UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

VERIFICAÇÃO DE TRATAMENTOS
RADIOTERÁPICOS DIVERSOS COM DOSIMETRIA
TERMOLUMINESCENTE

Marcelo Scolaro Morlotti

Orientadora: Elisabeth Mateus Yoshimura

*Dissertação apresentada ao Instituto de
Física da Universidade de São Paulo
como parte dos requisitos necessários à
obtenção do título de Mestre em Física*

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Elisabeth Mateus Yoshimura (IF-USP)
Profa. Dra. Patrícia Nicolucci (FFCLRP-USP)
Profa. Dra. Linda Viola Ehlin Caldas (IPEN-USP)

São Paulo
2007

FICHA CATALOGRÁFICA
Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Morlotti, Marcelo Scolaro

Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente. São Paulo, 2007.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Instituto de Física. Depto. Física Nuclear.

Orientador: Profa. Elisabeth Mateus Yoshimura.

Área de Concentração: Física

Unitermos: 1.Física Médica 2.Radioterapia
3.Dosimetria Termoluminescente 4.Radiação
5. Dosagem de Radiação.

USP/IF/SBI-013/2007

À
minha mãe,
Cecília

“Deus nos fez perfeitos e não escolhe os capacitados, capacita os escolhidos. Fazer ou não fazer algo só depende de nossa vontade e perseverança.”

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar a Deus, por ter me dado capacidade de realizar este trabalho.

À Beth, não apenas pela orientação, dedicação e exemplo, mas também pelo companheirismo e confiança depositada em meu trabalho.

À minha mãe Cecília por ter me incentivado e apoiado nos momentos mais difíceis da vida, fazendo com que eu nunca desistisse dos meus objetivos.

À minha família, meu irmão Duda, meu pai Carlos.

À Sueli Chrypko, por ter apostado em mim, tornando-se responsável pelo meu ingresso na área da Física Médica.

À Débora Russo por permitir que eu visitasse, pela primeira vez, um setor de radioterapia, pelas dicas e sugestões sobre meu trabalho e pela execução do planejamento 3D do pulmão.

Às professoras da dosimetria, Emico e Ana Regina pelo incentivo.

Aos funcionários da Dosimetria, Chico, Nancy e Martha por deixarem o laboratório sempre funcionando.

Aos meus amigos da dosimetria, Rodrigo, Livia, Wille, Roberto, Bob, Almy e Carla, pelas discussões sempre produtivas e pelos momentos de descontração nas horas do café.

Ao Marcelo Freitas, pelas discussões, dicas, sugestões e opiniões sobre meu trabalho.

Ao Marcão da oficina do IFUSP, que, com sua exímia habilidade no torno, modelou tão bem os suportes de acrílico usados neste trabalho.

À Laura Furnari, pela grande amizade e pela imensa disponibilidade em ajudar durante todas as medidas.

À Cecília Haddad, que tornou possíveis todas as medidas com IMRT..

Ao Anselmo, que deixou muitas vezes de jantar ou sair mais cedo do trabalho para fazer todos os planejamentos de IMRT, além de me ajudar nas irradiações, dar dicas e sugestões para este trabalho.

À Dra. Karina, por ter desenhado volumes de órgãos no objeto simulador antropomórfico em todas as regiões de tratamento.

À Elisabeth, por ter conseguido um encaixe na tomografia.

À direção dos hospitais por terem permitido que as medidas fossem realizadas.

Aos meus grandes amigos do LEM, Gustavo Andrade, Celly, Rômulo, Carlão, Antônio Carlos, Guilherme, Leonardo, Michele, Luis, Emerson, Cláudio, Daniela, Yuri, Luciano, Paulinho, D. Elzita, Nivaldo, Prof. Sala, Profa. Dalva, Prof. Yoshio, Prof. Paulo Sérgio, Prof. Mauro por terem me acolhido com tanto carinho no grupo e pela calorosa amizade. O apoio, incentivo e compreensão de vocês foi fundamental na etapa final do meu trabalho.

