dN'$ para todas as energias encontramos a variação para o feixe total:

$$dN = \int_{E_{min}}^{E_{max}} -dN' dE = \int_{E_{min}}^{E_{max}} -\frac{\mu}{\rho}(E, Z) I(E) N \rho dL dE = \frac{\bar{\mu}}{\rho}(Z) N \rho dL.$$

Se integrarmos as atenuações da profundidade 0 até uma certa profundidade l , obtemos a atenuação do feixe para uma profundidade arbitrária:

$$\int_{N_0}^{N_l} \frac{dN}{N} = -\rho \int_0^l \frac{\bar{\mu}}{\rho}(Z) dL,$$

onde N_0 é a quantidade de fótons não atenuados na profundidade zero (o número de fótons do feixe inicial) e N_l é a quantidade de fótons não atenuados na profundidade l . Após efetuar a integração chegamos a

$$N_l = N_0 e^{-\rho \frac{\bar{\mu}}{\rho} l} = N_0 e^{-\bar{\mu} l}, \quad (2.5)$$

verificando assim o comportamento exponencial da atenuação do feixe de raios X. $\bar{\mu}$ é o *coeficiente de atenuação linear médio* e σ_i os *coeficientes parciais de atenuação linear*, ambos possuindo dimensão de $(\text{comprimento})^{-1}$. μ/ρ é denominado *coeficiente de atenuação linear de massa* e σ_i/ρ *coeficientes parciais de atenuação linear de massa*. Estes dois últimos coincidem com as seções de choque expressas em cm^2/g .

Uma informação importante que pode ser obtida dessa expressão é o *livre caminho médio* dos fótons no material atenuador, isto é, a profundidade média atravessada por um fóton do feixe antes de sofrer uma interação. Expandindo 2.5 em uma série de potências,

$$N_l = N_0 \left(1 - \bar{\mu} l + \frac{(\bar{\mu} l)^2}{2!} + \dots \right)$$

Em termos práticos, se $\mu l < 0.05$ (menos de 5% de atenuação), a aproximação

$$\frac{N_l}{N_0} \simeq 1 - \bar{\mu} l$$

é válida dentro de em torno de um décimo de por cento. A quantidade $1/\bar{\mu}$ é o livre caminho médio [6].

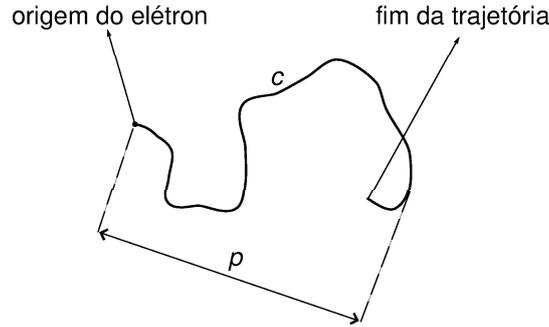


Fig. 2.8: Um elétron percorre determinada trajetória c em água. A profundidade de penetração p é medida segundo a direção original do elétron.

Aplicando esse resultado, vemos que os livres caminhos médios para fótons de 100 keV, 1 MeV e 10 MeV em água são iguais respectivamente a 5.86, 14.2 e 45.2 cm, aproximadamente. Em chumbo, para as mesmas energias temos livres caminhos médios de 0.02, 1.25 e 1.82 cm, respectivamente. Para o ar, 5354, 13068 e 40481 cm.

Já temos uma parte do problema de entender a deposição de dose resolvida. Sabemos que os fótons são atenuados de forma exponencial e os coeficientes de atenuação – as seções de choque de interação em unidades de cm^2/g – podem ser encontrados em tabelas⁶ (gráficos de seções de choque na Seção A.6). Porém, a atenuação não é ainda deposição de dose, esta será efetuada pelos elétrons e pósitrons postos em movimento.

2.3.2 Interação dos elétrons e pósitrons com a matéria

Fótons costumam sofrer poucas interações na matéria, perdendo grande quantidade de energia em cada uma. Elétrons e pósitrons, ao contrário, interagem com um ou mais elétrons ou com o núcleo de praticamente cada átomo pelo qual passam e na maioria dessas interações perdem uma fração pequena de sua energia, como num processo contínuo de fricção [6]. Como conseqüências, observa-se um alcance finito dessas partículas na matéria e a ausência de uma lei de atenuação exponencial para um feixe delas.

Essas partículas podem perder energia por processos de colisão, aniquilação, ou *bremmstrahlung*. Em razão de sua pequena massa, seguem caminhos bastante tortuosos na matéria e a atravessam muito menos que fótons de mesma energia.

O valor esperado da perda de energia de uma partícula carregada por unidade de comprimento de seu caminho c (Figura 2.8) define o *poder de freamento* da partícula no meio:

⁶ Medidos em condições de *boa geometria* ou *geometria de feixe estreito* [6, cap. 3], [16, sec. 2.3]

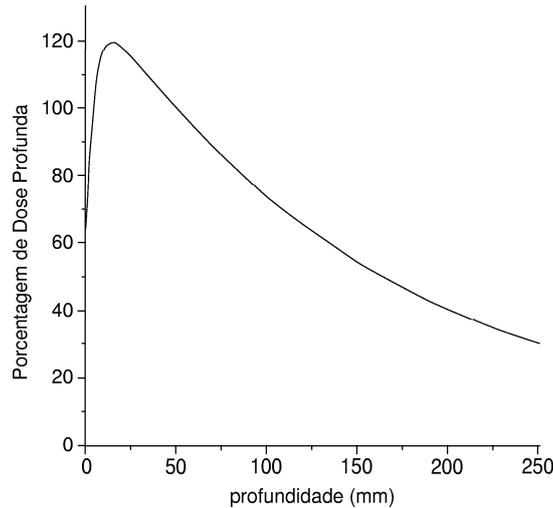


Fig. 2.9: Perfil de dose profunda (relativo à dose a 50 mm de profundidade) para feixe de 6 MV, colimador de 23 mm (espectro na Figura 2.5). Adaptado de Chaves *et al.* [13, fig.12].

$$\text{poder de freamento} \equiv \left(\frac{dT}{dx} \right)_E \quad (2.6)$$

onde E é a energia cinética inicial da partícula. A partir do poder de freamento, que pode ser encontrado em tabelas, como da base de dados ESTAR [17], do NIST, pode-se estimar o alcance da partícula (o comprimento do caminho c) na chamada aproximação *CSDA* (*Continuous Slowing Down Approximation*), onde pensa-se na partícula como perdendo sua energia de forma contínua:

$$a_{CSDA} = \int_0^{T_0} \left(\frac{dT}{dx} \right)^{-1} dT \quad (2.7)$$

Para elétrons em água, com energias iniciais de 10 keV, 100 keV, 1 MeV, 6 MeV e 10 MeV, temos alcances de 2.519×10^{-4} , 1.434×10^{-2} , 4.375×10^{-1} , 3.046 e 4.987 cm, respectivamente [6]. Esse alcance certamente é maior que a profundidade de penetração p e, para meios de baixo número atômico, como a água, é comparável à profundidade máxima de penetração p_{max} (Figura 2.10).

2.3.3 Porcentagem de dose profunda (PDP)

Neste momento podemos entender a forma da curva de porcentagem de dose profunda (PDP) apresentada por um feixe de raios X de alta energia – mais especificamente, um feixe radiocirúrgico. A Figura 2.9 mostra uma curva de PDP (relativa à dose a 50 mm de profundidade) para um feixe de 6 MV, colimador de 23 mm, cujo espectro encontra-se na Figura 2.5.

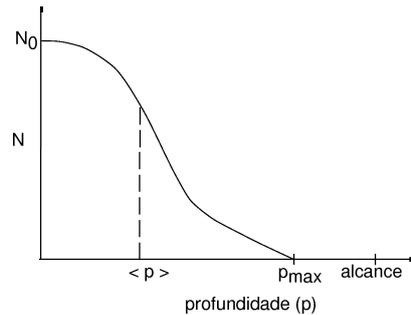


Fig. 2.10: Atenuação $N(p)$ de feixe de N_0 elétrons. Devido à trajetória tortuosa dessas partículas na matéria, o alcance (comprimento da trajetória) é bem maior que a profundidade média de penetração $\langle p \rangle$. Em materiais de baixo número atômico, como a água, o alcance é comparável à profundidade máxima de penetração p_{max} (fonte: Attix [6]).

A primeira característica que chama a atenção nessa curva é que a dose atinge seu máximo não na superfície, onde há mais fótons, mas a ~ 13 mm de profundidade. Isso se deve ao fato de os fótons serem radiação indiretamente ionizante – quem deposita dose são os elétrons (e pósitrons, em bem menor grau). Os elétrons gerados próximos à superfície percorrerão determinada distância, depositando dose ao longo dela; e assim sucessivamente para as camadas posteriores, de forma que o máximo de dose estará na profundidade onde há tantos elétrons saindo quanto chegando (mais rigorosamente, onde a energia carregada pelos elétrons que entram iguala-se à dos que saem. Essa condição é chamada *equilíbrio eletrônico* e está ilustrada na Figura 2.11.

A Figura 2.12 apresenta a dose profunda para um feixe de maior energia (18 MV), radioterapêutico. A profundidade de máximo encontra-se a quase 30 mm, maior que a observada para o feixe de 6 MV, como esperado – a profundidade de penetração dos elétrons tem que aumentar com a energia. Percebe-se também que os elétrons contaminantes não podem ser desprezados: a dose depositada por eles “puxa” o máximo para uma profundidade menor do que a que se encontraria na ausência desses elétrons.

Depois da profundidade de máximo, a dose cai em uma forma semelhante a uma exponencial, como conseqüência da atenuação exponencial do feixe primário.

2.3.4 Perfil transversal (OAR)

O perfil transversal do feixe (*Off-Axis Ratio*, no jargão da área) pode ser separado em 3 regiões (Figura 2.13): um platô central, em conseqüência do filtro aplainador no cabeçote do Linac; uma região de penumbra, normalmente definida entre os valores de 20 e 80 % do máximo; e a região de transmissão, onde a dose se deve basicamente à componente espalhada e a fótons transmitidos através do colimador radiocirúrgico.

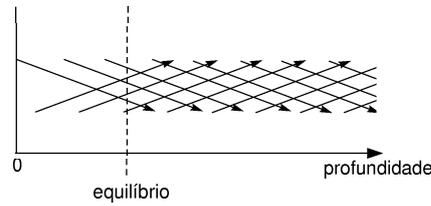


Fig. 2.11: Um feixe de fótons atinge um material pela esquerda e coloca elétrons em movimento ao longo do caminho. As setas indicam as trajetórias desses elétrons – desenhadas de modo a manter a ilustração inteligível –, ao longo das quais dose é depositada. A partir da chamada profundidade de equilíbrio eletrônico é atingida uma densidade de trajetórias uniforme. Logo, nessa profundidade encontra-se a dose máxima. A rigor, o equilíbrio eletrônico nunca é atingido, pois como o feixe de fótons é atenuado, a quantidade de elétrons postos em movimento diminui com a profundidade.

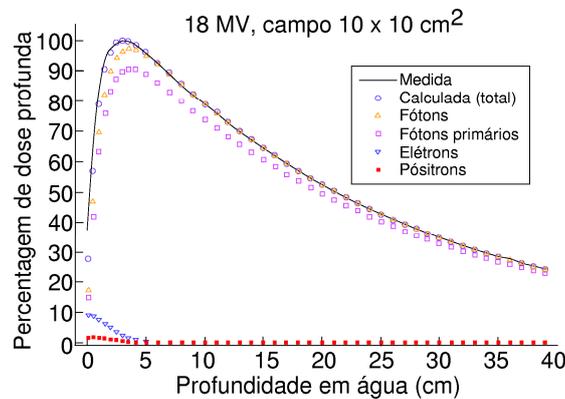


Fig. 2.12: Simulação da dose sobre o eixo central para campo (por “campo” entenda-se a área da projeção do feixe sobre a superfície irradiada) $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (18 MV, distância fonte-superfície de 100 cm). Separadamente estão mostradas as contribuições devidas a fótons primários, fótons espalhados, elétrons primários e pósitrons primários (adaptado de Verhaegen e Seuntjens [8, fig.19]).

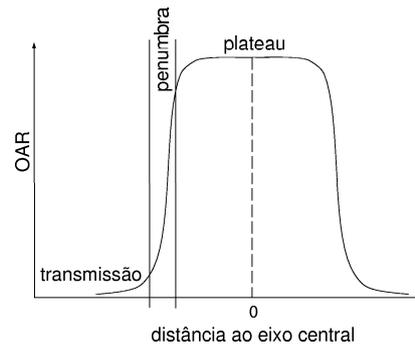


Fig. 2.13: Regiões do perfil transversal de deposição de doses de feixe radiocirúrgico. Adaptado de Buatti *et al.* [2, fig. 77-9]

Foi demonstrado experimentalmente que a queda da curva é essencialmente independente da energia do feixe no intervalo de 4 a 25 MeV e que a forma da penumbra é ditada pela penumbra geométrica. [2, cap. 77]

3. DOSIMETRIA

O sistema computadorizado de planejamento radiocirúrgico parte das características da deposição de dose dos feixes disponíveis pela unidade de tratamento com a qual será realizada a radiocirurgia. Essas informações são adquiridas da dosimetria desses feixes, ou “dosimetria dos cones”, realizada com os detectores adequados em um arranjo simulador de tecido humano (*phantom*), normalmente de água ou acrílico.

3.1 Detectores

Uma dosimetria para feixes radiocirúrgicos requer uma alta resolução espacial – em razão das pequenas dimensões e elevados gradientes de dose produzidos por esses feixes – e é crítica porque uma radiocirurgia costuma aplicar uma dose muito alta (entre 15 e 21 Gy) [18], em uma única sessão.

Diversos artigos e livros descrevem detectores de radiação ionizante e procedimentos utilizados em dosimetria em geral [6, 16] e de feixes estreitos [18, 19]. Seguem breves comentários acerca dos detectores mais utilizados:

Câmaras de ionização

Uma câmara de ionização consiste basicamente num material (geralmente gás) submetido a uma diferença de potencial elétrico. Quando a radiação produz uma ionização nesse gás, a carga é coletada pelos eletrodos. Conhecida a energia média gasta por ionização do gás, estima-se a energia depositada – a dose. A confiabilidade da medida depende do cumprimento da condição de equilíbrio de partículas carregadas (no nosso caso, podemos reduzir à condição de equilíbrio eletrônico, descrita na seção 2.3.3) dentro da câmara. O reduzido tamanho dos campos radiocirúrgicos também exige que a câmara tenha um volume milimétrico. A câmara de ionização pode ser empregada na medição das quantidades dosimétricas a serem apresentadas nesse capítulo, com exceção dos perfis de OAR, onde a necessidade de resolução espacial necessária é maior.

Filmes Radiográficos

O filme normalmente é o dosímetro de escolha para obtenção de perfis de OAR em razão da sua alta resolução espacial. Por outro lado, diversos cuidados devem ser

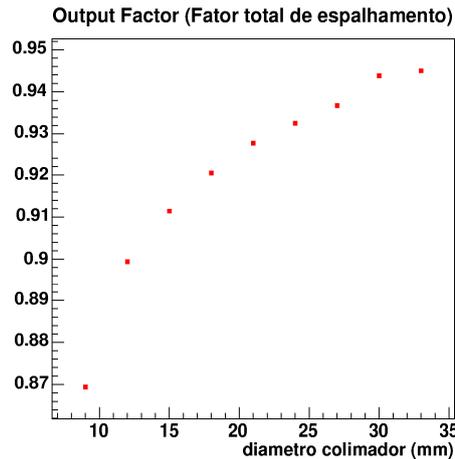


Fig. 3.1: Aumentando o tamanho de campo, é adicionado espalhamento tanto dos colimadores como do maior volume que passa a ser irradiado. Dados de *Muchiutti, 2000* [20].

tomados para garantir a confiabilidade dos dados obtidos [20, 18].

É observada grande variação entre os resultados dados por diferentes detectores na dosimetria de campos estreitos, sendo que costuma-se considerar então os valores comuns entre vários detectores como confiáveis. *Das et. al.* [18] fizeram comparações entre medidas com diversos detectores e simulações via Monte Carlo, utilizando tamanhos de cone de 12.5 a 40 mm com um Linac de 6 MV. Concluiu-se que, em geral, câmaras de ionização e dosímetros termoluminescentes (TLDs) não fornecem bons resultados. Os resultados para filme e detector de diamante foram quase idênticos. Os fatores de campo (definidos na próxima seção) entre filme, TLD e diamante variaram (+ 5%) e entre câmaras de ionização variaram em até 10%. Por fim, a câmara de ionização Pinpoint (0.015 cm³) produziu resultados confiáveis.

3.2 Parâmetros dosimétricos

Em razão da simetria cilíndrica do feixe, da ausência de blocos, filtros ou bólus, ao contrário do que costuma ocorrer na radioterapia, a determinação experimental de apenas três (no mínimo) parâmetros dosimétricos – a serem explicados em seguida – se faz necessária para determinar a distribuição de dose depositada por cada cone.

Durante todas as medidas os colimadores secundários devem permanecer fixos de modo a definir um campo maior que o maior campo radiocirúrgico. A abertura dos colimadores secundários também não pode ser grande a ponto de o feixe cobrir o colimador cônico, pois neste caso parte do feixe não será completamente colimado, “vazando” por fora do colimador.

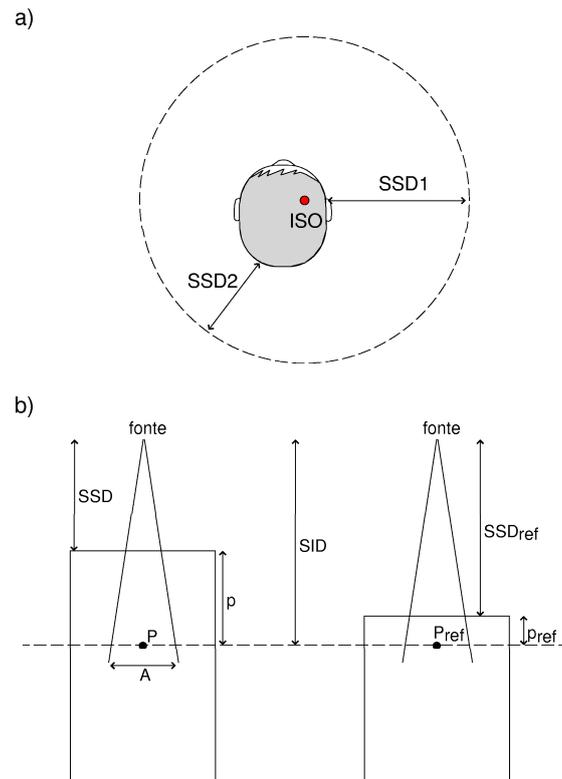


Fig. 3.2: (a) A SSD (distância fonte-superfície / *source to surface distance*) varia continuamente durante um arco, mas a distância fonte-isocentro (SID – *source to isocenter distance*) é fixa. (b) A TMR em determinada profundidade p é definida como a razão entre a dose num ponto a essa profundidade e num ponto de referência, localizado na profundidade de dose máxima p_{ref} . Ambos os pontos devem estar à mesma SID.

OF (*output factor* / fator de espalhamento total) Normalmente um Linac é calibrado na radioterapia para fornecer um *rendimento* de 1 cGy/MU (MU = unidades de monitor ou *monitor units*)¹ na profundidade de máxima dose para um campo de referência (por exemplo, 10 × 10 cm² na superfície a uma SSD (*source-surface distance* / distância fonte-superfície) de 1000 mm). Se alterado o tamanho do campo, o rendimento nessa profundidade será alterado devido ao espalhamento – maior ou menor – no colimador e no paciente ou simulador (Figura 3.1). O OF para o feixe de um colimador cônico pode ser definido como a razão entre o rendimento na profundidade de máximo para esse cone e o rendimento nessa profundidade para o campo de referência:

$$OF(S) = \frac{D(S)}{D(S_{ref})} \quad (3.1)$$

TMR (*tissue-maximum ratio* / relação tecido-máximo) Determinado o rendimento dos cones na profundidade de máxima dose, o próximo passo é determinar a dose nas outras profundidades do eixo central. Porém, há problemas relacionados à medida da dose profunda. Primeiro, a dose profunda varia com a SSD, e uma radiocirurgia, por ser executada em arcos, não apresenta uma SSD fixa. Segundo, qualquer leve desalinhamento da câmara de ionização em relação ao eixo central do feixe durante a movimentação da mesma ao longo das profundidades pode prejudicar grandemente a coerência das leituras, pois os feixes são milimétricos [20, 21].

A TMR, criada para o cálculo de doses na terapia rotacional, não representa diretamente a porcentagem de dose profunda (PDP) mas evita os problemas relativos à determinação desta última porque não varia com a SSD e não requer movimentação da câmara de ionização para medição.

A TMR em um ponto p sobre o eixo central do feixe a uma profundidade d em material simulador é igual à dose nesse ponto dividida pela dose num ponto p' situado na profundidade de dose máxima d_m , estando ambos os pontos a uma mesma distância da fonte (Figura 3.2):

$$TMR(d, A_{f+d}) = \frac{D(p)}{D(p')} \quad (3.2)$$

As TMRs devem ser obtidas para cada cone – para cada um é necessário um conjunto de TMRs grande o suficiente para cobrir todas as profundidades possíveis em um planejamento. Não dependendo da SSD, essa grandeza depende do tamanho do campo no ponto.

¹ As MU determinam o tempo de irradiação.

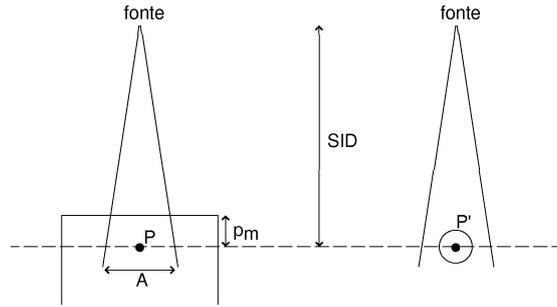


Fig. 3.3: O fator de espalhamento de pico (PSF) é definido como a razão entre a dose no ponto de máxima dose no simulador e a dose num ponto, em “ar” (ver nota de pé de página), à mesma SID (*source to isocenter distance* / distância fonte-isocentro).

OAR (*off-axis ratio* / razão de distanciamento do eixo) Medida em direção perpendicular ao eixo central, normalmente em uma ou duas profundidades, é um fator multiplicativo que descreve o decréscimo da dose com o distanciamento do ponto de medida em relação ao eixo central. Assim sendo, varia entre 1 (medida sobre o eixo central) e 0 (longe o suficiente do eixo a ponto de a dose cair a zero).

Para o cálculo de doses é necessário o conhecimento de outras grandezas dosimétricas, que, contrariamente às recém expostas, podem ser calculadas ou obtidas de tabelas. Elas encontram-se na seção a seguir.

3.3 Cálculo de doses

De posse de TMR, OAR, OF é possível relacionar as doses entre quaisquer dois pontos intracranianos, com auxílio das seguintes grandezas:

PSF (*peak scatter factor* / fator de espalhamento de pico) Constitui-se na razão das doses em um ponto p situado na profundidade de máxima dose no simulador e um p' no ar², à mesma SID – *source to isocenter distance* / distância fonte-isocentro (Figura 3.3):

$$PSF(d_m, A_{f+d_m}) = \frac{D_p}{D_{p'}} \quad (3.3)$$

Como o OF e a TMR, o PSF também depende do tamanho do campo no ponto. Os valores para o PSF segundo energia do feixe e tamanho do campo encontram-se tabelados [22], o que não impede que sejam medidos [23].

² na verdade, essa medida é feita com o detector envolto em uma capa de material simulador (*build-up cap*) com espessura suficiente para que a condição de equilíbrio eletrônico seja alcançada.

ISL (*Inverse square law* / Lei do inverso do quadrado da distância) A ISL relaciona a razão entre a dose em dois pontos no ar com a razão dos quadrados das distâncias desses pontos à fonte, i.e., desprezando o espalhamento no ar, assume uma fonte com dimensões pequenas em relação às distâncias envolvidas, portanto, com emissões cuja intensidade cai com o inverso do quadrado da distância.

Assim, a razão entre as doses em um ponto p e um ponto p' situados a distâncias da fonte l_p e $l_{p'}$ ($l_p > l_{p'}$) respectivamente, é dada por

$$ISL = \frac{D_p}{D_{p'}} = \left(\frac{l_{p'}}{l_p}\right)^2 \quad (3.4)$$

De posse dessas grandezas podemos calcular a dose em um ponto P a uma profundidade d e uma SSD igualmente arbitrária. Podemos escrever $\frac{D_P}{D_R}$ do seguinte modo (Figura 3.4):

$$\frac{D_P}{D_R} = \frac{D_P}{D_A} \frac{D_A}{D_B} \frac{D_B}{D_C} \frac{D_C}{D_R} \quad (3.5)$$

Fazendo uso das funções dosimétricas,

$$\begin{aligned} \frac{D_P}{D_R} &= TMR(d_P, A_P) PSF(A_A) \left(\frac{l_C}{l_B}\right)^2 \frac{1}{PSF(A_R)} \quad (3.6) \\ D_P &= D_R TMR(d_P, A_P) PSF(A_A) \left(\frac{l_C}{l_B}\right)^2 \frac{1}{PSF(A_R)} \\ D_P &= r MU OF \frac{TMR(d_P, A_P) PSF(A_A)}{PSF(A_R)} \left(\frac{l_C}{l_B}\right)^2 \\ D_P &= r MU OF \frac{TMR(d_P, A_P) PSF(A_A)}{PSF(A_R)} ISL \quad (3.7) \end{aligned}$$

onde r é o rendimento da máquina, MU são as unidades de monitor aplicadas, OF é o fator de campo para o cone utilizado, d indica a profundidade em um ponto, A a o tamanho de campo e l_C e l_B são as distâncias dos pontos C e B à fonte, respectivamente (Figura 3.4).

Para obter a dose em um ponto fora do eixo central, basta multiplicar a expressão 3.7 pela OAR no ponto:

$$D_P = r MU OF \frac{TMR(d_P, A_P) PSF(A_A)}{PSF(A_R)} ISL OAR(P) \quad (3.8)$$

Sendo a grandeza $NPSF$ definida como o quociente entre o PSF para o campo em questão e o PSF para uma campo de referência,

$$NPSF(S) = PSF(S)/PSF(S_{ref}) \quad (3.9)$$

observa-se que o termo $PSF(A_A)/PSF(A_R)$ nas equações 3.7 e 3.8 é matematicamente idêntico a $NPSF(A_A)/NPSF(A_R)$, podendo ser substituído pelo mesmo.

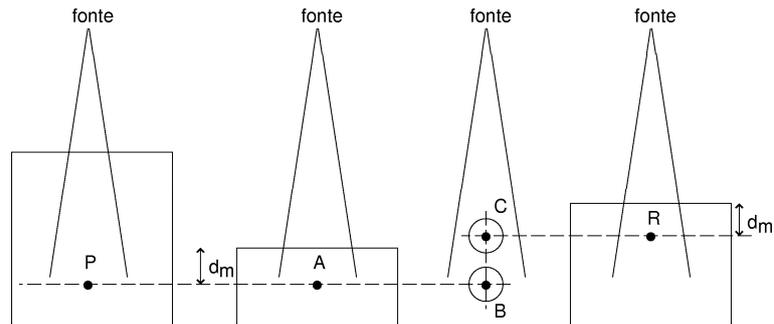


Fig. 3.4: Conhecida a dose de referência (ponto R), utilizando-se das funções dosimétricas conhecidas é possível relacionar a esta a dose em um ponto P situado em uma posição e SSD arbitrárias.

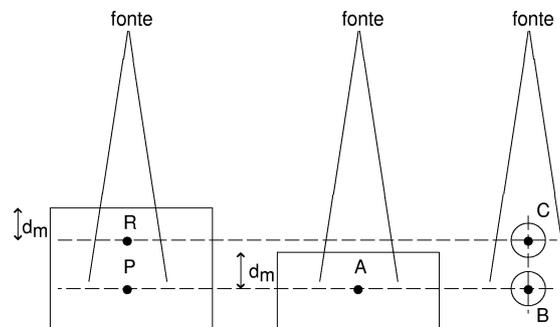


Fig. 3.5: De posse das funções dosimétricas mostradas neste capítulo pode-se obter um conjunto de TMRs a partir de um conjunto de PDPs e vice-versa.

Segundo [23], pode-se escrever

$$PSF(S) = NPSF(S)/NPSF(0) \quad (3.10)$$

onde $NPSF(0)$ é o NPSF extrapolado para um tamanho de campo nulo.

3.4 Razão Tecido-Máximo (TMR) e Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A partir das funções dosimétricas descritas nesse capítulo pode-se relacionar valores de TMR com valores de PDP. Essa relação é útil no caso de usuário e sistema de planejamento não optarem pela mesma grandeza (TMR ou PDP). Se o sistema de planejamento espera medidas de TMR, o usuário que prefere medir PDPs pode gerar tabelas da TMR, ou vice-versa.

Com base na Figura 3.5,

$$\frac{D_P}{D_R} = \frac{D_P D_A D_B D_C}{D_A D_B D_C D_R}$$

$$\frac{D_P}{D_R} \equiv PDP(d_P) = \frac{TMR(d_P, A_P) PSF(A_A) \left(\frac{l_C}{l_B}\right)^2}{PSF(A_R)}$$

$$TMR(d_P, A_P) = \frac{PDP(d_P) PSF(A_R) \left(\frac{l_B}{l_C}\right)^2}{PSF(A_A)}$$

4. GEOMETRIA

A partir do momento em que o feixe de tratamento incide sobre a pele do paciente começa a produzir ionizações significativas, portanto, dose. Assim, é necessário que a superfície da cabeça seja conhecida para que as regiões de entrada do feixe no paciente sejam bem determinadas e permitam o cálculo correto da deposição de dose. Para isso recorre-se a um *estudo tomográfico*, um conjunto de imagens tomográficas abrangendo a região de interesse do paciente (Figura 4.1). A construção de uma estratégia de reconhecimento da superfície requer o entendimento do tipo de informação contido em uma imagem de tomografia.

Durante a obtenção das tomografias e durante o tratamento um referencial estereotáxico encontra-se fixado no crânio do paciente. O posicionamento do paciente e do tumor em relação ao acelerador é dado pelas intersecções desse referencial com cada corte tomográfico.

4.1 Geração e características de imagens tomográficas

Uma radiografia convencional consiste na visualização da atenuação de um feixe de raios X por determinado volume, que está relacionada à *espessura de massa* (densidade vezes comprimento) total atravessada pelo feixe até este chegar a cada ponto do filme radiográfico. Apesar de esta informação ser concernente a um volume, está projetada numa imagem bidimensional, pois a distribuição das densidades no volume ao longo de cada raio do feixe pode ser qualquer uma que leve à intensidade observada em cada ponto. Para reconstruir a distribuição tridimensional das densidades é preciso irradiar o volume segundo várias orientações. Esta seção baseia-se em Webb [24].

Suponha um feixe de raios X monocromático muito estreito a atravessar um volume determinado. Oposto ao feixe encontra-se um detector dentro de um colimador, de modo que toda a radiação espalhada no volume não possa atingir o detector. Isso define uma geometria de feixe estreito, como abordado na Subseção 2.3.1. Assim, a intensidade detectada é dada por

$$I_{\phi}(x') = I_{\phi}^0(x')e^{-\int_{AB} \mu(x,y)dy'} \quad (4.1)$$

onde $\mu(x, y)$ é a distribuição bidimensional do coeficiente de atenuação linear (no plano que contém o eixo central do feixe), ϕ e x' definem a posição da medida, AB é o segmento

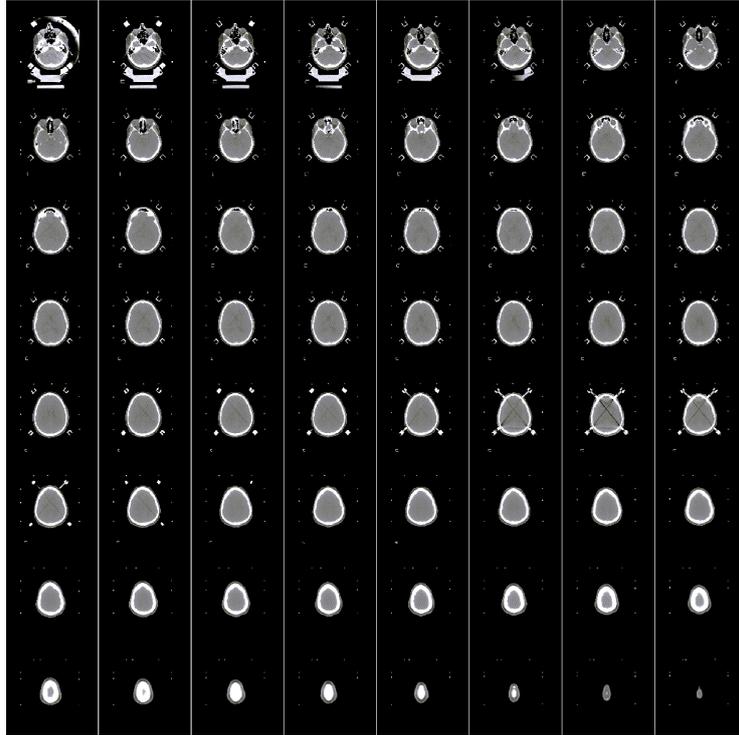


Fig. 4.1: Estudo com 64 cortes tomográficos axiais do cérebro, permitindo conhecimento suficiente da anatomia do paciente para execução de uma radiocirurgia.

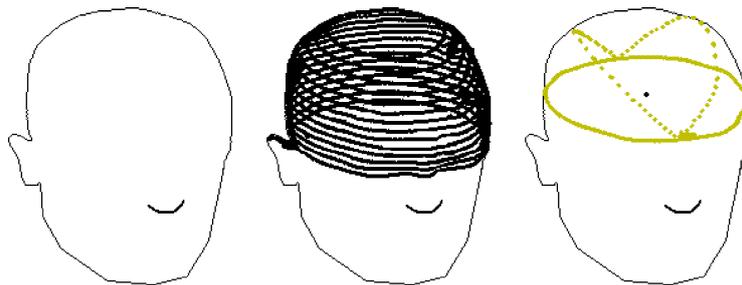


Fig. 4.2: Para definir as regiões de entrada dos arcos radiocirúrgicos, a borda da cabeça do paciente deve ser extraída das imagens do conjunto tomográfico. Da esquerda para a direita: cabeça de um paciente; determinação do contorno da região de interesse; intersecção de três arcos radiocirúrgicos.

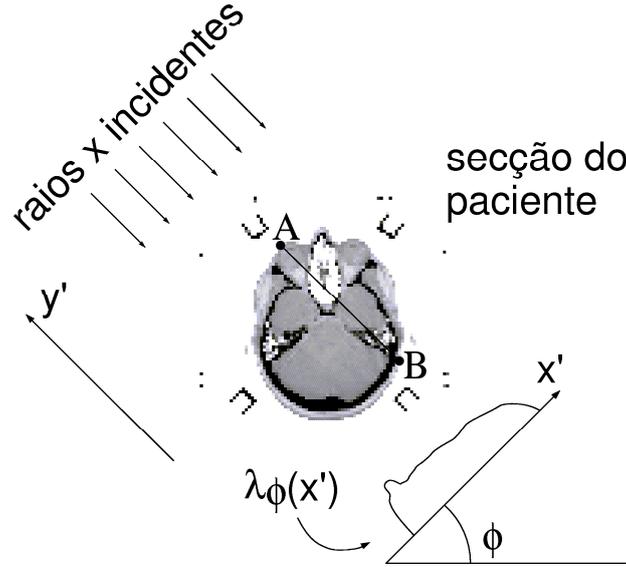


Fig. 4.3: Um feixe plano de raios X incide sobre um volume de distribuição de coeficiente de atenuação $\mu(x, y)$, gerando uma projeção $\lambda_\phi(x') = -\ln(I_\phi(x')/I_\phi^0(x'))$. Para descobrir a distribuição de $\mu(x, y)$ são necessárias várias projeções em vários ângulos ϕ .

percorrido no volume e $I_\phi^0(x')$ é a intensidade inicial do feixe (ver Figura 4.3). A partir dessa informação o objetivo é determinar $\mu(x, y)$, que está relacionado à densidade eletrônica em (x, y) . Por fim, a densidade eletrônica de um composto é $N_A Z/A$ vezes sua densidade de massa, onde N_A é o número de Avogadro, Z é quantidade de elétrons por mol do material e A a massa por mol do material.

Para extrair a exponencial de 4.1, define-se a *projeção* $\lambda_\phi(x')$ do segmento de reta atravessado pelo feixe:

$$\begin{aligned} \lambda_\phi(x') &= -\ln(I_\phi(x')/I_\phi^0(x')) = -\int_{AB} \mu(x, y) dy' = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos\phi + y \sin\phi - x') dx dy, \end{aligned} \quad (4.2)$$

lembrando que a equação da reta AB é $x' = x \cos\phi + y \sin\phi$. O cálculo de projeções paralelas $\lambda_\phi(x')$ para um conjunto de x' de modo a cobrir uma seção do volume representa uma projeção do corte completo (a curva $\lambda_\phi(x')$ sobre o eixo x' vista na Figura 4.3). Se forem obtidas diversas projeções λ_ϕ , cada uma a um ϕ diferente, ocorrerá que a cada nova projeção haverá novas integrais de $\mu(x, y)$ e a determinação de $\mu(x, y)$ poderá ser feita com maior precisão.

Esse é o princípio básico de funcionamento dos tomógrafos, sendo que diversos algoritmos podem recobrar $\mu(x, y)$ a partir de um conjunto de λ_ϕ . Como todas as projeções são no mesmo plano xy , a imagem tomográfica obtida é de uma seção transversal do volume.

Material	g/cm ³	elétrons/cm ³ × 10 ²³	Número de Hounsfield aproximado
Ar	<0,01	<0,01	-1000
Pulmão	0,25	0,83	-300
Gordura	0,92	3,07	-90
Água	1,00	3,33	0
Cérebro (matéria branca)	1,03	3,42	30
Cérebro (matéria cinzenta)	1,04	3,43	40
Músculo	1,06	3,44	50
Osso cortical	1,8	5,59	1000+

Tab. 4.1: Número de Hounsfield para alguns materiais representativos, com suas respectivas densidades e densidades eletrônicas. Tabela extraída de Huda e Slone [25].

A informação resultante oferece uma discriminação maior que 1% em μ e uma resolução espacial de ~ 1 mm.

Normalmente expressa-se as intensidades por pixels de uma imagem tomográfica de raios X em termos de *unidades de Hounsfield* ou *Números de TC*, definidos como

$$HU_x = 1000(\mu_x - \mu_{agua})/\mu_{agua}, \quad (4.3)$$

onde μ_x é o coeficiente de atenuação no pixel em questão. A Tabela 4.1 mostra valores típicos de números de Hounsfield para diversos materiais.

4.2 Janelamento

A alta resolução em μ de uma imagem tomográfica supera em muito a capacidade do olho humano de distinguir contrastes e tonalidades [26, p. 20 e 29]. Assim, uma imagem tomográfica será exibida (em uma tela de computador, por exemplo) geralmente com apenas 256 níveis de cinza (2^8 , 1 *byte* por pixel). O procedimento de visualização de uma imagem tomográfica em 256 intensidades é chamado *janelamento*, onde escolhe-se um valor de *largura da janela* (intervalo de intensidades da imagem original a ser selecionado) e um valor de *nível da janela* (intensidade central desse intervalo). Em seguida é feito um mapeamento das intensidades selecionadas para 256 níveis de cinza, como ilustrado na Figura 4.4, resultando em imagens como as da Figura 4.5.

O mapeamento das intensidades selecionadas nas 256 finais pode ser tanto linear quanto regido por qualquer outra função, tratando-se apenas de um procedimento de visualização da informação.

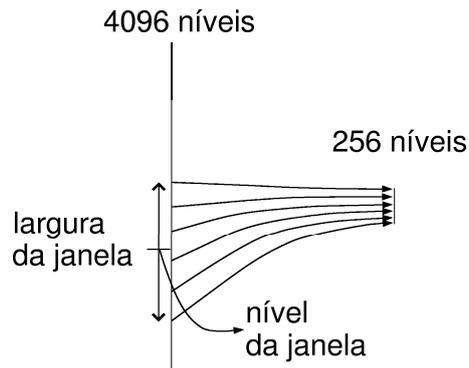


Fig. 4.4: No janelamento, determinado número e valores de intensidades de uma tomografia (definidos pelo nível e largura da janela) são mapeados em 256 intensidades. Como não é possível discriminar todos os detalhes de uma imagem tomográfica, a liberdade para realizar diferentes janelamentos da mesma é necessário para detalhar a visualização de diferentes tecidos.

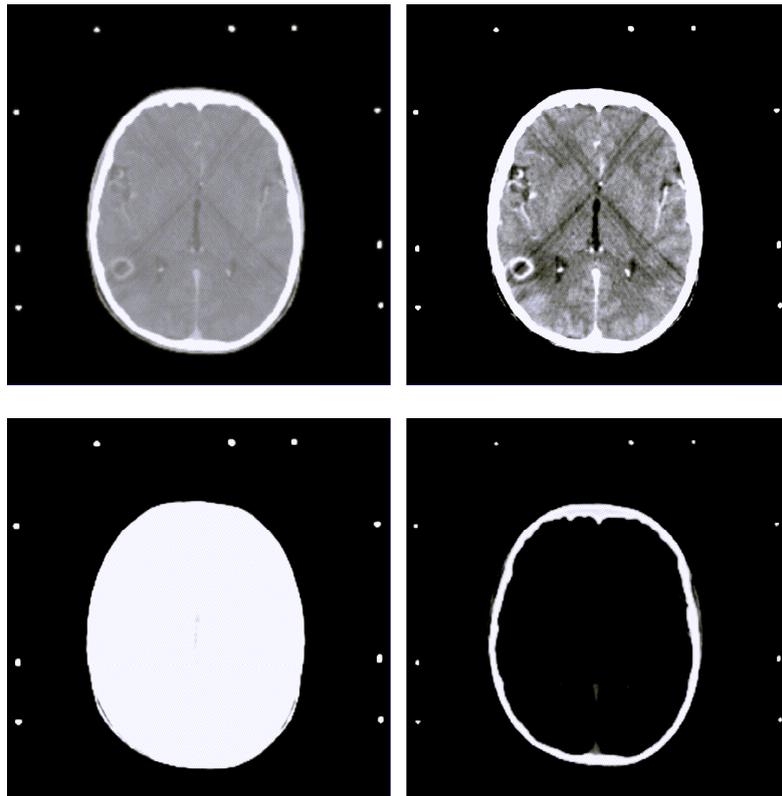


Fig. 4.5: Acima à esquerda: visualização de imagem com mapeamento das 4096 intensidades em 256, equivalente ao que esperaria-se da percepção de um ser humano que observasse uma imagem impressa onde as 4096 tonalidades estivessem presentes. As demais imagens mostram outros 3 janelamentos da mesma tomografia.

4.3 Extração dos contornos do paciente nas imagens tomográficas

Numa imagem qualquer, a definição do que vem a ser fundo e o que vem a ser a imagem de interesse é arbitrária, i.e., depende de critérios externos a ela. Desse modo, é preciso criar um critério e aplicá-lo de maneira computacional.

A estratégia empregada para determinar os pontos de contorno das imagens terá por objetivo determinar um valor limite de nível de cinza a partir do qual separaremos cada imagem em “fundo” (pixels com nível de cinza menor que um valor limite) e “paciente” (pixels com nível de cinza maior que o valor limite). Isso é equivalente a gerar uma imagem em preto (fundo) e branco (paciente). De posse de uma imagem assim, um algoritmo de baixa complexidade pode determinar o seu contorno.¹

Primeiramente, construímos um histograma da imagem original (não janelada), com os canais representando os níveis de cinza. Preenche-se o histograma contando a quantidade de pixels da imagem que têm o nível de cinza correspondente ao canal. Ao compararmos a imagem com seu histograma é possível atribuir valores de nível de cinza a elementos da imagem. A Figura 4.6 mostra uma imagem, uma ampliação sua e seu histograma.

O primeiro pico – da esquerda para a direita – bem definido do histograma encontra-se no canal correspondente ao nível de cinza 0 e possui uma contagem de mais de 40000 pixels. O segundo, situado aproximadamente no canal 1050 possui uma contagem em torno de 1000 pixels. Portanto, o primeiro é indubitavelmente correspondente ao fundo da imagem, pois é muito maior que os outros. Observando a escala de cores ao lado da imagem isso também fica claro. O segundo, recorrendo novamente à escala de cores da imagem, diz respeito às densidades dos tecidos moles, como cérebro e pele (sabemos que μ varia muito pouco entre esses tecidos – ver Seção A.6). Um pico para o osso não aparece. Comparando a imagem ampliada e o histograma ampliado verifica-se que o osso “espalha-se” entre os níveis 1200 e 3000, aproximadamente, juntamente com contribuição dos fiduciais. Isso é esperado porque o tecido ósseo compreende uma variada gama de densidades e porque há vários pixels que – por situarem-se em interfaces entre osso e outro tecido – possuem um valor de nível de cinza que é uma média entre os valores dos dois tecidos.

Também nota-se contagens em níveis de cinza intermediários entre o fundo e os tecidos moles, provavelmente provenientes de pixels situados em interfaces ar/tecido mole e ar/fiduciais. Escolhemos como valor limite o nível de cinza médio entre os dos picos de fundo e tecido mole. No caso dessa imagem tomográfica, a imagem binarizada – de onde será extraído o contorno – está mostrada na Figura 4.7, juntamente com seu contorno.

Elaborar um algoritmo capaz de associar estruturas na tomografia com estruturas no

¹ Parte-se também do princípio que a escala de níveis de cinza das imagens em questão pode estar fora de um padrão conhecido, pois caso contrário basta utilizar-se dos valores de HU tabelados para os tecidos para determinar o valor limite, não sendo então necessária uma estratégia mais elaborada.