À Profa. Marcia Temperini, pelo carinho, exemplo, compreensão e por permitir que eu terminasse de redigir esta dissertação durante o expediente.

Ao meu tio Zé Luiz, pela grande ajuda na impressão desta dissertação.

Ao Filipe, meu fiel “paciente”.

À FAPESP, pelo apoio financeiro.

Aos demais, meus sinceros agradecimentos!

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	IX
LISTA DE FIGURAS.....	XI
RESUMO.....	XVII
ABSTRACT.....	XIX
I. OBJETIVOS.....	1
II. INTRODUÇÃO.....	3
II.1. O homem e a radiação.....	3
II.2. A descoberta dos raios-X.....	3
II.3. O início da radioterapia.....	5
II.4. Evolução histórica da teleterapia.....	6
II.5. Princípios da radiobiologia.....	9
III. TERMOLUMINESCÊNCIA.....	11
III.1. Modelo TL.....	12
III.1.1. Teoria de bandas.....	12
III.1.2. Modelo de Randall-Wilkins.....	15
III.2. Características dosimétricas do fluoreto de lítio.....	19
III.2.1. O fluoreto de lítio (LiF).....	19
III.2.2. Curva de emissão.....	20
III.2.3. Espectro de emissão.....	22
III.2.4. Supralinearidade do LiF.....	23
III.2.5. Tratamento térmico.....	24
III.2.6. Incertezas nas leituras TL.....	25
III.3. Aplicações para dosímetros TL.....	25
IV. DOSIMETRIA EM RADIOTERAPIA.....	27
IV.1. Grandezas e unidades.....	27
IV.2. Funções dosimétricas usadas em radioterapia.....	28
IV.2.1. Variação da taxa de dose com a distância (I).....	29
IV.2.2. Porcentagem de dose em profundidade (PDP).....	29
IV.2.3. Razão tecido-ar (T_a) e fator de retroespalhamento (B).....	32
IV.2.4. Razão tecido-fantoma (T_p).....	34
IV.3. Objetos simuladores.....	35
IV.3.1. Objetos simuladores de água.....	36
IV.3.2. Objetos simuladores antropomórficos.....	37
IV.4. Câmaras de ionização.....	38
IV.4.1. Câmara de ionização cilíndrica tipo farmer.....	39
IV.4.2. Câmara de placas paralelas.....	40
IV.4.3. Outros tipos de câmara.....	41
IV.5. Dosimetria com termoluminescência.....	42
V. GERADORES DE FEIXES CLÍNICOS.....	45
V.1. O acelerador linear clínico.....	45
V.1.1. Aceleração dos elétrons.....	45
V.1.2. Cabeçote de tratamento.....	47
V.1.3. Alvo, filtro aplainador e folha espalhadora.....	47
V.1.4. Colimação e monitoramento do feixe.....	48
V.2. Unidades de ^{60}Co	51