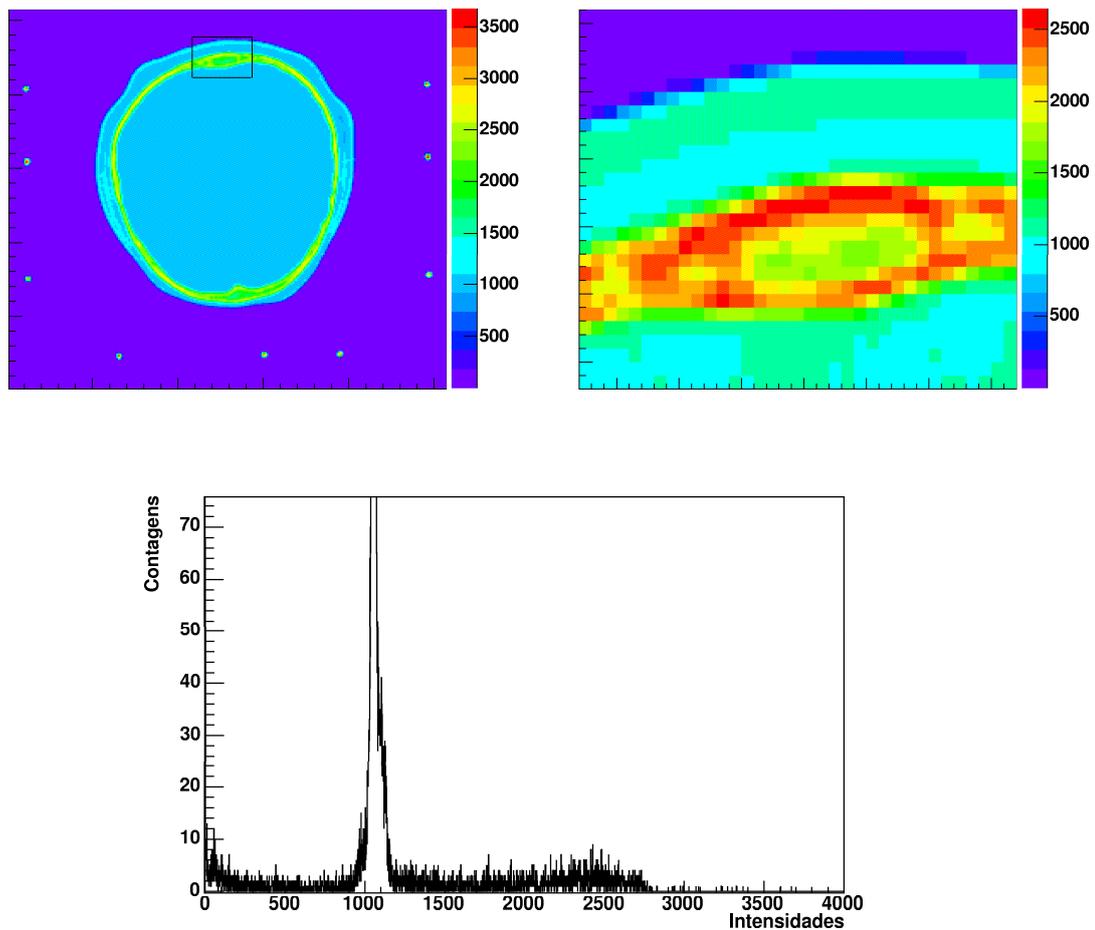


Fig. 4.6: Acima à esquerda: representação de uma imagem tomográfica. Um retângulo delimita a área ampliada que aparece na imagem à direita, ilustrando a gama de níveis de cinza presentes na imagem. Abaixo: histograma dos níveis de cinza da imagem, com a escala vertical ampliada. O pico no nível de cinza 0 possui uma contagem de mais de 40000 pixels e o situado aproximadamente em 1050 possui uma contagem em torno de 1000 pixels.

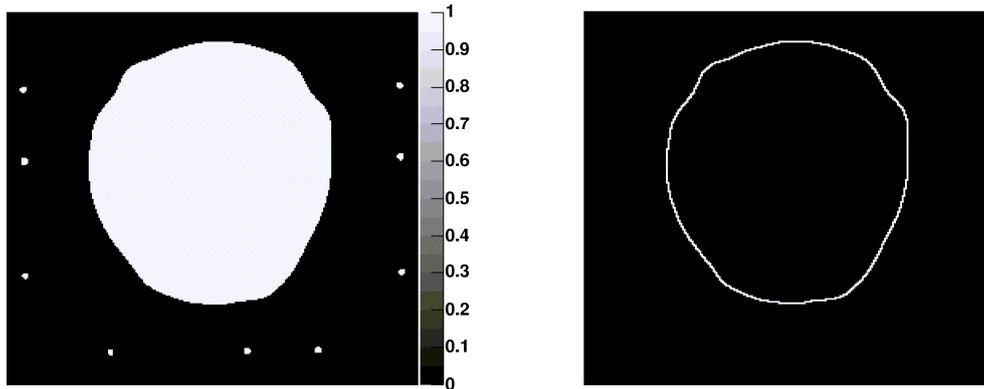


Fig. 4.7: Determinada uma intensidade limite para separar fundo e paciente, obtém-se uma imagem binarizada (esquerda) da qual é extraído o contorno (direita). Conhecida a geometria do referencial estereotáxico utilizado, os contornos dos fiduciais podem ser removidos.

histograma correspondente, como acabamos de fazer, pode não ser trivial. Até porque os histogramas de algumas imagens de um estudo podem ser bastante diferentes dos histogramas das restantes - por exemplo, seções próximas ao topo da cabeça do paciente ou na região do anel estereotáxico. Desta análise elabora-se aqui o seguinte algoritmo: primeiramente, constrói-se um histograma não para cada imagem, mas de todas as níveis de cinza do estudo. Tal histograma certamente terá um pico muito grande à esquerda porque há muito mais pixels com valor de cinza relativo ao fundo da imagem (ar) do que com qualquer outro valor de cinza. Também certamente haverá um segundo pico à sua direita representando os tecidos moles, pois há muito tecido mole comparado com qualquer outra estrutura, excetuando-se o fundo. Escolher como nível de cinza limite um valor muito próximo ao pico do fundo pode fazer com que qualquer ruído seja considerado paciente. Por outro lado, a escolha de um valor de cinza muito próximo do da pele pode excluir pixels relativos ao paciente, mas que têm baixo nível de cinza devido a efeitos de médias, por exemplo (o caso de pixels cuja área abrange fundo e paciente). Na ausência de outro critério, escolhe-se como valor limite o nível de cinza médio entre os dois picos. Assim, os níveis de cinza acima desse valor são consideradas paciente e os abaixo, fundo. Isso define uma imagem de duas cores para cada imagem tomográfica e a partir destas um algoritmo de baixa complexidade detecta o contorno de cada uma. As coordenadas estereotáxicas desses pontos de contorno (breve descrição do cálculo estereotáxico encontra-se na próxima seção) são guardadas na memória do programa de planejamento para permitir a definição das regiões de entrada dos arcos radiocirúrgicos.

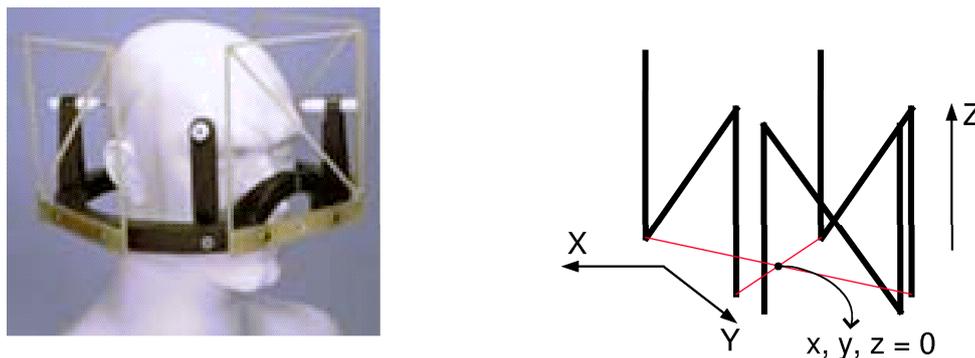


Fig. 4.8: Esquerda: anel estereotáxico com 3 fiduciais fixo em uma cabeça modelo (Fonte: Micro-mar, divulgação). Direita: origem e orientação do sistema estereotáxico.

4.4 Coordenadas estereotáxicas

O conceito de estereotaxia é fundamental na radiocirurgia porque define um sistema de coordenadas e um meio para nele localizar qualquer ponto intracraniano; relaciona esse sistema com o posicionamento da máquina de tratamento (no nosso caso o acelerador linear) e garante a imobilização do paciente desde a aquisição do estudo tomográfico até a aplicação da radiocirurgia.

O primeiro passo para tal fim é a fixação de um *anel estereotáxico* parafusado no crânio do paciente. A este anel são fixados 3 fiduciais *radio-opacos* (as estruturas em forma de “N” exibidas na Figura 4.8, à esquerda), portanto claramente distinguíveis em uma imagem tomográfica. A rigidez da fixação dos fiduciais é tal que não permite deslocamentos destes em relação ao crânio maiores que 1 mm. Os fiduciais definem o *sistema de coordenadas estereotáxico*, de tal forma que todo ponto do volume da caixa craniana está localizado nesse sistema com uma precisão melhor que 1 mm. A Figura 4.8 (direita) mostra a origem e orientação do sistema estereotáxico.

Em seguida, o paciente é levado a um equipamento de tomografia computadorizada por raios X, onde obtém-se uma série de imagens, em número suficiente para que obtenha-se uma boa resolução das estruturas intracranianas e da superfície que o feixe de tratamento irradiará durante os arcos radiocirúrgicos (normalmente obtém-se imagens paralelas com espaçamento de 1 mm entre cada). Tal série é chamada *estudo tomográfico*. Das intersecções dos fiduciais em cada imagem tomográfica pode-se inferir as coordenadas estereotáxicas de qualquer ponto da mesma. A Figura 4.9 exemplifica duas tomografias de um estudo tal.

A Figura 4.10 ilustra como obter as coordenadas estereotáxicas de um ponto arbitrário a partir das intersecções dos fiduciais no tomograma.

Estas distâncias estão relacionadas com as dimensões do referencial de modo que:

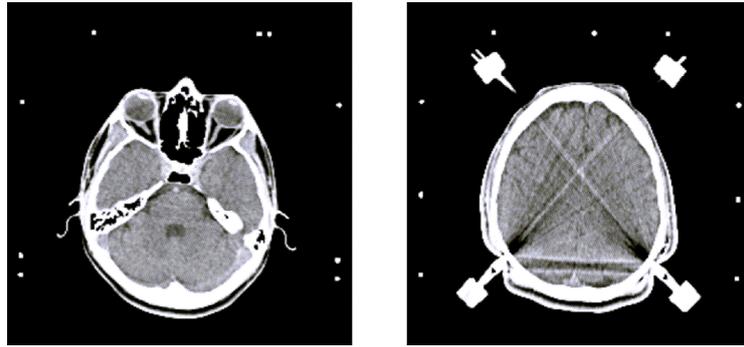


Fig. 4.9: Tomografias mostrando secções axiais da cabeça de um paciente no qual um anel com fiduciais está afixado. À esquerda vê-se um corte na altura dos olhos e à direita um corte um pouco mais acima. Neste último aparecem os pinos que prendem o anel estereotáxico ao crânio. Os três conjuntos de três pontos vistos dos lados e na frente da cabeça são secções dos fiduciais em “N”, onde as posições dos pontos centrais revelam a orientação e posição da tomografia em questão em relação ao sistema de coordenadas estereotáxico.

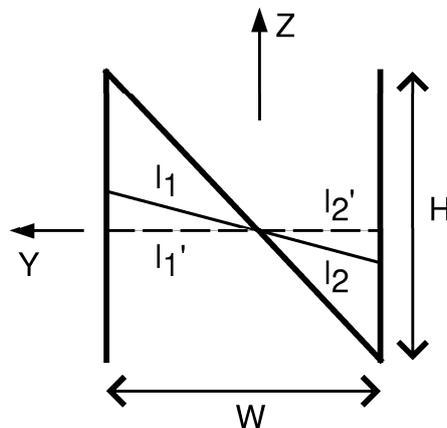


Fig. 4.10: Um plano tomográfico intercepta as barras do referencial estereotáxico, produzindo, para cada “N”, três pontos na tomografia. A partir das distâncias entre os pontos é possível calcular a coordenada z do ponto de intersecção do plano tomográfico com a barra diagonal. Feito isto para cada “N”, obtém-se três pontos que definem o plano tomográfico no sistema de coordenadas estereotáxico.

$$l'_1 l_2 = l'_2 l_1 \quad (4.4)$$

e

$$l'_1 + l'_2 = W \quad (4.5)$$

No sistema de coordenadas estereotático a coordenada vertical z de um ponto da barra diagonal pode ser escrita em função da sua coordenada horizontal y e da altura H e largura W do referencial como:

$$z = H y/W + H/2 = H(W/2 - l'_1)/W. \quad (4.6)$$

O fiducial da Figura 4.10 é paralelo ao plano XZ (da mesma forma que os 2 fiduciais laterais são paralelos ao plano YZ), logo a coordenada x em qualquer ponto dele é fixa, dependendo apenas das dimensões do referencial estereotático:

$$x = \text{constante} = L. \quad (4.7)$$

Substituindo 4.4 e 4.5 em 4.6, temos

$$z = -H/2 + H(W/2 - Wl_2/(l_1 + l_2))/W = -Hl_2/(l_1 + l_2). \quad (4.8)$$

Repetindo o procedimento para os outros dois fiduciais utiliza-se as coordenadas dos 3 pontos obtidos para determinar a equação do plano que contém a tomografia.

Desse modo, para os três conjuntos A, B e C de pontos fiduciais de um tomograma são determinadas as coordenadas (x_A, y_A, z_A) , (x_B, y_B, z_B) e (x_C, y_C, z_C) e a partir deles a equação do plano tomográfico no referencial estereotático.

Este procedimento é realizado para todos os cortes tomográficos disponíveis no estudo. Um procedimento de minimização é utilizado para encontrar uma matriz de transformação de coordenadas global, que, aplicada às coordenadas tomográficas de certo ponto (duas coordenadas de imagem e outra indexando o corte), fornece as coordenadas estereotáticas do mesmo. Uma vez pronta tal matriz, é possível calcular as coordenadas estereotáticas inclusive de pontos não pertencentes às tomografias originais.

A aquisição de dados na tomografia é em geral feita em planos aproximadamente perpendiculares ao eixo crânio-caudal do paciente, constituindo um conjunto de cortes ditos axiais. Vistas sagitais (perpendiculares ao eixo latero-lateral), coronais (perpendiculares ao eixo antero-posterior) ou mesmo cortes arbitrários podem ser obtidos através da reconstrução da informação tomográfica (interpolações). Essas vistas auxiliares são de suma importância para o planejamento.

5. CÁLCULO DE DOSES

Como definida no Capítulo 2, a dose absorvida por um material em determinado volume é a energia depositada nele sobre a massa contida no mesmo. No planejamento radiocirúrgico se deseja conhecer não a dose no volume total intracraniano, mas sua distribuição espacial, com resolução de $\sim 1 \text{ mm}^3$, a fim de garantir que o tecido sadio e estruturas críticas receberão uma dose tolerável ao mesmo tempo em que a dose prescrita para a região da lesão será atingida.

A partir dos dados dosimétricos e de considerações físicas e geométricas o sistema computadorizado de planejamento de radiocirurgias deve ser capaz de efetuar o cálculo da dose para um planejamento arbitrário, onde, diferentemente das condições da dosimetria, as irradiações são feitas em arcos – logo, não são estáticas – nos quais a distância fonte-superfície não é fixa, a superfície irradiada não é plana e a densidade do volume não é uniforme.

O MFRC (módulo de física da radiocirurgia) se utiliza de um formalismo semi-empírico, como ocorre na grande maioria dos sistemas de planejamento. Outro modo de calcular doses consiste na utilização de métodos Monte Carlo, onde as interações de cada fóton e sua “prole” (as partículas geradas/liberadas a partir das interações do fóton) são acompanhadas, sorteando-se os processos de interação a partir de tabelas de seções de choque, assim como a energia transferida a cada interação e ângulos de saída para cada partícula resultante. Em geral, o feixe primário de fótons também é simulado. Computacionalmente muito custoso, esse tipo de cálculo não faz parte da rotina dos planejamentos radiocirúrgicos, sendo usado em pesquisas ou em casos especiais (lesões próximas a implantes metálicos, por exemplo). Bielajew [27] apresenta um livro-texto sobre o tema. Aplicações podem ser vistas em Deng *et al.* [14] e Chaves *et al.* [13]. Verhaegen e Seuntjens [8] apresentam uma revisão sobre a modelagem de feixes de fótons.

5.1 Deposição de dose de feixe estático

A Figura 5.1 resume a tarefa de calcular a deposição de dose de um feixe estático a partir dos dados dosimétricos. Para calcular a dose em um ponto P pode-se partir da equação 3.8:

$$D_P = r \text{ MU OF } \frac{\text{TMR}(d_P, A_P) \text{ PSF}(A_P)}{\text{PSF}(A_{ref})} \text{ ISL OAR}(P)$$

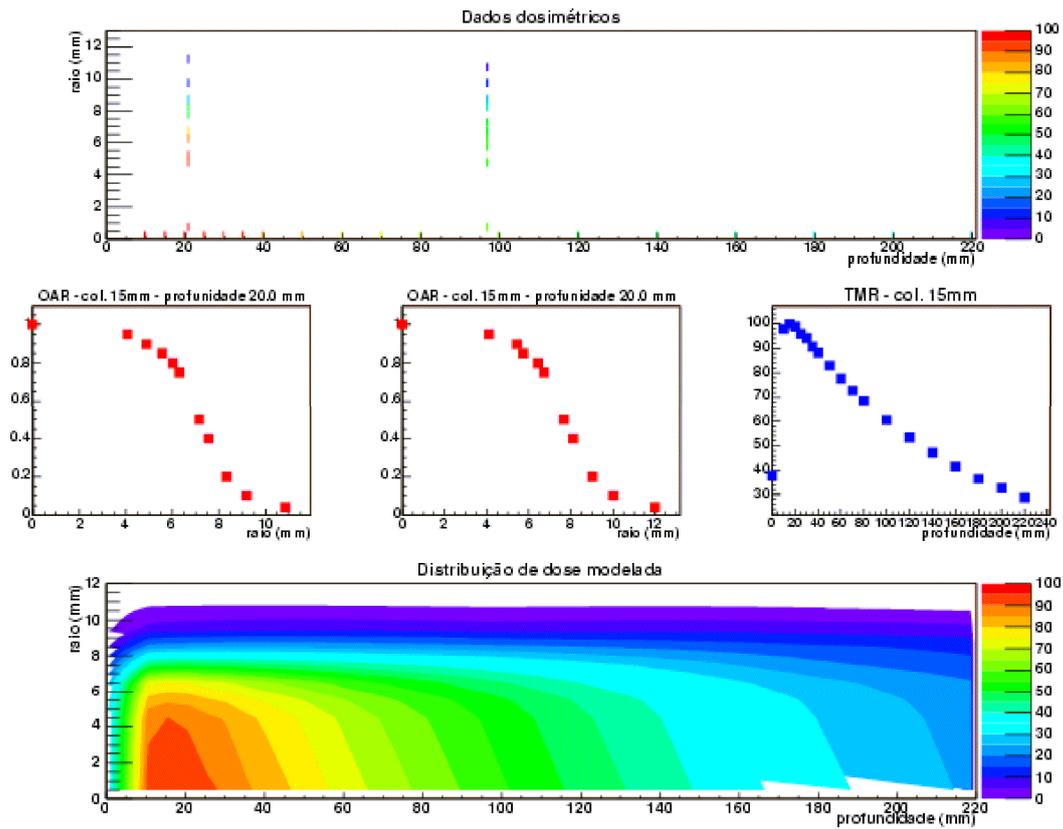


Fig. 5.1: Acima e no meio: a dosimetria de um feixe radiocirúrgico é efetuada, determinando um perfil de TMR e um ou dois perfis de OAR, dependendo da dosimetria (além do OF – o rendimento do feixe na SSD padrão). Abaixo: a aplicação de um modelo a esses dados permite a determinação da dose em qualquer ponto do espaço – o conhecimento da dose no plano é suficiente se assumida simetria cilíndrica à deposição de doses do feixe.

Profundidade (mm)	TMR								
	9 mm	12 mm	15 mm	18 mm	21 mm	24 mm	27 mm	30 mm	33 mm
0	0.396	0.396	0.377	0.365	0.360	0.357	0.359	0.360	0.362
5	0.753	0.753	0.737	0.723	0.713	0.706	0.700	0.702	0.704
10	0.960	0.960	0.953	0.946	0.940	0.935	0.933	0.932	0.931
14	0.997	0.997	0.997	0.995	0.993	0.991	0.989	0.989	0.989
15	1.000	1.000	1.000	0.998	0.997	0.996	0.995	0.995	0.995
16	0.998	0.998	1.000	1.000	1.000	0.999	0.998	0.998	0.998
17	0.996	0.996	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
18	0.992	0.992	0.997	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	1.000
19	0.989	0.989	0.995	0.997	0.997	0.998	0.998	0.999	0.999
20	0.985	0.985	0.990	0.992	0.994	0.995	0.995	0.996	0.996
25	0.956	0.956	0.964	0.969	0.972	0.974	0.975	0.976	0.978
30	0.925	0.926	0.935	0.941	0.944	0.947	0.949	0.951	0.953
50	0.810	0.812	0.822	0.830	0.835	0.839	0.842	0.845	0.849
75	0.686	0.690	0.701	0.708	0.714	0.719	0.723	0.727	0.729
100	0.582	0.586	0.596	0.604	0.610	0.615	0.620	0.624	0.626
125	0.493	0.499	0.508	0.517	0.522	0.527	0.531	0.535	0.539
150	0.418	0.427	0.434	0.443	0.447	0.452	0.455	0.460	0.463
175	0.354	0.365	0.371	0.380	0.384	0.389	0.392	0.396	0.399
200	0.300	0.315	0.321	0.327	0.331	0.335	0.338	0.340	0.344

Tab. 5.1: Valores de TMR obtidos em dosimetria, exibidos para colimadores de 9 a 33 mm de diâmetro (diâmetro do campo na superfície para SSD = 1000 mm). Fonte: Muchiutti, M. L. [20].

As grandezas r , MU , OF , TMR , PSF , ISL e OAR estão definidas no Capítulo 3. A_P é o tamanho do campo no ponto P , A_{ref} é o tamanho do campo na profundidade de máxima dose na SSD da dosimetria e d_P é a profundidade do ponto P .

Os dados dosimétricos que o sistema de planejamento conhecerá para poder calcular doses são: para cada colimador, um conjunto de TMRs ou PDPs medidas para várias profundidades; um ou mais perfis de OAR; OF; além de tabelas de PSF (essas grandezas dosimétricas estão definidas no Capítulo 3).

O cálculo da ISL não necessita de nenhuma interpolação ou consideração posterior, bastando calculá-la segundo a definição na Seção 3.3.

Li [28] reportou variação não-desprezível do PSF com a SSD e com a qualidade do feixe apenas para campos grandes, de modo que em radiocirurgia pode-se seguir usando os PSFs tabelados, por exemplo, no Suplemento 25 do BJR [22], interpolados para o tamanho de campo desejado.

5.1.1 Razão Tecido-Máximo (TMR)

A Tabela 5.1 exhibe um conjunto típico de valores de TMR para diversas profundidades, obtidos utilizando vários cones.

Como se pode ver pela notação usada neste trabalho, a TMR é função da profundidade do ponto e do tamanho do campo nele, não do colimador utilizado. São feitas medições

de TMR com vários colimadores para poder cobrir um grande intervalo de tamanhos de campo, minimizando incertezas introduzidas em futuras interpolações. Segue exemplo ilustrando a determinação de um valor de TMR.

Exemplo dado um feixe a uma SSD de 850 mm, produzido com um colimador cujo tamanho de campo a uma distância de 1000 mm é de 27 mm. Utilizando as TMRs medidas segundo a tabela 5.1, qual a TMR a 150 mm de profundidade?

O campo a 150 mm de profundidade é de 27 mm. Nessa profundidade os tamanhos de campo presentes mais próximos na tabela são: 27.6 mm (colimador 24 mm) e 24.15 mm (colimador 21 mm), cujos valores de TMR na tabela são 0.447 e 0.452, respectivamente. Interpolando linearmente para o tamanho de campo 27 mm, obtemos o valor 0.451 para a TMR.

No momento, o MFRC se vale de interpolações lineares para obtenção de valores de TMR em profundidades arbitrárias. Outra opção é o ajuste de uma função para descrever a TMR em função da profundidade d , como a seguinte:

$$\begin{aligned} B(d) &= A(1 - e^{-s_B d}) \\ E(d) &= e^{-s_E(d-x_0)} \\ TMR(d) &= B(d) \cdot E(d) \end{aligned} \tag{5.1}$$

onde $B(d)$ permite descrever a porção de build-up e $E(d)$ a porção descendente de um perfil de TMR. Parâmetros iniciais iguais a $A = 100$ (ou 1, dependendo da normalização das TMRs), $s_B = 0.4$, $s_E = 0.02$ e $x_0 = 15$ levam a um bom ajuste para qualquer colimador. Como esperado, a inclinação da exponencial decrescente s_E é bem menor que a da crescente s_B . Espera-se também um valor de x_0 próximo ao da profundidade de máxima dose. A Figura 5.2 exhibe o ajuste aplicado a três perfis, obtidos com colimadores de 6, 24 e 42 mm de diâmetro (dados de Muchiutti [20]).

5.1.2 Perfil transversal (OAR)

No momento o sistema aqui descrito lida com dados experimentais correspondentes a 2 perfis de OAR (outros sistemas utilizam apenas um), na intenção de diminuir o efeito de possíveis erros na sua complicada [18, 19] dosimetria. Designamos as profundidades de medida desses perfis por *profundidades de referência*.

O primeiro passo é determinar OARs em qualquer posição radial sobre as profundidades de referência. No momento o sistema vale-se de interpolação linear entre os pontos de cada perfil de OAR.

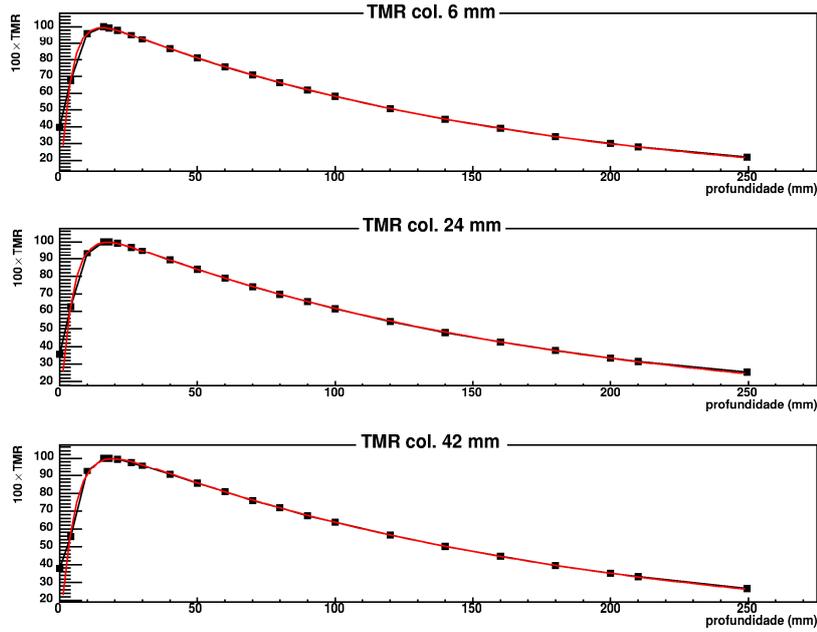


Fig. 5.2: Ajuste de função a perfis de TMR para colimadores de 6, 24 e 42 mm de diâmetro, segundo a equação 5.1.

Outra alternativa é o ajuste de uma função a cada perfil. Baseando-se na discussão de [29], elaborou-se a seguinte soma de sigmóides para tal ajuste (a Figura 5.3 exibe o ajuste para dados de [20]):

$$\begin{aligned}
 P(r) &= 1/(1 + e^{-a(r-r_p)}) - 1 \\
 S(r) &= 1/(1 + e^{-b(r-r_s)}) - 1 \\
 OAR(r) &= p \cdot P(r) + s \cdot S(r)
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

onde $P(r)$ pode ser pensado como um perfil primário e $S(r)$ como um perfil secundário. Assim, o parâmetro r_p é inicializado como o raio da projeção da abertura cônica do colimador na profundidade do perfil. No momento também adiciona-se dois pontos com OAR nula ao fim do perfil para garantir que a curva ajustada cai a zero corretamente.

Após determinar as OAR sobre as profundidades de referência, o próximo passo é obter as OARs em todas as outras profundidades. O sistema de coordenadas ilustrado na Figura 5.4 tem origem na intersecção do eixo central com a superfície, eixo r paralelo à superfície e eixo p sobre o eixo central. Seja um ponto $P = (r, p)$ onde deseja-se determinar a OAR. Como o feixe é cônico, para determinar a OAR nesse ponto é feita uma interpolação entre as OARs nas profundidades de referência nos pontos que pertencem à reta que liga P à fonte:

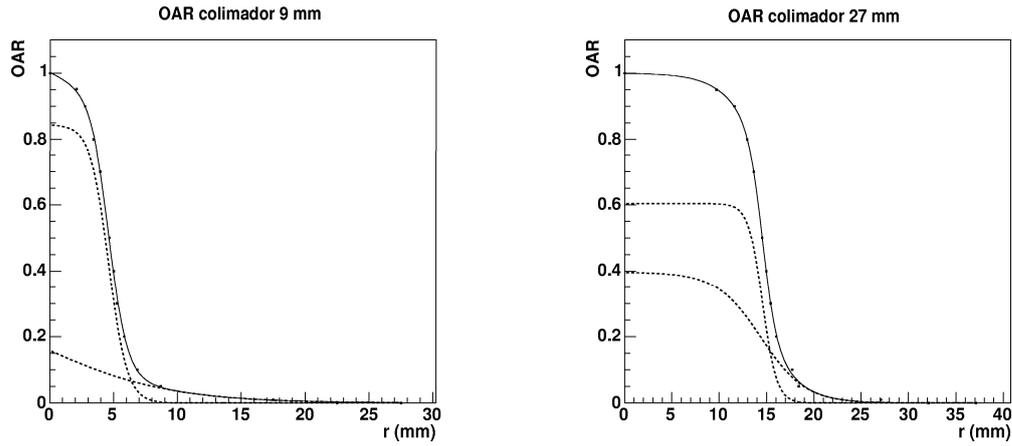


Fig. 5.3: Ajuste de soma de duas sigmóides (cada uma em linha tracejada e a soma em linha contínua) a perfis de OAR referentes a colimadores de 9 e 21 mm de diâmetro, a 20 mm de profundidade e SSD de 1000 mm (segundo a equação 5.2).

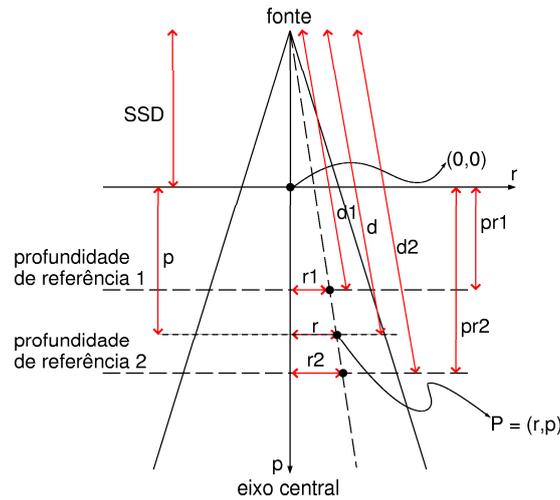


Fig. 5.4: Para levar em conta a geometria cônica do feixe, a OAR no ponto (r,p) é interpolada linearmente entre $OAR(r_1,pr_1)$ e $OAR(r_2,pr_2)$, que estão sobre a linha definida por (r,p) e a fonte (consideramos aqui que foram medidos dois perfis de OAR na dosimetria).

$$\begin{aligned} OAR(r,p) &= OAR(d) = \alpha + \beta \cdot d \\ &= OAR(d_1(r,p)) - (d_1 + d) \cdot \frac{OAR(d_2(r_2,pr_2)) - OAR(d_1(r_1,pr_1))}{d_2 - d_1}. \end{aligned} \quad (5.3)$$

Com a mesma relação são extrapolados valores de OAR caso P não esteja entre duas profundidades de referência. Na Figura 5.5 os dois primeiros mapas mostram o resultado do cálculo de doses fazendo uso de interpolação e extrapolação das OARs entre as OARs nas profundidades de referência. O primeiro interpola ou extrapola OARs da forma mais sim-

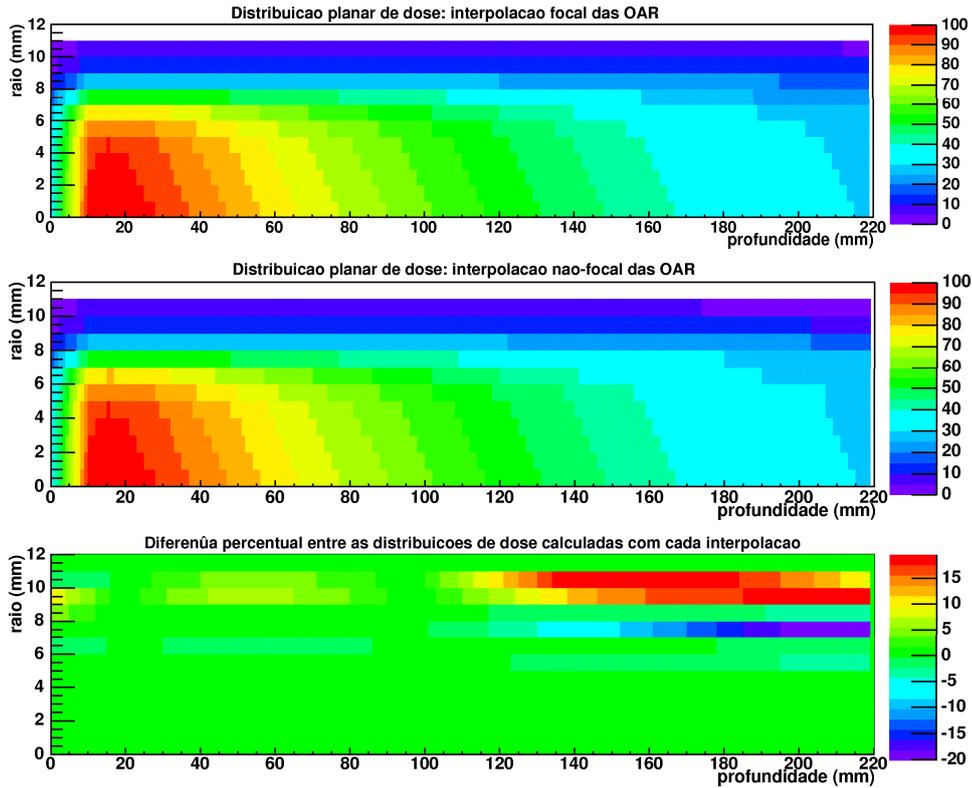


Fig. 5.5: Não levar em conta a abertura do feixe ao interpolar OARs entre profundidades pode levar a erros de 20% no cálculo da dose depositada por um feixe estático.

plés: utiliza $OAR(r, pr1)$ e $OAR(r, pr2)$ para determinar $OAR(r, p)$. O segundo interpola ou extrapola OARs “focalmente” (equação 5.3). O terceiro exibe a diferença percentual entre os dois primeiros, onde observa-se discrepâncias de até 20%. A interpolação focal foi a escolhida para uso no sistema de planejamento.

Um tratamento alternativo consiste na aplicação de uma função bidimensional de OAR (raio \times profundidade), parametrizada através dos perfis medidos [30].

O último aspecto a ser levado em conta é a variação da OAR com a SSD. Se considerarmos $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ar} \sim 0.1 \text{ cm}^2/\text{g}$, o livre caminho médio dos fótons no ar é de $\sim 1 \text{ m}$. Isso quer dizer que a quantidade de interações a mais ou a menos do feixe com o ar ao modificar a SSD podem ser desprezadas e não espera-se degradação do espectro do feixe, de modo que a forma do seu perfil deve permanecer inalterada (mesmo na água a OAR não varia significativamente com a profundidade, motivo pelo qual alguns sistemas de planejamento utilizam apenas um perfil de OAR).

A forma cônica do feixe também deve ser levada em conta. Os perfis de OAR foram medidos na SSD padrão (SSD_{ref}), mas durante um arco a SSD varia. Assim, os perfis de OAR devem ser “esticados” ou “comprimidos” segundo a abertura do feixe conforme a SSD aumenta ou diminui em relação à padrão. Na prática, podemos manter os perfis de

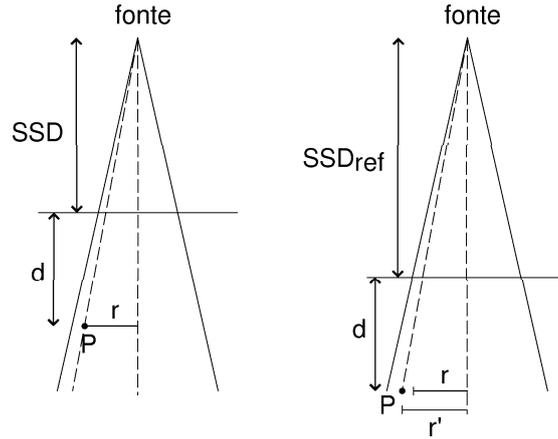


Fig. 5.6: Esquerda: um ponto P encontra-se à profundidade d e distância r ao eixo central. As OARs foram determinadas para uma distância fonte-superfície igual a SSD_{ref} , portanto r deve ser alterado para o valor r' quando da determinação da OAR em P .

OAR inalterados e comprimir ou esticar o valor da distância r ao eixo central do ponto P em questão (Figura 5.6):

$$r' = r \frac{SSD_{ref} + d}{SSD + d} \quad (5.4)$$

onde SSD_{ref} é a SSD de referência e d é a profundidade do ponto P .

5.1.3 Forma e composição do paciente

Não é aplicada correção devida à forma da superfície irradiada, sendo a dose de todo feixe calculada como se ele atingisse uma superfície plana, tal qual na dosimetria. Pike *et al.* [31] avaliaram o erro devido a essa aproximação como desprezível para diâmetros de feixe menores que 30 mm e profundidades de cálculo da dose de pelo menos 30 mm.

No momento, o sistema também não oferece correção devida à composição do paciente. Uma correção ponto a ponto ainda seria muito custosa em tempo computacional, vista a quantidade de feixes calculados em uma radiocirurgia (como discutido na próxima seção, cada arco é simulado por dezenas ou até centenas de irradiações estáticas). Como visto nos Capítulos 2 e no Apêndice A, o cérebro é água-equivalente, porém, cada feixe ainda tem que atravessar uma camada de osso correspondente à caixa craniana. Essa camada é fina e tem densidade variável.

Um método de correção da dose devida a heterogeneidades consiste na determinação de uma *profundidade efetiva* a ser utilizada para nela calcular a PDP. A profundidade efetiva é definida como a profundidade em material com densidade unitária que atenuaria o feixe da mesma quantidade que faria a profundidade real no paciente [32]:

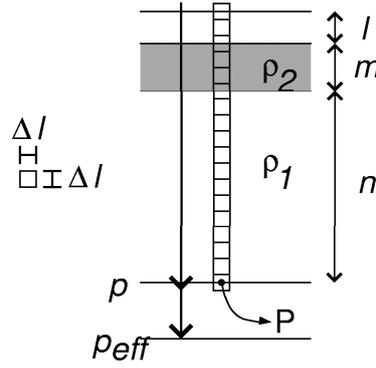


Fig. 5.7: Num caso simples, onde existem apenas dois valores de densidade, a utilização da definição de profundidade efetiva nos dá $p_{eff} = \rho_1 l + \rho_2 m + \rho_1 n$. Se $\rho_2 > \rho_1$, então $p_{eff} > p$. Δl é a aresta dos pixels, caso se esteja trabalhando com informação tomográfica.

$$p_{eff} = \int_0^p \rho(l) dl \quad (5.5)$$

onde ρ é a densidade do material, l é a profundidade e p é a profundidade real do ponto em questão – denominemo-lo P . Como esperado, se $\rho = 1$ de 0 a p , $p_{eff} = p$. No caso computacional, o cálculo é discreto (ilustração na Figura 5.7):

$$p_{eff} = \sum_i \rho_i \Delta l \quad (5.6)$$

onde Δl é a aresta de cada pixel e i indexa os pixels atravessados pelo feixe, da superfície ao ponto em questão.

Por fim, como a distância do ponto P à fonte não mudou, deve-se remover a contribuição da ISL correspondente à profundidade adicionada ($p_{eff} - p$). Em outras palavras, $PDP(p)$ deve ser igual a $PDP(p_{eff})$ na água, mas com a ISL avaliada na profundidade p :

$$PDP(p_{eff}) \left(\frac{SSD + p_{eff}}{SSD + p} \right)^2 \quad (5.7)$$

5.2 Arcos radiocirúrgicos

Os arcos possíveis estão relacionados aos graus de liberdade do acelerador linear e da mesa de tratamento (a convenção utilizada neste trabalho para os parâmetros angulares está na figura 5.9):

- Isocentro: o cabeçote do acelerador linear irá girar em torno desse ponto, normalmente situado dentro da lesão;
- Abertura angular ($\Delta\phi$): intervalo angular percorrido pelo cabeçote durante a rotação;

- Ângulo inicial (ϕ): posição angular em que o cabeçote se encontrava ao iniciar a irradiação;
- Ângulo da mesa (ψ): posição angular da mesa de tratamento durante a execução do arco. É fixo para cada arco (em uma radiocirurgia *dinâmica* utiliza-se rotação simultânea do cabeçote e da mesa);
- Colimador: de abertura cônica, o colimador terciário ou radiocirúrgico determina o diâmetro do feixe;
- Peso: dois arcos idênticos (mesmos parâmetros e sobre a mesma superfície) podem depositar doses diferentes se forem aplicados com velocidades angulares diferentes. Um arco executado lentamente aplicará mais dose que outro executado mais rapidamente. Esse ajuste corresponde à quantidade de MU (*monitor units*, ou UM – unidades de monitor) ajustada para o arco, de forma que um arco de Peso 2 terá o dobro de MU de um arco idêntico de Peso 1, aplicando o dobro de dose.

Para calcular a dose depositada por uma irradiação em arco simulamos a irradiação contínua efetuada pelo acelerador linear com irradiações estáticas – aqui denominadas *tiros* – de igual espaçamento angular, como se o acelerador “parasse e atirasse” ao longo do arco (Figura 5.8). Na prática esta abordagem é utilizada em qualquer sistema de cálculo de doses em radiocirurgia com Linac. A equivalência dessa abordagem com a situação de irradiação contínua é uma das razões pelas quais radiocirurgias a base de Linac e Gamma Knife são terapeuticamente equivalentes. Denominamos aqui “pontos de entrada” a origem desses tiros na superfície irradiada, i.e., os pontos de intersecção entre cada feixe estático e a superfície.

Assim podemos escrever a dose devida a um arco em um ponto P como

$$D_{arco}(P) = \sum_{t=1}^{n_t} r MU_{arco} OF_{cone} \frac{TMR(d_P, A_P)_t PSF(A_P)_t}{n_t PSF(A_R)_t} ISL_t \quad (5.8)$$

onde n_t é a quantidade de tiros usados para simular o arco, d_P e A_P são respectivamente a profundidade do ponto P e o tamanho do campo em P e A_R é o tamanho do campo no ponto de referência para esse colimador (ponto de medida do OF – profundidade de máximo à SSD padrão).

A dose total em um ponto P deve ser a soma das doses depositadas por cada arco nesse ponto:

$$\begin{aligned} D_{total}(P) &= \sum_{a=1}^{n_a} D_a \\ &= \sum_{a=1}^{n_a} \sum_{t=1}^{n_{t,a}} r MU_a OF_{cone} \frac{TMR(d_P, A_P)_t PSF(A_A)_t}{n_{t,a} PSF(A_R)_t} ISL_t, \end{aligned} \quad (5.9)$$

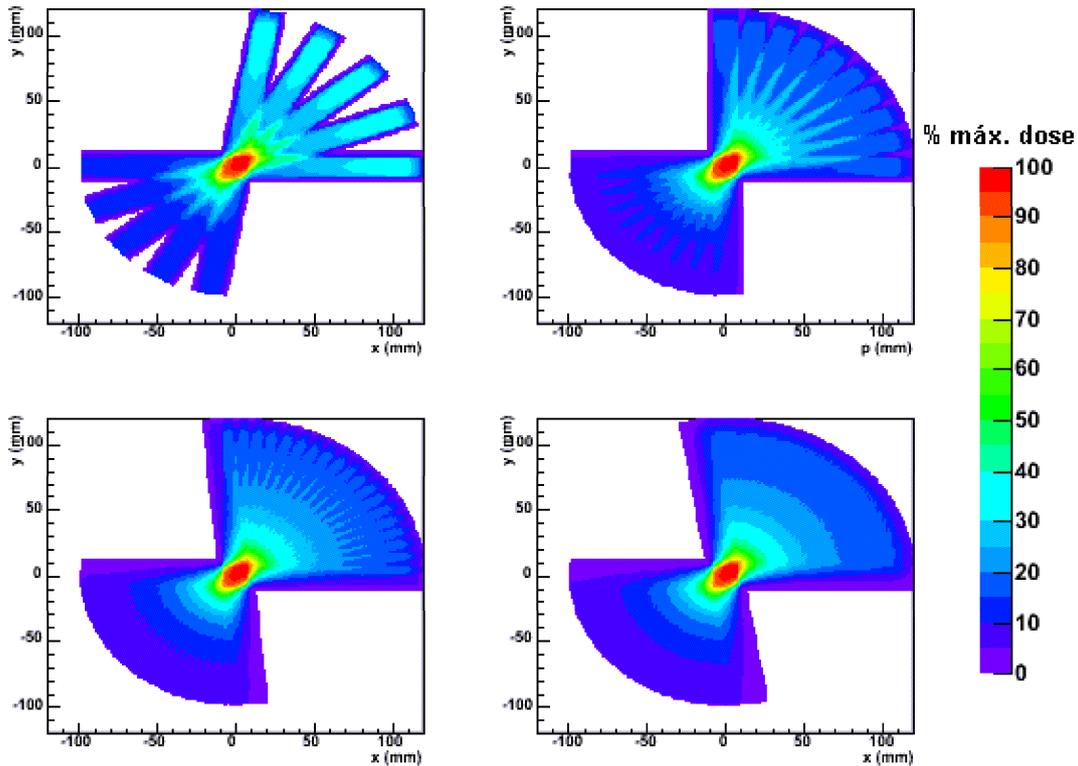


Fig. 5.8: Doses em porcentagem da dose máxima para arco de abertura angular de 100° calculadas com passos de 20, 10, 5 e 1 graus, respectivamente. Isocentro da rotação em $x = 0$, $y = 0$. A superfície irradiada é esférica. Precisão no cálculo da dose é ganha à medida que o passo diminui.

onde n_a é o número de arcos e as unidades de monitor MU de cada arco são determinadas como discutido na Seção 5.3, a seguir.

Para conformar a distribuição de dose a lesões irregulares pode-se utilizar mais de um isocentro.

5.3 Unidades de Monitor

Como visto, as unidades de monitor para uma irradiação correspondem à sua duração, sendo diretamente proporcionais à dose depositada. No entanto, caso se queira depositar determinada dose em um ponto P utilizando dois ou mais feixes, são infinitas as combinações das MU dos feixes que resultam na mesma dose nesse ponto, i.e., pode-se sempre “enfraquecer” alguns feixes enquanto se “fortalece” outros. O padrão adotado neste trabalho requer que as MU sejam ajustadas de modo que todos os cones produzam a mesma dose na profundidade de máximo. A dose na profundidade de máximo está relacionada ao

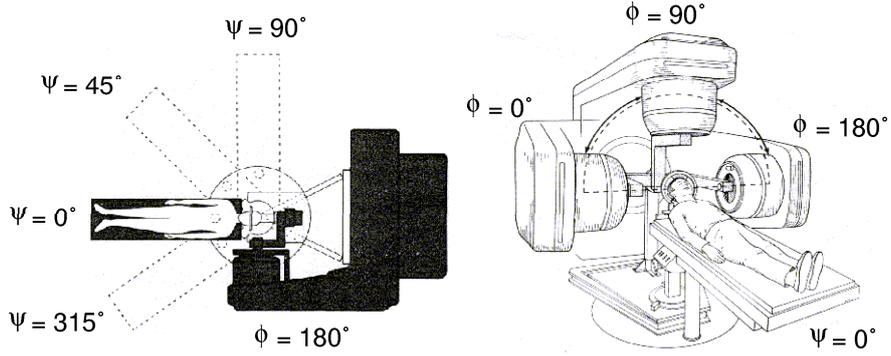


Fig. 5.9: Esquerda: Para gerar arcos em diferentes planos a mesa de tratamento pode girar em torno do isocentro. Direita: Um acelerador executa um arco radiocirúrgico. O feixe de raios X é emitido continuamente à medida que o canhão do acelerador gira 180°. No planeamento, são especificados o ângulo inicial ($\phi = 0^\circ$) e a abertura do arco ($\Delta\phi = 180^\circ$). Imagens adaptadas de Friedman *et al.* [33]

OF do cone:

$$D_{max} = OF D_{ref} = OF r MU, \quad (5.10)$$

onde D_{ref} é a dose de referência (por exemplo, a dose na profundidade de máximo para o campo radioterapêutico de $10 \times 10 \text{ cm}^2$), que define o rendimento r da máquina.