VIII

VI. PLANEJAMENTO E TRATAMENTO.....	53
VI.1. Aquisição de dados do paciente	54
VI.2. Curvas de Isodose	55
VI.3. Configurações e arranjos de campos	58
VI.4. Sistemas de planejamento	59
VI.4.1. Sistema de planejamento tridimensional	59
VI.4.2. Sistema de planejamento inverso.....	62
VI.4.3. Algoritmos de cálculo	62
VI.5. Terminologia	65
VII. MATERIAIS E MÉTODOS	69
VII.1. Objeto simulador para medidas de dose em água.....	69
VII.2. Método para selecionar os dosímetros TL	70
VII.3. Câmaras de ionização e eletrômetros	71
VII.4. Fontes de radiação utilizadas	72
VII.5. Método para calibração dos dosímetros	74
VII.6. Planejamento e tratamento.....	76
VII.6.1. Aquisição das imagens tomográficas (CT)	77
VII.6.2. Sistemas de planejamento utilizados	78
VII.6.3. Planejamento de cabeça-pescoço	81
VII.6.4. Planejamento de tórax.....	86
VII.6.5. Planejamento de pelve	88
VII.7. Posicionamento dos dosímetros no ARP.....	92
VII.8. Leitura dos dosímetros	93
VII.8.1. Sistema de Leitura.....	93
VII.8.2. Filtros ópticos usados nas leituras	94
VII.8.3. Luz padrão	95
VII.8.4. Estatística envolvida nos resultados de dose usando TLDs.....	95
VIII. RESULTADOS E DISCUSSÕES	97
VIII.1. Seleção dos dosímetros.....	97
VIII.2. Calibração dos dosímetros.....	99
VIII.3. Testes para o suporte de câmara de ionização	101
VIII.4. Teste para o suporte de TLDs	102
VIII.5. Testes com câmara de ionização.....	105
VIII.6. Irradiação da cabeça	107
VIII.7. Irradiação do tórax	110
VIII.8. Irradiação da pelve	113
VIII.9. Síntese	116
IX. CONCLUSÕES.....	119
IX.1. Da metodologia.....	119
IX.2. Verificação dos tratamentos	120
REFERÊNCIAS.....	125