Se D_{max} deve ser a mesma para todos os cones,

$$(OF MU)_i = (OF MU)_j, \{i, j = 1 \dots na\} \quad (5.11)$$

onde i, j indexam os arcos e na é a quantidade de arcos. Seja D a dose prescrita em certo ponto P . Esta é o resultado da soma das doses de todos os arcos no ponto:

$$\begin{aligned} D &= \sum_{a=1}^{na} D_a \\ &= r \sum_{a=1}^{na} (OF MU)_a \sum_{t=1}^{nt_a} \frac{TMR(d_P, A_P)_{a,t} PSF(A_A)_{a,t}}{nt_a PSF(A_R)_{a,t}} ISL_{a,t} \end{aligned} \quad (5.12)$$

onde nt é a quantidade de feixes estáticos usados para simular o arco. Se $(OF MU)$ é constante nos arcos, pode ser fatorado:

$$D = r OF MU \sum_{a=1}^{na} \sum_{t=1}^{nt_a} \frac{TMR(d_P, A_P)_{a,t} PSF(A_A)_{a,t}}{nt_a PSF(A_R)_{a,t}} ISL_{a,t} \quad (5.13)$$

e determinamos as MU de qualquer arco:

$$MU_{arco} = D \left(r OF_{arco} \sum_{a=1}^{n_a} \sum_{t=1}^{n_{t,a}} \frac{TMR(d_P, AP)_{a,t} PSF(AA)_{a,t}}{n_{t,a} PSF(A_R)_{a,t}} ISL_{a,t} \right)^{-1}, \quad (5.14)$$

onde OF_{arco} refere-se ao OF do cone utilizado no arco.

Caso o ponto escolhido seja o isocentro, pode-se usar o conceito de TMR para realizar um cálculo mais simples. Para um feixe estático:

$$TMR(d_{iso}, A_{iso}) = D_{iso}/D_{max} = D_{iso}/(r OF MU) \quad (5.15)$$

$$D_{iso} = TMR(d_{iso}, A_{iso}) r OF MU \quad (5.16)$$

onde d_{iso} , A_{iso} e D_{iso} são a profundidade, tamanho do campo e dose no isocentro. Assim, a dose depositada por um arco no isocentro é

$$D_a = r OF MU \sum_{t=1}^{n_t} TMR(d_{iso}, A_{iso})/n_t, \quad (5.17)$$

a dose por todos os arcos é

$$\begin{aligned} D &= r \sum_{a=1}^{n_a} (OF MU)_a \sum_{t=1}^{n_{t,a}} TMR(d_{iso}, A_{iso})_{a,t}/n_{t,a} \\ &= r OF MU \sum_{a=1}^{n_a} \sum_{t=1}^{n_{t,a}} TMR(d_{iso}, A_{iso})_{a,t}/n_{t,a} \end{aligned} \quad (5.18)$$

e a MU para qualquer arco fica

$$MU_{arco} = D \left(r \sum_{a=1}^{n_a} OF_a \sum_{t=1}^{n_{t,a}} TMR(d_{iso}, A_{iso})_{a,t}/n_{t,a} \right)^{-1}. \quad (5.19)$$

5.4 Sistemas de coordenadas

Para lidar com os graus de liberdade do acelerador linear e da mesa de tratamento definimos 2 sistemas de coordenadas além do *sistema de coordenadas estereotáxico* (Seção 4.4): o *sistema do arco*, definido a partir do sistema estereotáxico, e o *sistema de doses*.

5.4.1 Sistema do arco

O sistema de coordenadas do arco é definido de forma que sua origem esteja no isocentro, o plano xy desse sistema coincida com o plano do arco e o eixo z seja perpendicular ao plano do arco. Se Ψ (ângulo da mesa) = 0° , o plano do arco é paralelo ao plano xy estereotáxico, mas para qualquer outro valor isso não é mais verdade.

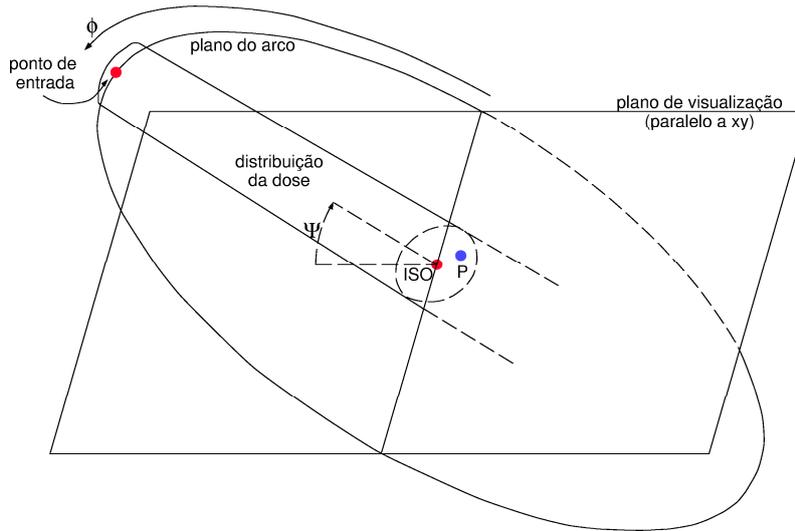


Fig. 5.10: Um tiro atravessa determinado plano de visualização (um corte tomográfico paralelo ao plano xy , por exemplo) onde encontra-se um ponto P no qual deseja-se calcular a dose. No sistema do arco o ponto de entrada pode ser descrito por uma coordenada radial e uma angular (ϕ) que coincide com a posição angular do cabeçote do acelerador. O ângulo Ψ define a orientação do plano do arco e coincide com a posição angular da mesa de tratamento.

A definição do sistema do arco é útil para melhor descrever os pontos de entrada. O sistema de planejamento guarda as coordenadas dos pontos de entrada no sistema do arco, o que simplifica a descrição deles: todos têm coordenada z nula – estão no plano do arco – e podem ser descritos através de coordenadas polares, onde a coordenada angular pode ser definida de tal forma que coincida com a posição angular ϕ do cabeçote do acelerador (Figura 5.10).

Como sistema intermediário, definimos o *sistema de coordenadas do isocentro*, com a mesma orientação do sistema estereotático, mas com origem no isocentro do arco ???. Logo, um vetor antes escrito no sistema estereotático (\vec{P}_{stx}) pode ser representado no sistema do isocentro (\vec{P}_{iso}) através de uma translação:

$$\vec{P}_{iso} = \vec{P}_{stx} - \vec{iso}, \quad (5.20)$$

onde \vec{iso} é o vetor que representa o isocentro no sistema estereotático.

A partir do sistema do isocentro podemos definir o sistema do arco como um sistema rotacionado de Ψ graus em torno do eixo y segundo a regra da mão direita (Figura 5.11). Desse modo, relacionamos os versores do sistema do arco $\hat{i}_{arco}, \hat{j}_{arco}, \hat{k}_{arco}$ com os do isocentro $\hat{i}_{iso}, \hat{j}_{iso}, \hat{k}_{iso}$ por

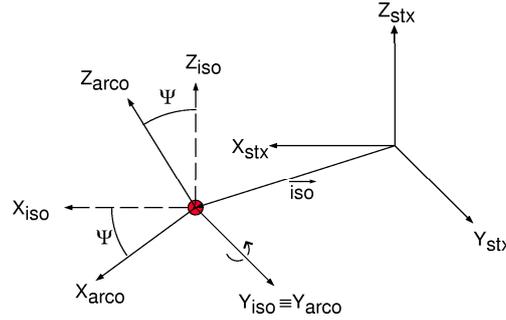


Fig. 5.11: O sistema do arco é definido por uma rotação do sistema do isocentro em torno do eixo y , segundo a regra da mão direita.

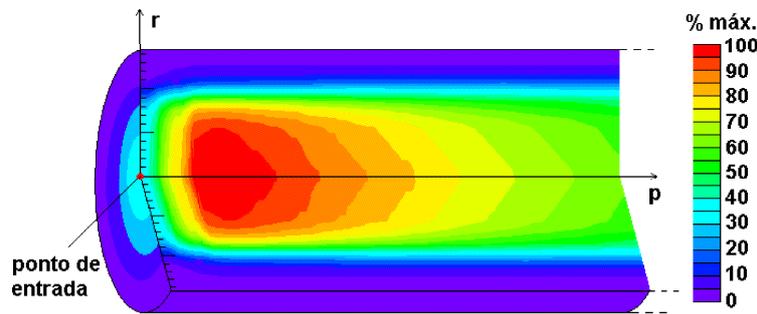


Fig. 5.12: Corte da distribuição tridimensional de dose de um feixe radiocirúrgico. Esta pode ser gerada através da rotação da distribuição bidimensional (plano da dosimetria) em torno do eixo central do feixe. Pode-se definir um *sistema de coordenadas de doses* que tem origem no ponto de entrada, com o eixo de profundidade apontado para o isocentro. O eixo de raio necessita apenas ser perpendicular ao de profundidade em função da simetria cilíndrica assumida.

$$\begin{pmatrix} \hat{i}_{arco} \\ \hat{j}_{arco} \\ \hat{k}_{arco} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\Psi & 0 & -\text{sen}\Psi \\ 0 & 1 & 0 \\ \text{sen}\Psi & 0 & \cos\Psi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \hat{i}_{iso} \\ \hat{j}_{iso} \\ \hat{k}_{iso} \end{pmatrix} \quad (5.21)$$

5.4.2 Sistema de doses

Para um tiro, definimos o *sistema das doses* como o que tem origem no ponto de entrada, eixo de profundidade na direção do isocentro (logo, coincidente com o eixo central do feixe) e eixo de raio podendo ser qualquer um perpendicular a este (pois assumimos a deposição de doses do feixe estático como tendo simetria cilíndrica). A definição desse sistema se justifica porque as coordenadas de raio e profundidade coincidem com as utilizadas para localizar um ponto no simulador durante a dosimetria, bastando substituí-las na equação 3.8 para calcular a dose devida a um feixe (com as devidas correções discutidas nas seções

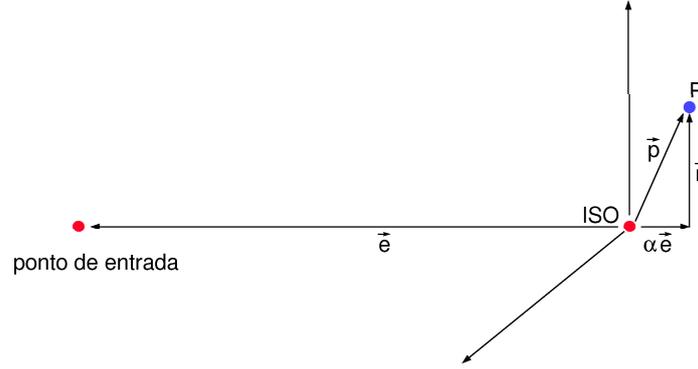


Fig. 5.13: O vetor \vec{e} representa o ponto de entrada em um sistema com origem em $ISO = (X_{iso}, Y_{iso}, Z_{iso})$. O vetor \vec{p} representa o ponto P do plano de visualização, aonde deseja-se saber a dose.

anteriores). A Figura 5.12 ilustra o sistema de doses.

Em resumo, calcular a dose em um ponto P consiste em conhecer suas coordenadas no sistema de doses, pois nessas coordenadas serão determinados os valores das grandezas dosimétricas. Logo, precisamos descrever a série de transformações que relacionam o sistema estereotáxico ao sistema de doses:

- Uma translação levando a origem ao ponto de entrada;
- Uma rotação para orientar o sistema no plano do arco;
- Uma rotação para que um dos eixos coincida com o eixo central.

Essa estratégia é muito custosa computacionalmente. Um trabalho vetorial consegue extrair as coordenadas de P no sistema das doses com uma rapidez muito maior. A Figura 5.13 ilustra esse cálculo.

Podemos definir um vetor \vec{r} cujo módulo é a própria coordenada radial de P e portanto $\vec{r} = \vec{p} - \alpha \vec{e}$, onde α é um número real e $\alpha \vec{e}$ é simplesmente a projeção de \vec{p} em \vec{e} na direção de \vec{e} . Desse modo,

$$\vec{r} = \vec{p} - (\vec{p} \cdot \hat{e}) \cdot \vec{e}, \quad (5.22)$$

onde $\hat{e} = \vec{e}/|\vec{e}|$. A coordenada de raio r_{dose} de P , que é o módulo de \vec{r} , é dada por

$$r_{dose} = |\vec{p} - (\vec{p} \cdot \hat{e}) \cdot \vec{e}| \quad (5.23)$$

e a coordenada de profundidade z_{dose} é:

$$\begin{aligned}
z_{dose} &= |\vec{e} - \alpha \vec{e}| \\
&= |\vec{e} - (\vec{p} \cdot \vec{e}) \cdot \vec{e}| \\
&= |\vec{e}|(1 - \vec{p} \cdot \vec{e})
\end{aligned} \tag{5.24}$$

5.5 Normalização

O modo mais usual de exibir as doses calculadas é mostrá-las em pontos de um corte do paciente, normalmente em *curvas de isodose* (linhas sobre as quais o valor da dose é o mesmo). Para que as doses calculadas sejam exibidas de forma inteligível ao usuário é de extrema importância que estejam expressas em termos de porcentagem da dose máxima no volume.

À primeira vista resolver o problema de determinar a máxima dose global é simples: basta percorrer o volume até encontrá-la. Contudo, o tempo necessário para calcular a dose em todo o volume com uma precisão de 1 mm^3 é muito elevado, de modo que o sistema de planejamento não faz o cálculo em todo o volume, mas apenas em planos de visualização (secções do paciente) escolhidos pelo usuário. Como consequência, o algoritmo de busca do máximo não tem um mapa completo das doses onde fazer a busca, e tem que encontrar o máximo enquanto calcula doses.

Na maioria dos casos, a máxima dose estará no isocentro. Para múltiplos isocentros, o máximo pode estar entre isocentros. Para um feixe estático o máximo é a própria profundidade de máximo. O algoritmo deve levar em conta todas essas possibilidades, lembrando que um erro na determinação da dose máxima pode prejudicar a interpretação do planejamento inteiro, visto que as doses estarão expressas em porcentagem desse máximo. No momento, o MFRC adota a estratégia de calcular a dose em candidatos a máximos:

- para cada arco, pontos a uma distância do isocentro de até o raio do colimador, no plano do arco, compreendidos no intervalo angular do arco e no intervalo angular oposto, percorridos de mm em mm;
- para arcos menores que 90° , pontos sobre o eixo central de cada tiro, percorridos de mm em mm;
- Se há isocentros próximos entre si (distância menor que a soma dos raios dos colimadores de ambos os arcos), percorre-se os pontos situados entre esses isocentros, de mm em mm.

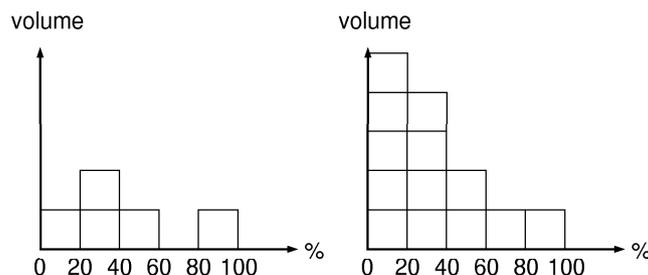


Fig. 5.14: Em certa configuração de doses, uma região contendo 5 unidades de volume é escolhida, gerando os seguintes histogramas dose-volume. Esquerda: HDV diferencial. Uma unidade de volume contém dose de 0 a 20% da dose máxima, duas contêm de 20 a 40%, uma contém de 40 a 60 % e uma contém de 80 a 100%. Direita: HDV cumulativo: gerado a partir do HDV diferencial, mostra que as 5 unidades de volume contêm dose de ao menos 0-20%, 4 contêm de ao menos 20-40%, e assim por diante.

5.6 Histogramas Dose-Volume (HDVs)

Uma forma importante de avaliar e comparar planejamentos é através da construção de histogramas dose-volume. Um histograma desses consiste na contagem do volume que contém cada valor de dose (histograma diferencial) ou na contagem do volume que contém *até* cada valor de dose (cumulativo). A Figura 5.14 ilustra a construção de um HDV e a diferença entre os dois tipos. A Figura 5.15 exibe dois histogramas dose-volume para um planejamento de 5 arcos, calculado a título de exemplo.

5.7 Estudo de caso

Este exemplo ilustra os cálculos recém descritos: um planejamento radiocirúrgico é realizado considerando um simulador esférico de água, de raio igual a 100 mm e centrado na origem do sistema estereotáxico, mesma posição escolhida para o isocentro. Dois volumes são considerados para a criação de HDVs: uma esfera de 5 mm de raio (fazendo o papel da lesão) e outra de 10 mm de raio, ambas centradas no isocentro. Os dados dosimétricos são os de Muchiutti [20]. Os resultados foram gerados com programas escritos na plataforma ROOT.

Observa-se os altos gradientes de dose obtidos em função da irradiação em arcos, como mais facilmente se pode reparar através da imagem inferior esquerda na Figura 5.15. Vê-se o alto gradiente nas três vistas – axial, sagital e coronal. Os histogramas dose-volume mostram a esfera menor, que representa a lesão, não possuindo doses menores que 94% do máximo. A maior chega a exibir doses de 32%.

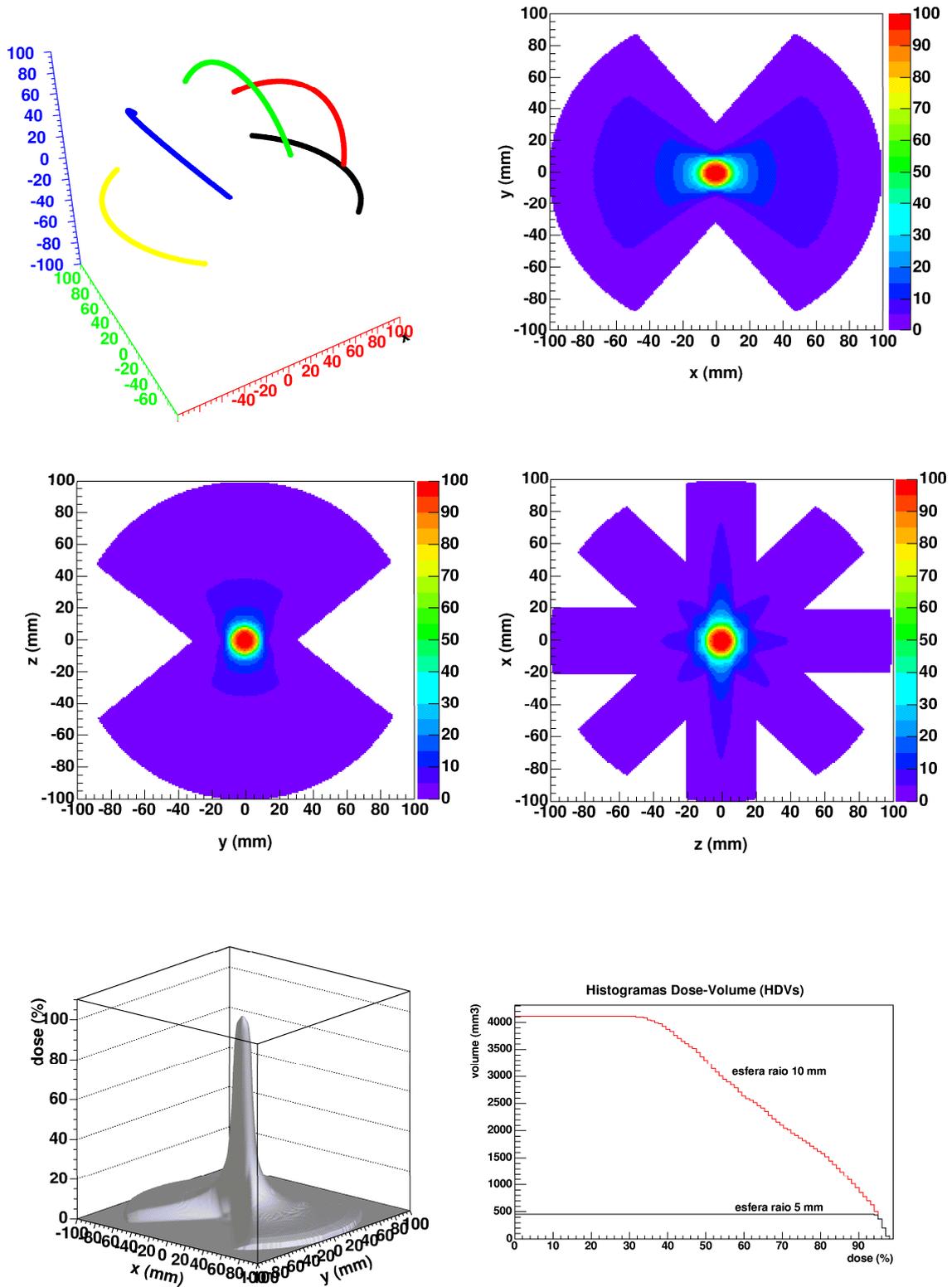


Fig. 5.15: Um planejamento de 5 arcos (Tabela 5.2) é calculado. Da esquerda para a direita e de cima para baixo: 1) Os pontos de entrada dos arcos; 2,3,4) As doses em vista axial, sagital e coronal, respectivamente, todas passando pelo isocentro; 5) Mesma vista de 2), com visualização escolhida de modo a realçar os altos gradientes de dose em torno do isocentro; 6) Histogramas dose-volume cumulativos para duas esferas centradas no isocentro, de raios 5 e 15 mm.

ψ	ϕ	$\Delta\phi$	colimador	peso
0	-50	100	15 mm	1
45	-50	100	15 mm	1
90	-50	100	15 mm	1
135	-50	100	15 mm	1
180	-50	100	15 mm	1

Tab. 5.2: Parâmetros dos arcos correspondentes à figura 5.15

6. RESULTADOS

A homologação de um sistema de planejamento requer a comparação deste com uma dosimetria de planejamentos. Neste trabalho comparamos os resultados do novo sistema com um disponível no mercado – o MSPS, da MEVIS Informática Médica Ltda., comercializado pela Micromar Ltda.–, enquanto tal dosimetria não é realizada.

Os dados dosimétricos são de Muchiutti [20], para colimadores de 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27, 30 e 33 mm de diâmetro, adaptados a um acelerador linear Saturno 41, modo 6 MV.

6.1 Feixe estático

6.1.1 Perfil transversal (OAR)

A Figura 6.1 mostra curvas de “isoOARs” – curvas ao longo das quais a OAR é a mesma. São medidas de OAR de Muchiutti (pontos ligados por linhas contínuas) e dados advindos do MFRC, avaliados nas posições referentes aos valores de OAR medidos (pontos ligados por linhas tracejadas). Os dados dosimétricos lidos pelo MFRC corresponderam às medidas de Muchiutti nas profundidades de 25 e 88 mm a uma SSD de 1000 mm.

O comportamento das OAR provenientes do MFRC é compatível com os dados experimentais e ambos revelam o caráter cônico do feixe de tratamento. Nas profundidades anteriores ao equilíbrio eletrônico nota-se um comportamento diferente nas medidas de OAR, que não é contemplado pelo MFRC. Esse comportamento se deve justamente ao fato de que nessas profundidades o equilíbrio eletrônico não existe em nenhuma região do feixe, portanto, as curvas de “isoOARs” tendem a colapsar-se na superfície para um feixe aplainado, caracterizando um perfil de OAR na forma de platô.

A Figura 6.2 compara perfis de OAR gerados pelo MRA e pelo MSPS, a uma SSD de 1000 mm. Para que tal comparação fosse possível foram necessários alguns procedimentos: um estudo tomográfico estereotáxico artificial foi gerado coputacionalmente, onde as fatias eram exatamente paralelas ao eixo xy; os dados do MSPS foram coletados de uma ferramenta que permite ver uma imagem de um perfil de doses, com resolução de 256 pixels na horizontal e 85 na vertical; essas imagens foram lidas por um programa que gerou um arquivo de dados com as coordenadas estereotáxicas e a dose em cada ponto do perfil; as coordenadas estereotáxicas foram lidas do arquivo pelo MRA para que o cálculo de doses fosse executado nesses pontos, gerando um novo perfil.

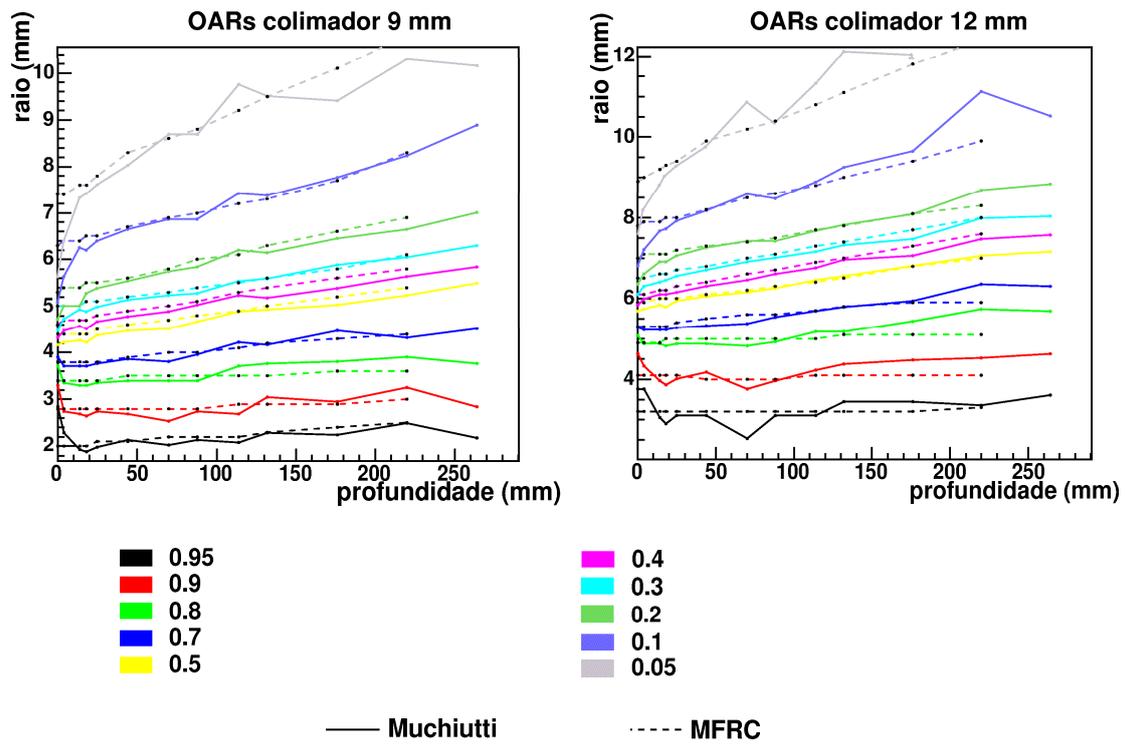


Fig. 6.1: Medidas de OAR para várias profundidades utilizando colimadores de 9 e 12 mm. As linhas cheias representam dados de Muchiutti [20] e as pontilhadas representam resultados do MFRC, calculados a partir das OAR de Muchiutti nas profundidades de 25 e 88 mm.

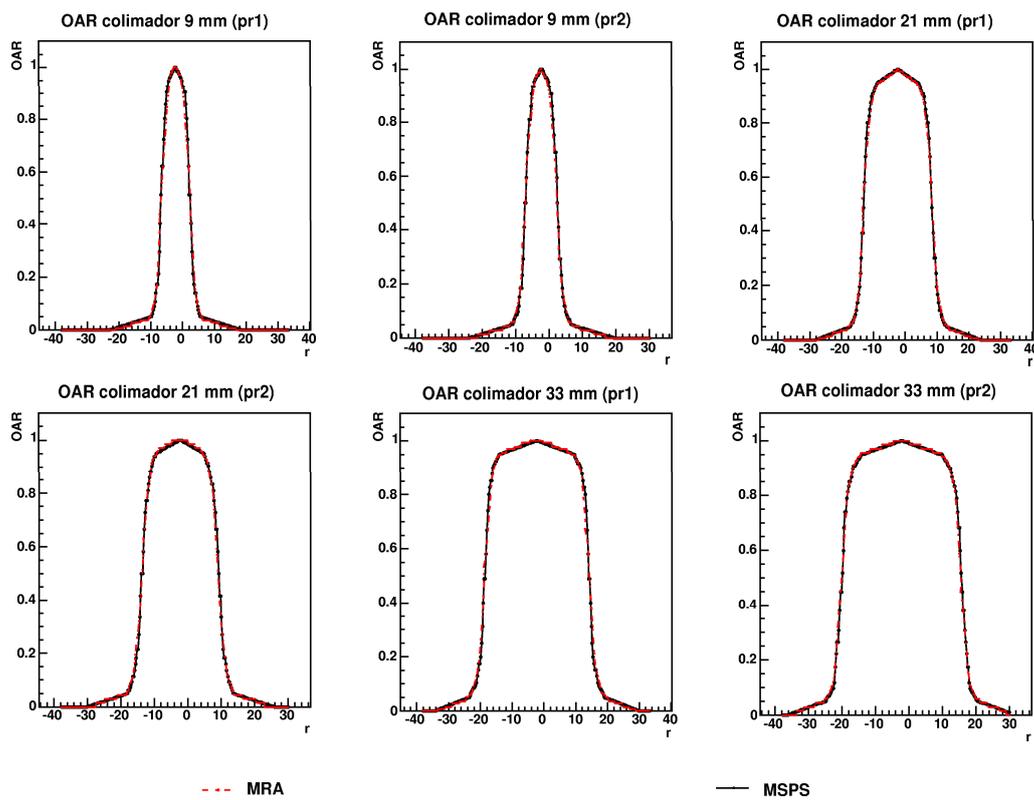


Fig. 6.2: Perfis de OAR a 25 cm de profundidade (pr1) e 88 cm de profundidade (pr2) a uma SSD de 1000 mm gerados pelo MRA e pelo MSPS a partir dos dados de Muchiutti [20].

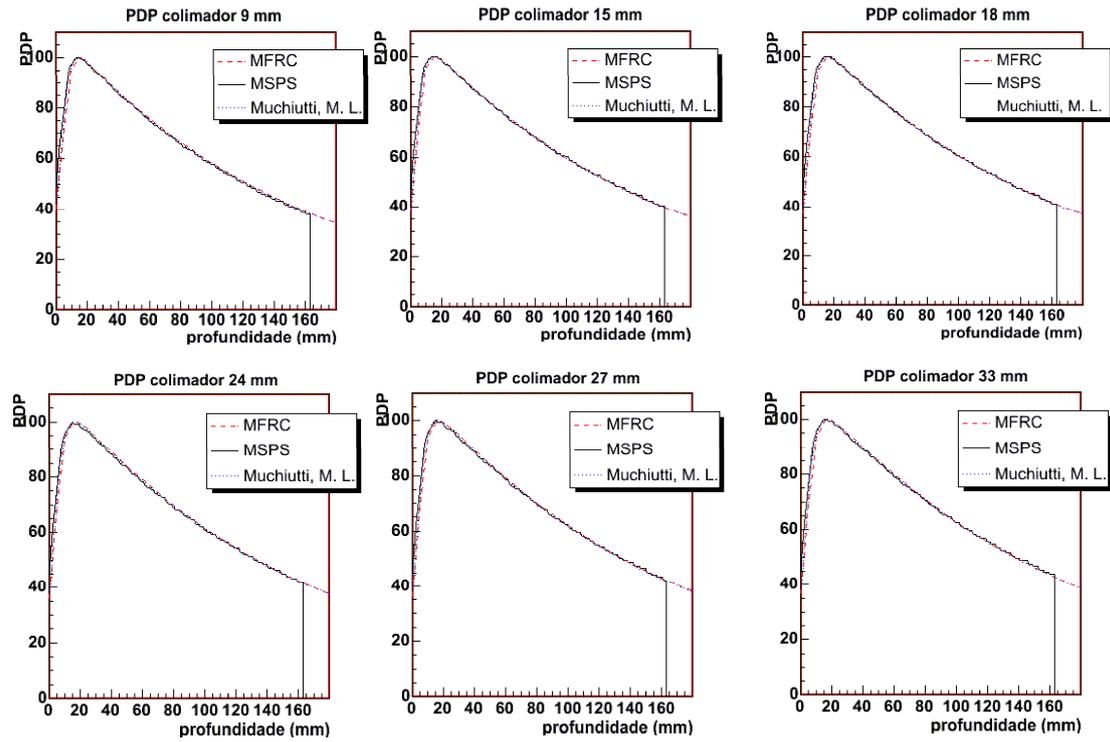


Fig. 6.3: Porcentagem de dose profunda, a uma SSD de 1000 mm. A partir das TMRs medidas por Muchiutti [20], a PDP calculada por Muchiutti; os valores calculados pelo MFRC e valores exibidos pelo programa MSPS.

6.1.2 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A Figura 6.3 mostra PDPs calculadas por Muchiutti, pelo MFRC e pelo MSPS a partir de medidas de TMR obtidas por Muchiutti. A SSD é de 1000 mm. As PDPs do MSPS foram obtidas através de sua ferramenta de perfil de doses.

6.2 Planejamentos

A comparação entre planejamentos gerados pelo MRA (*Micromar Radiosurgery Assistant*, programa que incorpora o MFRC) e pelo MSPS tem relevância capital, pois estes apresentam condições de irradiação variadas e realistas, além de avaliar o sistema no seu propósito final.

6.2.1 Planejamento 1

Planejamento com 9 arcos de aberturas angulares iguais a 100 graus, utilizando colimador de diâmetro nominal de 15 mm. As coordenadas ajustadas para o isocentro no MRA foram iguais às coordenadas do isocentro no MSPS, portanto a localização anatômica dos dois não é necessariamente idêntica.

A Figura 6.4 mostra os parâmetros dos arcos radiocirúrgicos, os arcos visualizados com a ferramenta ROOT e as unidades de monitor calculadas para cada sistema.

Os resultados dos dois sistemas encontram-se na Figura 6.7 (à esquerda os resultados referentes ao MSPS, à direita os do MRA), em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. As isodoses mostradas, em azul claro, têm o valor de 2400 cGy – 80% da máxima dose no volume irradiado.

6.2.2 Planejamento 2

Planejamento com 5 arcos de aberturas angulares iguais a 100 graus, utilizando colimador de diâmetro nominal de 21 mm. Mesmas coordenadas para o isocentro nos dois sistemas.

A Figura 6.5 mostra os parâmetros dos arcos radiocirúrgicos, os arcos visualizados com a ferramenta ROOT e as unidades de monitor calculadas para cada sistema.

Os resultados dos dois sistemas encontram-se na Figura 6.8 (à esquerda os resultados referentes ao MSPS, à direita os do MRA), em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. As isodoses mais internas, em azul claro, têm o valor de 2500 cGy – 80% da máxima dose no volume irradiado. As mais externas, em verde, correspondem a 50% do máximo.

6.2.3 Planejamento 3

Planejamento com 5 arcos de aberturas angulares iguais a 140 graus, utilizando colimador de diâmetro nominal de 33 mm. Mesmas coordenadas para o isocentro nos dois sistemas.

A Figura 6.6 mostra os parâmetros dos arcos radiocirúrgicos, os arcos visualizados com a ferramenta ROOT e as unidades de monitor calculadas para cada sistema.

Os resultados dos dois sistemas encontram-se na Figura 6.9 (à esquerda os resultados referentes ao MSPS, à direita os do MRA), em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. As isodoses mais internas, em azul claro, têm o valor de 2500 cGy – 80% da máxima dose no volume irradiado. As mais externas, em verde, correspondem a 50% do máximo. A Figura 6.10 exibe perfis de dose ao longo dos eixos x, y, e z, passando pelo isocentro, para os dois sistemas.

6.3 Discussão

As unidades de monitor calculadas para os três planejamentos não diferiram por menos de 0.5% entre os dois sistemas e as isodoses mostraram-se praticamente idênticas.

Os perfis de dose relativos ao planejamento 3 – visualmente o menos semelhante entre os dois sistemas – compartilham alto grau de semelhança. Os perfis no eixo z discordam em até 5 % na região em torno de 5 % do máximo de dose. Em todos os perfis, nas regiões de alta derivada até 90 % do máximo de dose, observa-se diferenças de até 5 %. No entanto, nessas regiões a diferença horizontal entre as curvas não passa de 0.5 mm.

Na comparação das curvas de OAR entre os dois sistemas (Figura 6.2), as máximas diferenças são de até: 10 % para o colimador de 9 mm na primeira profundidade de referência e 6 % na 2a profundidade; 8 % para o colimador de 21 mm na primeira profundidade de referência e 7 % na 2a profundidade; 7 % para o colimador de 33 mm na primeira profundidade de referência e 6 % na 2a profundidade. É observado que as curvas do MRA mostram-se mais estreitas que as do MSPS na porção superior e mais largas na porção inferior, o que deve levar a uma “diluição” das diferenças entre os perfis de OAR no momento em que avalia-se a dose de um arco. Isso pode explicar por que as isodoses nos planejamentos são tão próximas para os dois sistemas mesmo com diferenças razoáveis entre os perfis de OAR.

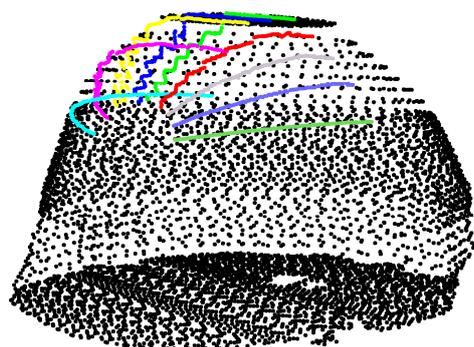
As curvas de PDP apresentadas praticamente coincidem com as geradas por Muchiutti e pelo MSPS.

6.4 Conclusão

A radiocirurgia estereotáxica é um excelente assunto para estimular o estudo das interações da radiação com a matéria e um desafio razoável de implementação computacional.

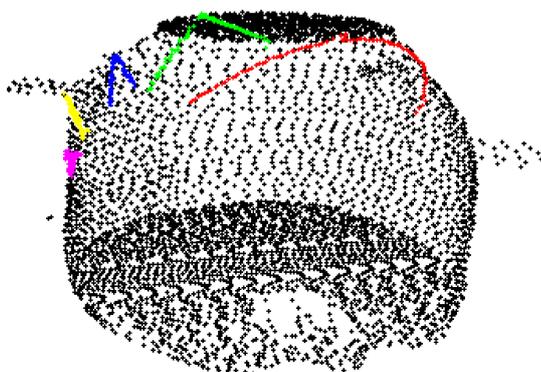
A coerência dos cálculos do MFRC com os dados medidos por Muchiutti e a semelhança dos resultados dos planejamentos dos dois sistemas é encorajadora no sentido de validar o MRA com uma dosimetria em simulador antropomórfico.

A Figura 6.11 resume o planejamento de uma radiocirurgia segundo o que foi exposto neste trabalho.



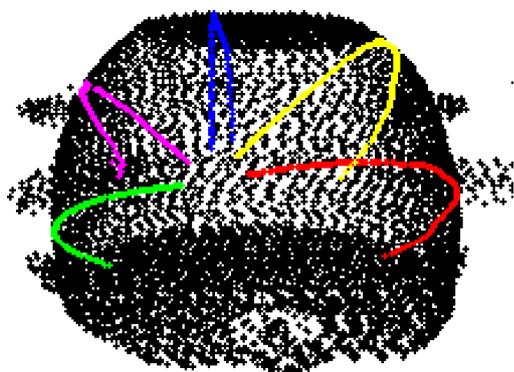
ψ	ϕ	$\Delta\phi$	colimador	peso	MU _{MSPS}	MU _{MRA}
270	60	100	15 mm	1	426.1	425.7
250	60	100	15 mm	1	426.1	425.7
230	60	100	15 mm	1	426.1	425.7
210	60	100	15 mm	1	426.1	425.7
190	60	100	15 mm	1	426.1	425.7
170	200	100	15 mm	1	426.1	425.7
150	200	100	15 mm	1	426.1	425.7
130	200	100	15 mm	1	426.1	425.7
110	200	100	15 mm	1	426.1	425.7

Fig. 6.4: Planejamento 1. Esquerda: Pontos de entrada para os 9 arcos do planejamento. Direita: Parâmetros dos arcos correspondentes.



ψ	ϕ	$\Delta\phi$	colimador	peso	MU _{MSPS}	MU _{MRA}
30	40	100	21 mm	1	801.3	800.4
70	40	100	21 mm	1	801.3	800.4
90	40	100	21 mm	1	801.3	800.4
120	40	100	21 mm	1	801.3	800.4
150	40	100	21 mm	1	801.3	800.4

Fig. 6.5: Planejamento 2. Esquerda: Pontos de entrada para os 5 arcos do planejamento. Direita: Parâmetros dos arcos correspondentes.



ψ	ϕ	$\Delta\phi$	colimador	peso	MU _{MSPS}	MU _{MRA}
10	110	140	33 mm	1	930.2	932.4
0	290	140	33 mm	1	930.2	932.4
90	110	140	33 mm	0.5	465.1	466.2
45	110	140	33 mm	1	930.2	932.4
315	290	140	33 mm	1	930.2	932.4

Fig. 6.6: Planejamento 3. Esquerda: Pontos de entrada para os 5 arcos do planejamento. Direita: Parâmetros dos arcos correspondentes.

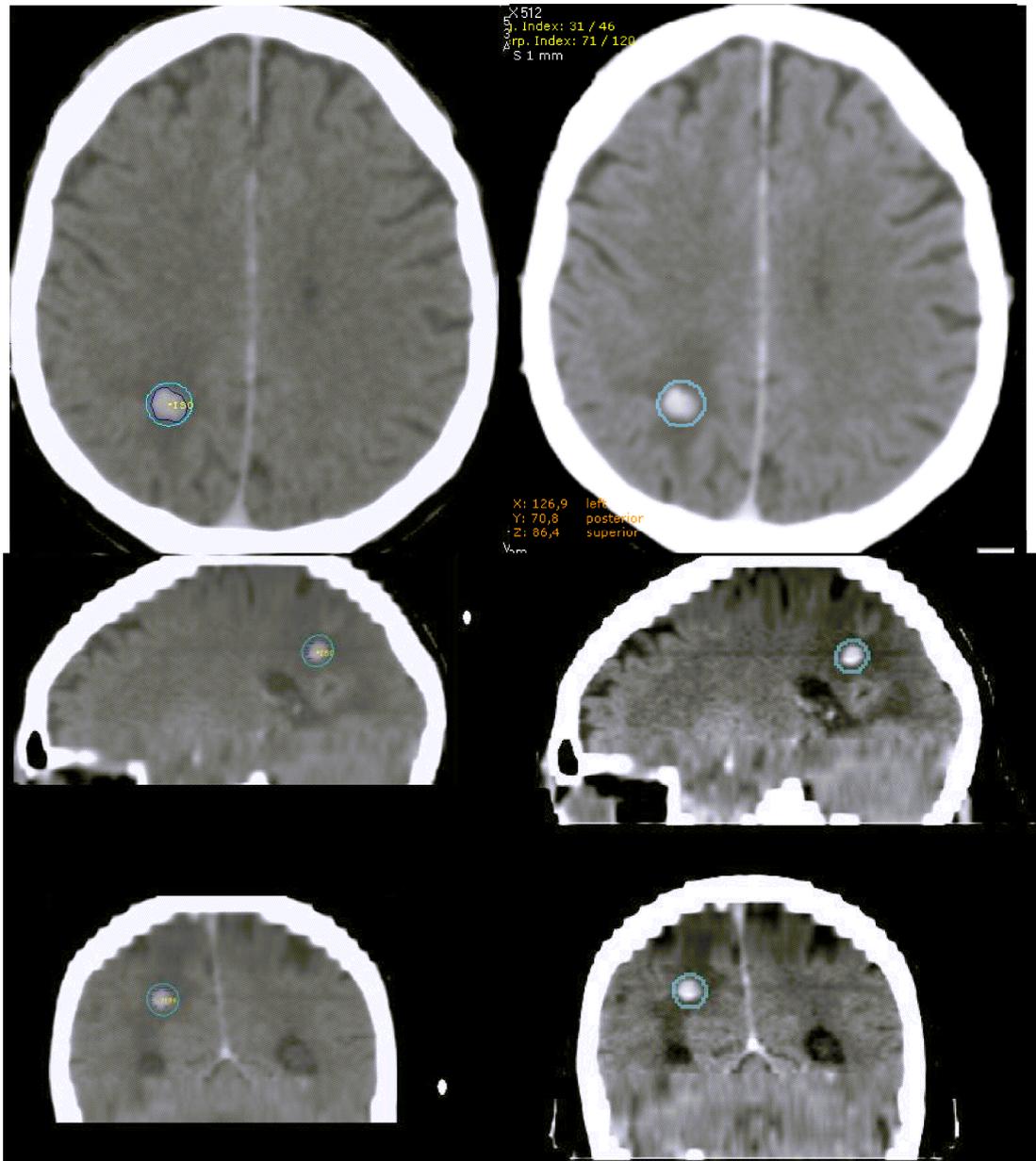


Fig. 6.7: Planejamento 1. Isodoses de 80% para planejamento de 9 arcos, em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. Esquerda: MSPS (as curvas em azul escuro correspondem a regiões de interesse traçadas pelo usuário para delimitar a lesão sobre a imagem, não devendo ser confundidas com isodoses). Direita: MRA.

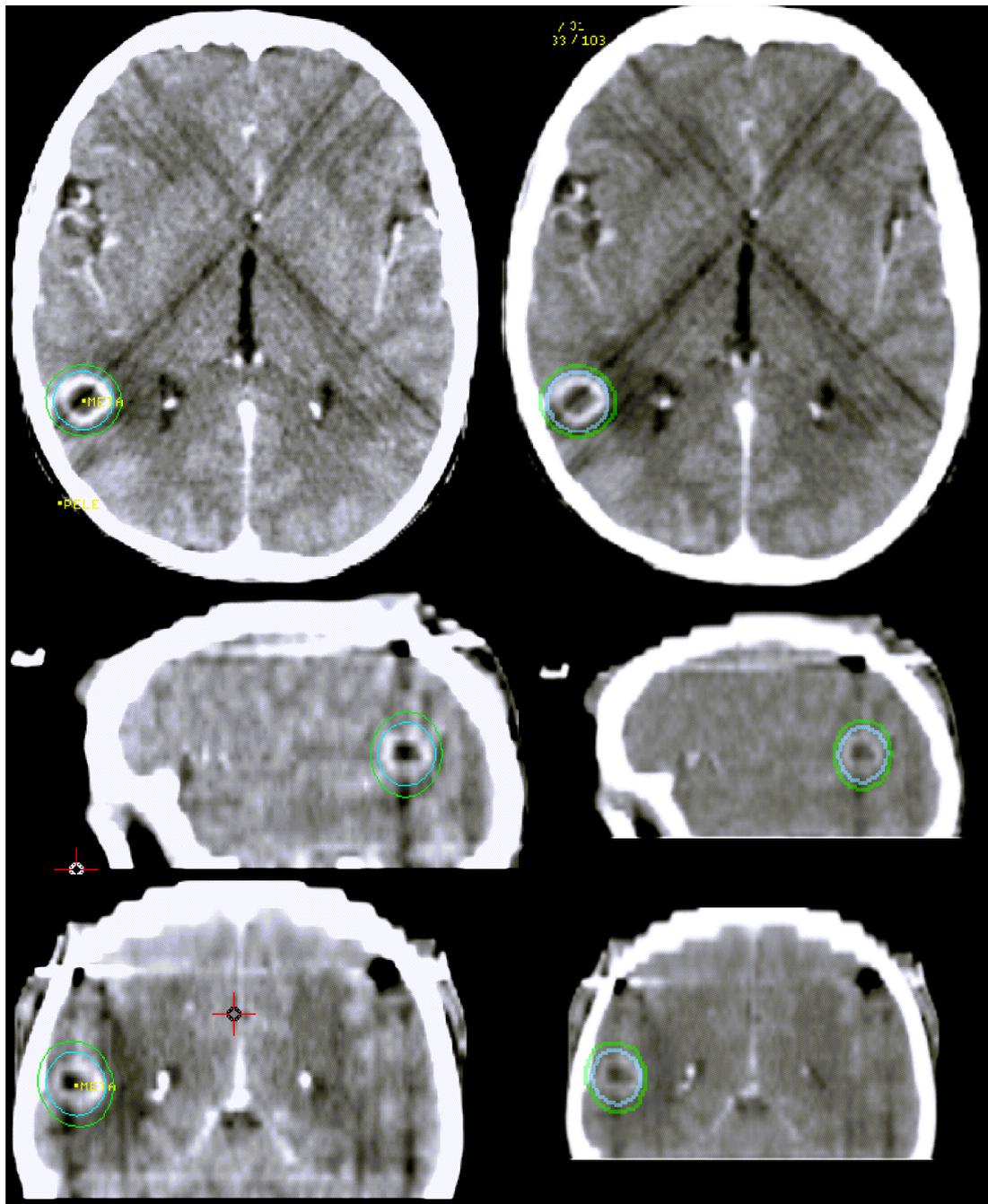


Fig. 6.8: Planejamento 2. Isodoses de 80% (mais internas) e 50% para planejamento de 5 arcos, em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. Esquerda: MSPS. Direita: MRA.

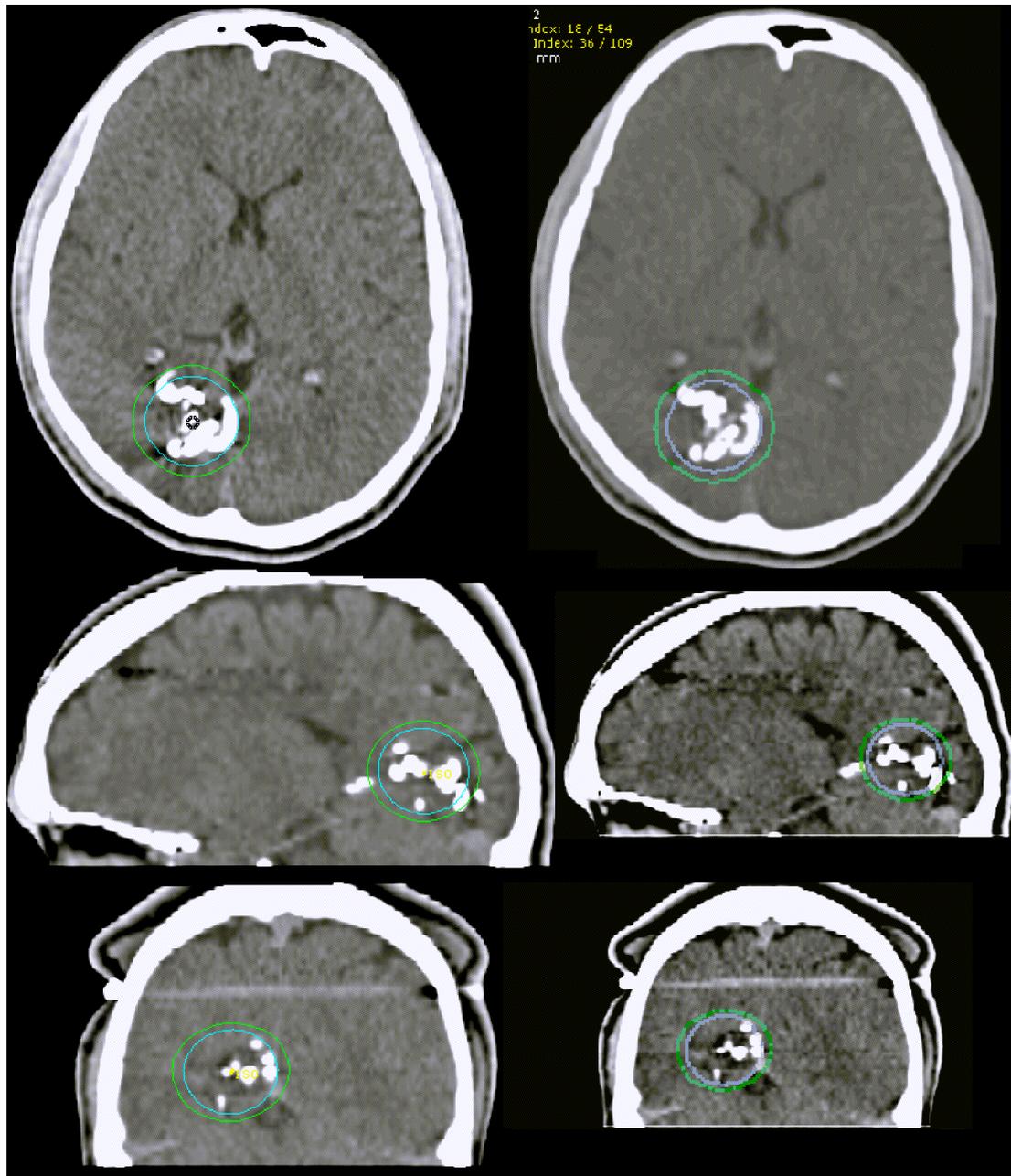


Fig. 6.9: Planejamento 3. Isodoses de 80% (mais internas) e 50% para planejamento de 5 arcos, em vistas axial, sagital e coronal, de cima para baixo. Esquerda: MSPS. Direita: MRA.

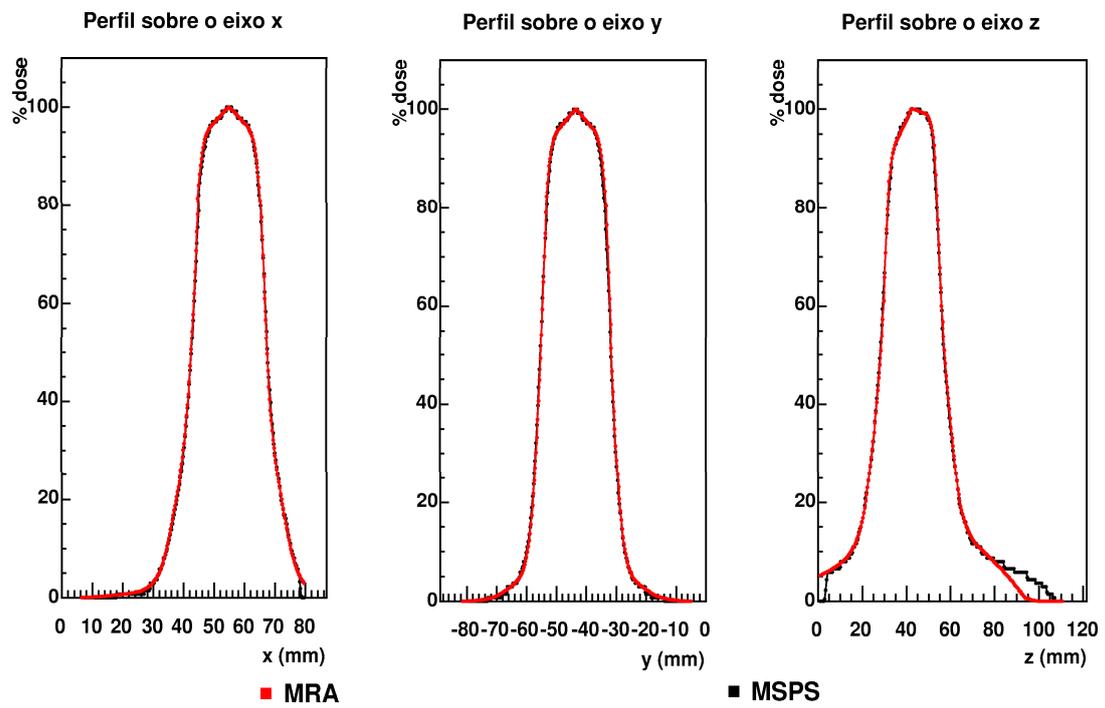


Fig. 6.10: Planejamento 3. Perfis de dose para o MRA e o MSPS sobre linhas que passam pelo isocentro, paralelas aos eixos x, y e z estereotáxicos, respectivamente.

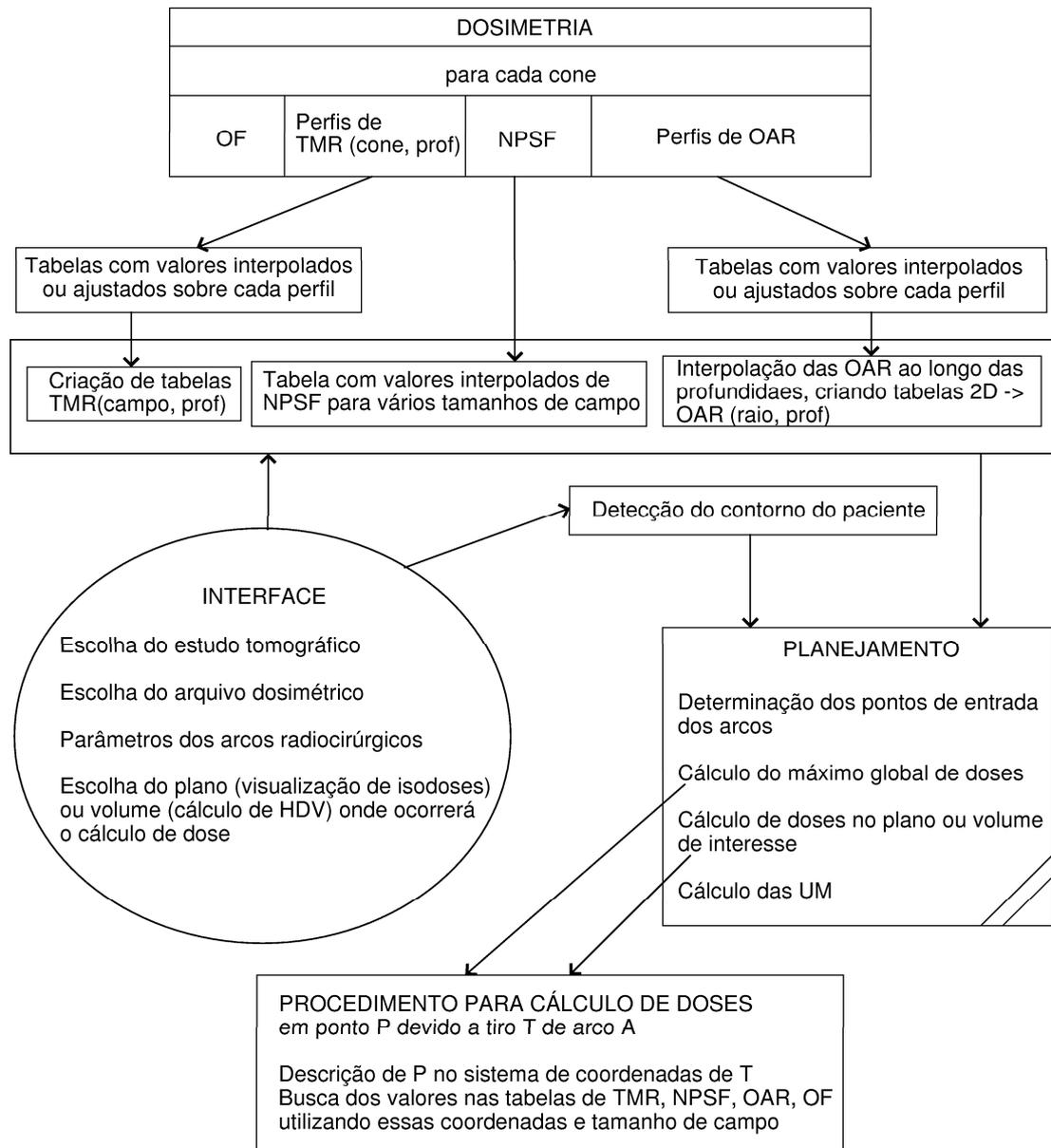


Fig. 6.11: Diagrama resumindo um sistema de planejamento de radiocirurgias, enfatizando os pontos abordados nesta dissertação.

APÉNDICE

A. INTERAÇÃO DOS FÓTONS COM A MATÉRIA

As interações mais prováveis para fótons são o efeito fotoelétrico; o espalhamento Compton (ou incoerente); o espalhamento Rayleigh (ou coerente); a produção de pares e as interações fotonucleares.

Este capítulo fará uma exposição breve acerca desse tema que pode ser encontrado em diversos livros, como os de Attix [6] (principal fonte deste capítulo); Bielajew [27]; Knoll [16] e Eisberg e Resnick [15]. Ao final, são expostas seções de choque para alguns elementos e compostos, retiradas da base de dados *XCOM*, do *NIST* [34].

A.1 Interações fotonucleares

Em uma interação fotonuclear um fóton com energia de ao menos alguns MeV excita um núcleo atômico, que na desexcitação ejeta um ou mais nêutrons e/ou prótons. Eventos (γ, p) (fóton absorvido e próton emitido), são, em princípio, importantes porque o próton liberado poderá depositar dose no meio. Porém, a contribuição dessa interação é muito pequena na deposição de dose (o montante de energia cinética adquirida pelos prótons nesse processo corresponde a menos de 5% da energia cinética ganha pelos pares elétron-pósitron devida ao processo de produção de pares), de forma que esse processo é comumente negligenciado em considerações dosimétricas [6, 7.6]. Eventos (γ, n) (fóton absorvido e nêutron emitido) são mais importantes por constituírem-se num problema de proteção radiológica: nêutrons vindos principalmente da região do alvo do acelerador linear podem ativar componentes deste ou mesmo tecidos do paciente (além de depositarem dose também).

As seções de choque para interações fotonucleares são muito menores que as referentes aos outros processos (e ocorrerem apenas para energias na faixa da chamada *ressonância de dipolo gigante* do núcleo em questão), de modo que costumam ser desprezadas neste contexto. O leitor perceberá que as seções de choque exibidas na última seção deste capítulo não incluem essas interações. Da mesma forma, não são consideradas ao longo deste trabalho.

A.2 Espalhamento Compton

O Espalhamento Compton pode ser entendido como a colisão de um fóton com um elétron do material atingido pelo feixe. Para tratar esse fenômeno normalmente considera-

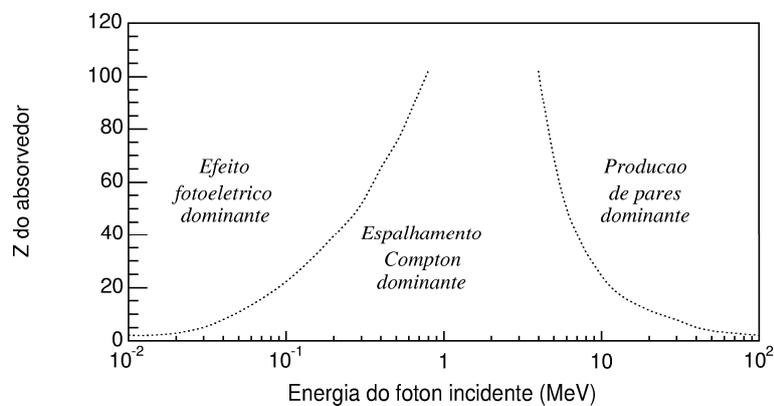


Fig. A.1: A importância relativa das três interações mais prováveis para fótons. Sobre as linhas, as seções de choque em questão são iguais. (Modificado de Knoll [16])

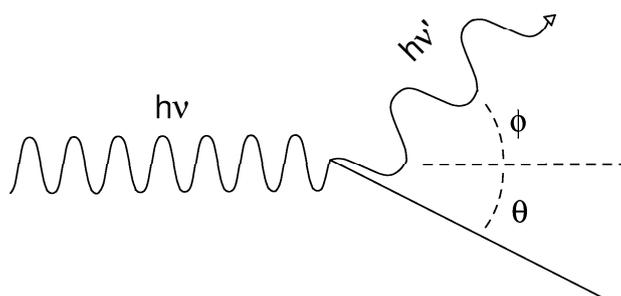


Fig. A.2: O espalhamento Compton pode ser entendido como uma colisão entre um fóton de energia $h\nu$ com um elétron em repouso, resultando no espalhamento do elétron a um ângulo θ e do fóton a um ângulo ϕ .

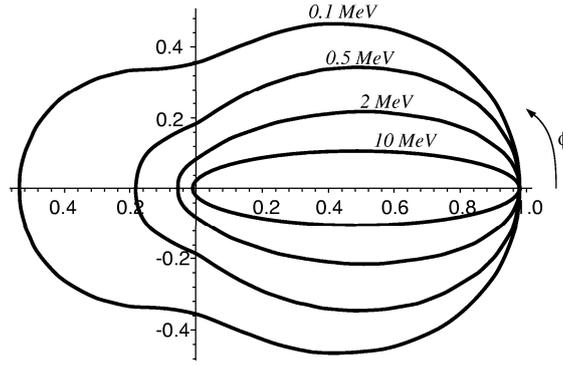


Fig. A.3: Representação em coordenadas polares da seção de choque diferencial K-N (Equação A.1), mostrando o número de fótons (incidentes pela esquerda) espalhados dentro de um ângulo sólido unitário no ângulo de espalhamento ϕ . As curvas estão mostradas para as energias iniciais do fóton iguais a 0.1, 0.5, 2 e 10 MeV, da curva mais externa para a mais interna.

se o elétron participante na interação como inicialmente livre (não ligado) e estacionário. Essa aproximação justifica-se pelo fato de que à medida que a energia do fóton diminui e o número atômico Z do absorvedor cresce – tornando os efeitos da ligação dos elétrons importantes na interação Compton –, a interação por *efeito fotoelétrico* torna-se a mais provável, i.e., o espalhamento Compton nas condições onde os elétrons devem ser considerados ligados praticamente não ocorre. [6]

Com essas considerações, Klein e Nishina, em 1928, obtiveram a seguinte expressão para a seção de choque diferencial por elétron para um fóton espalhado a um ângulo ϕ (ver Figura A.2):

$$\frac{d_e\sigma}{d_\phi\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu}\right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \text{sen}^2\phi\right) \quad (\text{A.1})$$

onde r_0 é o raio clássico do elétron ($2.8179 \times 10^{-13} \text{ cm}$) e $h\nu'$ representa a energia do fóton espalhado. Esta, obtida por conservação de momento e energia relativísticos, pode ser escrita como

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_0c^2)(1 - \cos\phi)} \quad (\text{A.2})$$

sendo m_0c^2 a energia de repouso do elétron. A representação gráfica da seção de choque diferencial K-N (Klein-Nishina) provê uma melhor interpretação da mesma (Figura A.3). Visto o espectro típico de um feixe radiocirúrgico, nota-se que a grande maioria dos fótons do feixe original é espalhada a ângulos pequenos.

Integrando a seção de choque diferencial em todos os ângulos sólidos Ω possíveis, temos a seção de choque total:

$$\begin{aligned}
e\sigma &= \int \frac{d_e\sigma}{d_\phi\Omega} d_\phi\Omega \\
&= 2\pi \int_0^\pi \frac{d_e\sigma}{d_\phi\Omega} \sin\phi d\phi \\
&= 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \quad (\text{A.3})
\end{aligned}$$

onde $\alpha = h\nu/m_0c^2$. Observa-se que a seção de choque por elétron não depende de Z , o que é esperado pelo fato de o elétron ser tratado como livre. Assim, a seção de choque K-N por átomo é dada por

$${}_a\sigma = Z \cdot e\sigma \quad (\text{A.4})$$

e a seção de choque por unidade de massa (o coeficiente de atenuação de massa) é

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} e\sigma \quad (\text{g/cm}^2) \quad (\text{A.5})$$

onde $N_A = 6.022 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ é o número de Avogadro, A é o número de gramas por mol do material (para um elemento químico, o número de massa) e ρ é a densidade do material, em g/cm^3 .

A.3 Espalhamento Rayleigh ou Coerente

No espalhamento Rayleigh o fóton incidente sofre uma colisão com um átomo como um todo, sendo espalhado elasticamente – o átomo move-se apenas o suficiente para que o momento se conserve. O espalhamento Rayleigh torna-se importante a baixas energias por sua seção de choque e o ângulo de espalhamento serem maiores nessa região.

A seção de choque diferencial por átomo para o processo é dada por

$$\frac{d_a\sigma_R}{d_\phi\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2(\phi)) F(q, Z) \quad (\text{A.6})$$

onde r_0 é o raio clássico do elétron ($2.8179 \times 10^{-13} \text{ cm}$), ϕ é o ângulo da direção do fóton espalhado com sua direção original, $q = (h\nu/hc) \sin(\theta/2)$ é o parâmetro de transferência de momento, e $F(q, Z)$ é o fator de forma atômico, que guarda informação acerca da geometria do sistema.

A seção de choque total por átomo pode ser aproximada por

$${}_a\sigma_R = \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^2 \quad (\text{cm}^2/\text{átomo}) \quad (\text{A.7})$$

ou, em unidades de massa,

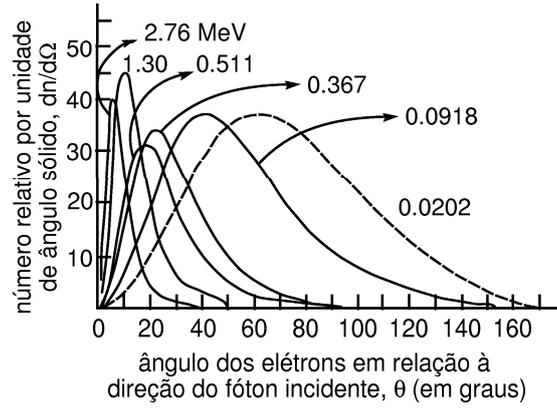


Fig. A.4: Distribuição direcional dos elétrons no efeito fotoelétrico. As curvas não estão normalizadas entre si. Fonte: *Attix* [6].

$$\frac{\sigma_R}{\rho} = \frac{Z}{(h\nu)^2} \quad (\text{cm}^2/\text{g}). \quad (\text{A.8})$$

Mais importante a baixas energias, o espalhamento Rayleigh tem uma seção de choque bem menor que a correspondente ao Efeito Fotoelétrico, como pode-se ver nos gráficos da seção A.6.

A.4 Efeito Fotoelétrico

O Efeito Fotoelétrico é a interação mais importante para fótons a baixas energias e é descrito como a colisão de um fóton de energia $h\nu$ com um elétron ligado com energia E_b ao seu átomo. Como resultado, o fóton é absorvido enquanto o elétron sai do átomo a um ângulo θ (em relação à direção de incidência do fóton) e o átomo se move apenas o suficiente para que se conserve o momento. Como o elétron desliga-se do átomo, a interação só é energeticamente possível se $h\nu > E_b$. Da conservação da energia, a energia cinética do elétron é

$$T = h\nu - |E_b| - T_a \quad (\text{A.9})$$

onde T_a é a energia cinética final do átomo, aproximadamente nula.

A seção de choque em unidades de cm^2/g (o coeficiente de atenuação de massa) para o efeito fotoelétrico pode ser escrita como

$$\frac{\tau}{\rho} \tilde{\propto} \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^3. \quad (\text{A.10})$$

A probabilidade relativa de espalhamento do elétron para cada ângulo pode ser vista na Figura A.4.

Suponha que o elétron expulso do átomo possuísse uma energia de ligação E_1 . O átomo ionizado agora está instável até que um elétron de uma camada mais externa à do elétron expulso preencha a vacância recém criada. Suponha que um elétron com energia de ligação E_2 ($|E_2| < |E_1|$) preencha a vacância – criando assim uma nova vacância, mais externa. Esse processo só é possível se o excesso de energia $|E_1 - E_2|$ for carregado por um fóton (*raios X de fluorescência*) ou por um ou mais elétrons ejetados do átomo (*efeito Auger*). Para materiais de baixo número atômico, pode-se desprezar a ocorrência de raios X de fluorescência, ocorrendo praticamente apenas o processo Auger sucessivamente para todas as vacâncias criadas. O resultado é um átomo multiplamente ionizado.

A.5 Produção de pares

O processo de produção de pares constitui-se na conversão de um fóton, na presença de um campo elétrico, em um par elétron-pósitron. Normalmente esse processo ocorre próximo a um núcleo, mas por vezes ocorre em razão do campo elétrico de um elétron atômico.

Produção de par no campo elétrico nuclear

Neste processo, toda a energia $h\nu$ do fóton absorvido é repartida entre o par elétron-pósitron criado e o núcleo participante. Desprezando a energia cinética adquirida pelo núcleo,

$$\begin{aligned} h\nu &= 2m_0c^2 + T^- + T^+ \\ &= 1.022 \text{ MeV} + T^- + T^+ \end{aligned} \quad (\text{A.11})$$

onde m_0c^2 é a energia de repouso do elétron e T^- e T^+ são as energias cinéticas adquiridas pelo elétron e pelo pósitron, respectivamente. A energia mínima do fóton incidente para que esse processo ocorra é $2m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV}$, necessária à criação de um elétron e um pósitron (esse resultado pode ser verificado imediatamente na equação acima, no caso onde $T^-, T^+ = 0$).

A seção de choque diferencial para a criação de um pósitron de energia T^+ é dada por

$$d({}_a\kappa) = \frac{\sigma_0 Z^2 P}{h\nu - 2m_0c^2} \quad (\text{cm}^2/\text{átomo}) \quad (\text{A.12})$$

onde

$$\sigma_0 = \frac{r_0^2}{137} = \frac{1}{137} \left(\frac{e^2}{m_0c^2} \right)^2 = 5.80 \times 10^{-28} \text{ cm}^2/\text{elétron} \quad (\text{A.13})$$

e P é um parâmetro dependente de $h\nu$, T^+ e levemente dependente Z . Analisando o gráfico mostrado por Attix [6, p. 149], seu valor médio \bar{P} encontra-se em torno de 3.5 para $h\nu = 10$ MeV, um pouco abaixo de 3 para 7.5 MeV, pouco abaixo de 2 para 5 MeV, abaixo de 1 para 3 MeV, em torno de 0.2 para 2 MeV, e abaixo de de 0.1 para 1 MeV.

Integrando $d({}_a\kappa)$ obtemos a seção de choque total:

$$\begin{aligned} {}_a\kappa &= \int_T +d({}_a\kappa) = \sigma_0 Z^2 \int_0^{h\nu-2m_0c^2} \frac{P dT^+}{h\nu - 2m_0c^2} \\ &= \sigma_0 Z^2 \int_0^1 P d\left(\frac{T^+}{h\nu - 2m_0c^2}\right) = \sigma_0 Z^2 \bar{P}. \end{aligned} \quad (\text{A.14})$$

O coeficiente de atenuação de massa é

$$\frac{\kappa}{\rho} = {}_a\kappa \frac{N_A}{A} \quad (\text{cm}^2/\text{g}). \quad (\text{A.15})$$

Produção de par no campo elétrico eletrônico

Neste caso o fóton dá lugar a um par elétron-pósitron ao interagir com o campo de um elétron atômico. A energia do fóton absorvido é dividida entre o par elétron-pósitron criado e o elétron participante, que deve adquirir energia cinética suficiente para deixar o átomo (surgindo assim, dois elétrons e um pósitron do local de interação. Por esse motivo o processo é também chamado *produção de tripleto*):

$$h\nu = 1.022 \text{ MeV} + T^+ + T_1^- + T_2^- \quad (\text{A.16})$$

Pode-se mostrar a partir da conservação do momento que a energia mínima para que o processo ocorra é de $4m_0c^2 = 2.044$ MeV.

A seção de choque por átomo para a produção de tripleto (considerando todos os elétrons conjuntamente) é pequena comparada à seção de choque para produção de pares no campo elétrico para o mesmo átomo. A razão é dada aproximadamente por

$$\frac{{}_a\kappa(\text{elétrons})}{{}_a\kappa(\text{núcleo})} \simeq \frac{1}{C(h\nu) Z} \quad (\text{A.17})$$

onde $C(h\nu)$ é 1 para $h\nu \rightarrow \infty$ e decresce vagarosamente até aproximadamente 2 com $h\nu = 5$ MeV.

A.6 Dados de seções de choque

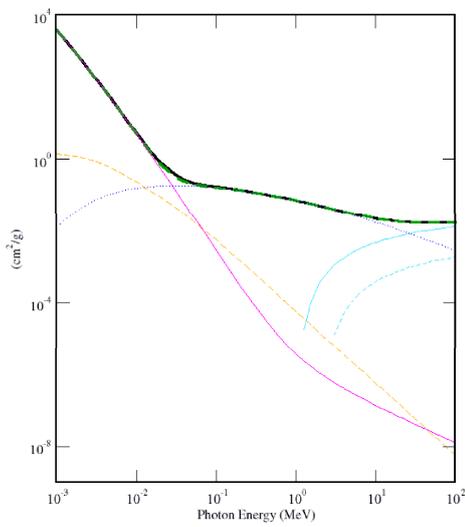
Nas próximas páginas são apresentados gráficos de seções de choque para elementos e compostos presentes no paciente e no acelerador linear, resumindo o que foi discutido neste capítulo. Os dados foram obtidos da base de dados XCOM [34], do NIST. As seções de

choque aparecem em unidades de cm^2/g , coincidindo então com os coeficientes de atenuação de massa.

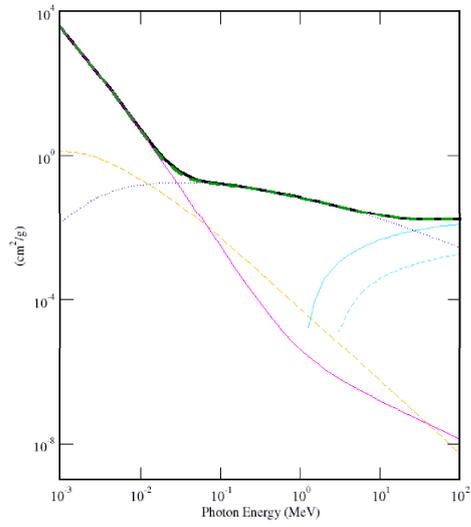
Observa-se a baixa contribuição do Espalhamento Rayleigh ou Coerente e a ausência das seções de choque para interações fotonucleares, desprezadas nessa base de dados. Para os materiais de baixo número atômico observa-se uma grande região de dominância do Espalhamento Compton ou Incoerente, ao contrário do que ocorre nos elementos mais pesados. Também vê-se a grande semelhança entre as seções de choque dos tecidos moles (inclusive o cérebro) e a água. Somando-se ao fato de a densidade desses tecidos ser muito próxima à da água, entende-se porque eles são ditos água-equivalentes no contexto da dosimetria de radiações ionizantes.

- Coeficiente de atenuação total com Espalhamento Rayleigh
- Coeficiente de atenuação total sem Espalhamento Rayleigh
- - - Espalhamento Rayleigh
- Espalhamento Compton
- Efeito Fotoelétrico
- Produção de Par no campo nuclear
- - - Produção de Par no campo eletrônico

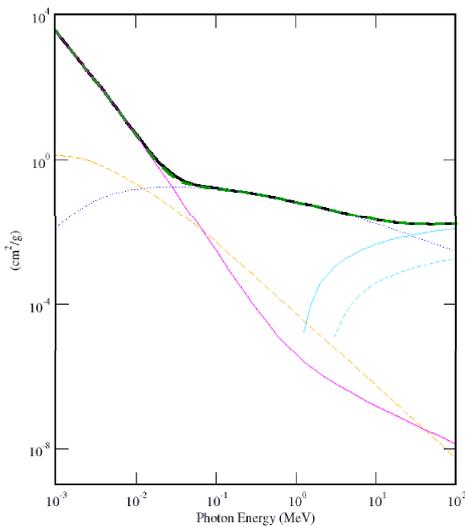
Água (líquida)



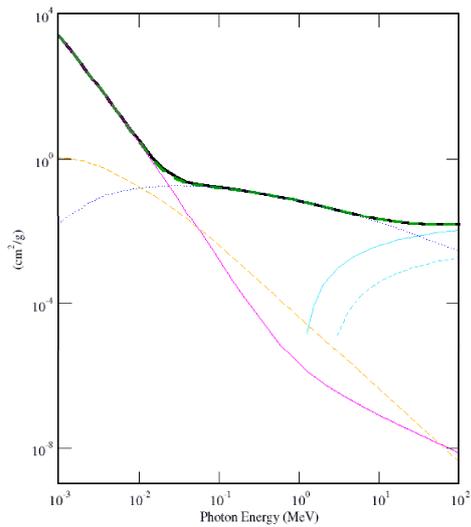
Cérebro (ICRU-44)

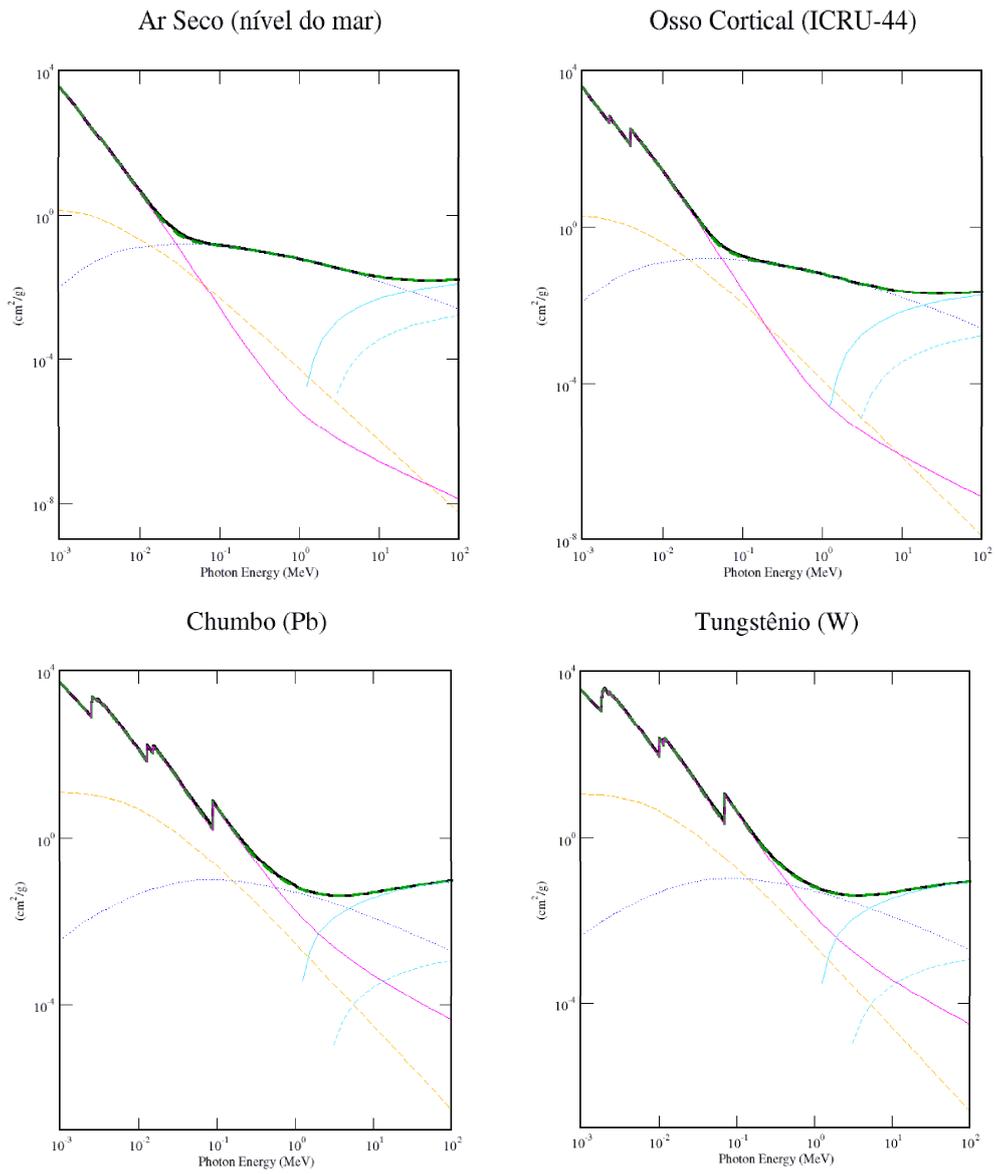


Músculo Esquelético (ICRU-44)



Tecido Adiposo (ICRU-44)





GLOSSÁRIO

Anel estereotáxico - anel que deve ser parafusado à cabeça do paciente que será submetido a uma radiocirurgia, no qual o referencial estereotáxico é fixado.

Eixo central - eixo que passa pelo centro do feixe.

Estereotaxia - técnica de localização espacial intracraniana que se vale da fixação de um referencial rígido à cabeça do paciente a ser tratado.

Estudo tomográfico - conjunto de imagens tomográficas abrangendo a área do paciente correspondente à lesão e à região pela qual os arcos radiocirúrgicos deverão passar, constituindo-se, assim, numa descrição tridimensional da região envolvida no tratamento.

Filtro aplainador - filtro presente nos aceleradores lineares cuja função é aplainar o perfil de dose produzido pelo feixe.

HDV (Histograma Dose-Volume) - histograma que mostra, para determinado volume de interesse, a frequência de ocorrência (em unidades de volume) para cada valor de dose.

Hounsfield, unidades de (ou valores de CT) - escala na qual se pode representar o coeficiente de atenuação μ em imagens tomográficas. Convencionou-se $HU_{\text{agua}} = 0$ e $HU_{\text{ar}} = -1000$.

ISL (*Inverse Square Law* - lei do inverso do quadrado da distância) -

Isocentro - ponto ao redor do qual o cabeçote do acelerador linear gira durante um arco radiocirúrgico.

Isodose - curva cujos pontos apresentam todos a mesma dose.

Monte Carlo - método estatístico utilizado em simulações estocásticas, tipicamente envolvendo a geração de observações de alguma distribuição de probabilidades e o uso da amostra obtida para aproximar uma função de interesse. Neste contexto, utiliza-se do sorteio de seções de choque para interações de fótons e elétrons com o meio irradiado, no objetivo de determinar a distribuição da dose depositada nesse meio.

MU (*monitor units* / unidades de monitor) - ajustadas pelo operador do acelerador linear, determinam o tempo de duração de uma irradiação.

OAR (*off-axis ratio* / razão de distanciamento do eixo) - grandeza dosimétrica que descreve o perfil transversal de deposição de dose do feixe de tratamento. Vale 1 sobre o eixo central do feixe e 0 a uma distância suficientemente grande do eixo central, aonde o feixe não deposita dose.

OF (*output factor* / **fator de espalhamento total**) - razão entre a dose na profundidade de máxima dose para o campo em questão e para um campo de referência, ambas medidas em água.

PDP (**Porcentagem de Dose Profunda**) - razão entre a dose em certa profundidade e a na profundidade de máxima dose, ambas medidas sobre o eixo central.

PSF (*peak scatter factor* / **fator de espalhamento de pico**) - razão entre a dose em ar (com o detector envolto em uma capa de equilíbrio eletrônico) e a dose na profundidade de máxima dose em água, com ambas as medidas à mesma distância da fonte.

Referencial estereotático - estrutura de material radio-opaco que fixada no anel estereotático define o sistema de coordenadas estereotático.

Rendimento - cGy (centi-Gray) por unidade de monitor. Se não especificados tamanho de campo e distância fonte-superfície (SSD), assume-se campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e SSD de 1000 mm.

SID - *source to isocenter distance* / distância fonte-isocentro.

Simulador (*phantom*) - material simulador de tecido humano (normalmente feito de água ou acrílico) para verificações dosimétricas.

TLD - *thermoluminescent dosimeter* / dosímetro termoluminescente.

TMR (*tissue-maximum ratio* / relação tecido-máximo) - razão entre a dose em certa profundidade e a dose na profundidade de máxima dose, ambas medidas em água e à mesma distância fonte-superfície (SSD).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] L. Leksell. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir. Scand.*, 102:316–2319, 1951.
- [2] Buatti *et al.* The radiobiology of radiosurgery and stereotactic radiotherapy. *Medical Dosimetry*, 23:201–207, 1998.
- [3] J. R. Adler Jr. Cyberknife radiosurgery for brain and spinal tumors. *International Congress Series*, 1247:545–552, 2002.
- [4] B. A. Poffenbarger and E. B. Podgorsak. Viability of an isocentric cobalt-60 teletherapy unit for stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.*, 25:1935–1943, 1998.
- [5] R.R. Singh *et al.* Dosimetric study of the narrow beams of ^{60}Co teletherapy unit for stereotactic radiosurgery. *Medical Dosimetry*, 25:163–169, 2000.
- [6] Frank. H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley Professional, New York/Toronto, 1987.
- [7] Antônio Renato Biral. *Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos*. Insular, Florianópolis, 2002.
- [8] Frank Verhaegen e Jan Seuntjens. Topical review – monte carlo modelling of external radiotherapy photon beams. *Phys. Med. Biol.*, 48:R107–R164, 2003.
- [9] Pike *et al.* Dose distributions in radiosurgery. *Medical Physics*, 17(2):296–304, 1990.
- [10] Attix *et al.* Electron contamination in ^{60}Co gamma-ray beams. *Medical Physics*, 10:301–306, 1983.
- [11] T. C. Zhu e J. R. Palta. Electron contamination in photon beams. *Medical Physics*, 25(1):12–19, 1998.
- [12] Thomadsen *et al.* On the cause of the variation in tissue-maximum ratio values with source-to-detector distance. *Medical Physics*, 20(3):723–727, 1993.
- [13] Chaves *et al.* A monte carlo multiple source model applied to radiosurgery narrow photon beams. *Med. Phys.*, 31:2192–2204, 2004.

- [14] Deng *et al.* Commissioning 6 mv photon beams of a stereotactic radiosurgery system for monte carlo treatment planning. *Medical Physics*, 30(12):3124–3134, 2003.
- [15] R. Eisberg e R. Resnick. *Física Quântica – Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas*. Editora Campus, 1979.
- [16] Glenn. F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement, Second Edition*. John Wiley & Sons, New York/Toronto, 1989.
- [17] M. A. Zucker M.J. Berger, J. S. Coursey and J. Chang. Estar, pstar, and astar: Computer programs for calculating stopping-power and range tables for electrons, protons, and helium ions (version 1.2.3). [online] available: <http://physics.nist.gov/star> [2006, july 2]., 2005.
- [18] Das *et al.* Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery-radiotherapy. *Journal of Radiosurgery*, 3:177–186, 2000.
- [19] Al-Najjar *et al.* Dosimetric aspects of small circular fields of 10 mv photon beam. *Medical Dosimetry*, 23:39–42, 1998.
- [20] M. L. Muchiutti. *Dosimetria en radiocirurgia con acelerador lineal*. Monografia, Universidad Nacional Entre Rios - UNER, Argentina, 2000.
- [21] Saw *et al.* Review of dosimetric functions for meterset calculations. *Medical Dosimetry*, 25:55–60, 1999.
- [22] British Journal of Radiology. Central axis depth dose data for use in radiotherapy, 1996. Suplemento 25.
- [23] José Carlos Ferraz de Campos. *Dosimetria e monitoração de feixes estreitos de raios X produzidos por acelerador linear*. Dissertação de mestrado, Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, SP, 1986.
- [24] S. Webb (Ed.). *The Physics of Medical Imaging*. Institute of Physics, London, 1988.
- [25] R. Slone W. Huda. *Review of Radiologic Physics*. Lippincot Wiliams & Wilkins, 1995.
- [26] Alex F. Bielajew. *The Image Processing Handbook*. CRC Press, Boca Raton, Florida, 1992.
- [27] Alex F. Bielajew. *Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport*. The University of Michigan, Department of Nuclear Engineering and Radiological Sciences, 2001.

-
- [28] X. Allen Li. Peak scatter factors for high energy photon beams. *Medical Physics*, 26:962–966, 1999.
- [29] Tsalafoutas *et al.* A semiempirical method for the description of off-center ratios at depth from linear accelerators. *Medical Dosimetry*, 28:119–125, 2003.
- [30] Chan F. Lam. A new sigmoidal function describing the small field dose profile data from a linear accelerator. *Medical Physics*, 22(5):543–547, 1995.
- [31] Pike *et al.* Dose distributions dynamic stereotactic radiosurgery. *Medical Physics*, 14(5):780–789, 1987.
- [32] D. I. Thwaites J. R Williams. *Radiotherapy Physics: in Practice*. Oxford University Press, 2000.
- [33] W. A. Friedman *et al.* *Linac Radiosurgery – A Practical Guide*. Springer, 1997.
- [34] S. M. Seltzer J. Chang J. S. Coursey R. Sukumar M. J. Berger, J. H. Hubbell and D. S. Zucker. Xcom: Photon cross section database (version 1.3) [online] available: <http://physics.nist.gov/xcom> [2006, june 30], 2005.

ÍNDICE REMISSIVO

- LET* (*linear energy transfer* / transferência linear de energia), 9
- Acelerador linear (*Linac*), 2, 49, 53
- Anel estereotáxico, 37
- Auger, efeito, 80
- Coefficiente de atenuação linear
de massa, 15
médio, 15
parcial, 15
- Colimadores secundários (mandíbulas ou *jaws*), 22
- CSDA – Continuous Slowing Down Approximation, 17
- Dose absorvida, 7, 21, 22, 41
- Dose equivalente, 9
- Efeito fotoelétrico, 77
- Efeitos estocásticos, 9
- Energia cedida (energy imparted), 7
- Energia radiante (radiant energy), 7
- Equilíbrio
de partículas carregadas, 21
eletrônico, 18, 21
- Equilíbrio eletrônico, 25
- Espalhamento Compton, 75
- Espalhamento Compton ou incoerente, 75
- Espalhamento Rayleigh ou coerente, 75
- Espessura de massa, 29
- Estereotaxia, 1, 29, 37
- Estudo tomográfico, 4, 29, 37
- Fator de qualidade, 9
- Filtro aplainador, 10
- Gamma Knife, 50
- Histograma Dose-Volume (HDV), 58
- Hounsfield, unidades de, 32
- ISL (*Inverse square law* / Lei do inverso do quadrado da distância), 26
- Isocentro, 1, 2, 49
- Isodoses, 57, 65
- Janelamento, 32
- Klein-Nishina, seção de choque diferencial, 77
- Leksell, Lars, 2
- Livre caminho médio, 15
- Monte Carlo, 5
- MU (unidades de monitor ou *monitor units*), 24
- Números de TC, 32
- OAR (*off-axis ratio* / razão de distanciamento do eixo), 18, 25
- OF (*output factor* / fator de espalhamento total), 24
- Par, produção de, 7, 8, 12, 75, 80
- Partículas contaminantes, 10
- PDP (Porcentagem de Dose Profunda), 24
- PDP (Porcentagem de dose profunda), 17
- Planejamento radiocirúrgico, 4

- Poder de freamento (stopping power), 16
- Profundidade efetiva, 48
- Projeção, 31
- PSF (*peak scatter factor* / fator de espalhamento de pico), 25
- Radiação de freamento (*bremmstrahlung*), 9, 16
- Radio-opacidade, 37
- Radiocirurgia dinâmica, 50
- Radioterapia, 1
- RBE (relative biological effectiveness / eficiência biológica relativa), 9
- Rendimento, 24, 26
- Ressonância magnética, 4
- Seção de choque, 12
- SID (*source to isocenter distance* / distância fonte-isocentro), 25
- SID (*source to isocenter distance* / distância fonte-isocentro), 25
- Simulador (*phantom*), 21, 24
- SSD (*source-surface distance* / distância fonte-superfície), 24, 43
- SSD (source to surface distance / distância fonte-superfície), 23, 41
- TLD (*thermoluminescent dosimeter* / dosímetro termoluminescente), 22
- TMR (*tissue-maximum ratio* / relação tecido-máximo), 24
- Tomografia computadorizada, 4
- Tripleto, produção de, 81