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1 - Meias vidas de alguns picos encontrados no TLD-100 após irradiação. Valores relativos a temperatura ambiente (Cameron et al, 1968).....</i>	<i>21</i>
<i>Tabela 2 - Características dos três campos utilizados para o "tratamento" de tumor de cérebro no ARP, planejado com CadPlan..</i>	<i>82</i>
<i>Tabela 3 - Características dos quatro campos usados na irradiação da cabeça do ARP.</i>	<i>83</i>
<i>Tabela 4 - Valores de dose calculados pelo sistema de planejamento ECLIPSE.</i>	<i>84</i>
<i>Tabela 5 - Valores de dose calculados com os algoritmos pencil beam e collapsed cone para os dosímetros localizados em diversos volumes de interesse.</i>	<i>85</i>
<i>Tabela 6 - Características dos campos usados na irradiação do tórax do ARP. As duas últimas colunas mostram valores de U.M. para o planejamento sem correção de inhomogeneidades e com correção pelo método de Batho.....</i>	<i>87</i>
<i>Tabela 7 - Características dos campos usados na irradiação das duas fases do tumor pélvico do ARP.....</i>	<i>90</i>
<i>Tabela 8 - Propriedades dos grupos selecionados. O nome do grupo é mnemônico à dispersão máxima.</i>	<i>98</i>
<i>Tabela 9 - Tabela contendo a coluna "média" mostrada na Tabela 4, cujos valores foram usados como referência na comparação com os valores de dose experimental. Também são mostrados os valores de dose experimental obtidos com dosimetria TL. A identificação dos dosímetros segue as figuras 42, 45 e 50.</i>	<i>117</i>
<i>Tabela 10 - Cópia da Tabela 5. Nesta tabela estão incluídos os resultados experimentais obtidos com dosimetria TL. Os volumes dos dosímetros estão mostrados nas figuras 44, 47 e 52.....</i>	<i>118</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tubo de raios catódicos semelhante ao usado por Röntgen.	4
Figura 2 - Radiografia da mão da esposa de Röntgen. Nela é possível ver os ossos e até o anel de casamento.	5
Figura 3 - Relação hipotética entre dose depositada no tumor e controle do dano em tecido normal. A administração da dose (A) não prejudica o tecido sadio, mas não controla o tumor. A administração da dose (C) provoca a erradicação do tumor, mas danifica intensamente o tecido sadio. A administração da dose (B) promove a otimização entre as doses no tumor e no tecido sadio.	10
Figura 4 - Esquema típico de níveis de energia mostrando a ocorrência dos processos de fluorescência (a) e fosforescência (b) (Curie and Garlick, 1963).	11
Figura 5 - Representação da estrutura de bandas nos sólidos, mostrando as bandas de condução e de valência separadas pela banda proibida. A diferença de energia $E_C - E_V$ fornece o tamanho da banda proibida e E_f é a energia de Fermi. São também mostrados os níveis de energia permitidos (armadilhas), localizados na banda proibida e atribuídos a defeitos ou impurezas.	14
Figura 6 - Ilustração esquemática do processo de termoluminescência destacando as transições que ocorrem durante a irradiação e durante o aquecimento do fósforo TL. As armadilhas de elétrons têm energia $E_C < E_{AE} < E_f$. As armadilhas de buraco têm energia $E_f < E_{AB} < E_V$	15
Figura 7 - Curva de emissão de luz TL calculada a partir do modelo de Randall-Wilkins (10). Os parâmetros utilizados para o cálculo foram $E = 1,2 \text{ eV}$, $s = 10^{12} \text{ s}^{-1}$ e $\beta = 1 \text{ }^\circ\text{C/s}$. Os valores de C e n_0 foram escolhidos de modo a normalizar a curva pela intensidade de máximo.	18
Figura 8 - Curvas TL calculadas segundo o modelo de Randall-Wilkins [expressão (10)]. Em (a) variou-se a energia de ativação; em (b) variou-se o fator de frequência; em (c) variou-se a quantidade de portadores de carga; em (d) variou-se a taxa de aquecimento. Os parâmetros que permaneciam fixos receberam os seguintes valores: $E = 1,2 \text{ eV}$; $s = 10^{12} \text{ s}^{-1}$; e $\beta = 1 \text{ }^\circ\text{C/s}$	19
Figura 9 - Curva de emissão típica do LiF:Mg,Ti (TLD-100) obtida com dose de 200 mGy. Os pontos são medidas de intensidade TL obtidas no Laboratório de Dosimetria do IFUSP com taxa de aquecimento de $5 \text{ }^\circ\text{C/s}$. Verificamos que a curva de emissão é constituída dos picos (2), (3), (4) e (5).	21
Figura 10 - Gráfico Tridimensional com curva de nível (detalhe) de um espectro de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100). O espectro não foi corrigido para a resposta do sistema de detecção. O tratamento térmico foi de 1h a $400 \text{ }^\circ\text{C}$ seguido de resfriamento rápido à temperatura ambiente. A dose absorvida foi de 5 Gy. A taxa de aquecimento durante a medida foi de $3 \text{ }^\circ\text{C/s}$ (Peters et al, 1993(a)).	22
Figura 11 - Resposta com a dose de radiação do LiF (TLD-100) que exemplifica o comportamento típico linear-supralinear-saturação. A curva tracejada indica o comportamento linear (adaptado de Zimmerman, 1971 citado em Yukihara, 2001).	23
Figura 12 - Representação de uma fonte pontual e dois locais de medida dispostos radialmente.	29
Figura 13 - Gráfico mostrando a variação da dose em profundidade para feixes de fótons das seguintes energias: A) 22 MV; B) 8 MV; C) 4 MV; D) Co-60; E) 200 kV; F) 120 kV. (Johns and Cunningham, 1983).	30
Figura 14 - Ilustração da definição da razão tecido-ar, dada pela expressão (22). ...	32

Figura 15 - Diagrama ilustrando o significado da razão tecido-fantoma, útil para o cálculo da dose absorvida no tecido ou objeto simulador.	34
Figura 16 - Blue Phantom da Scanditronix-Wellhöfer juntamente com o sistema de controle.	37
Figura 17 - Objeto simulador antropomórfico (ARP) utilizado neste trabalho. Ele foi construído com base nas "Medidas de Homem Padrão" (ICRP23, 1975) e é seccionado.....	38
Figura 18 - Aparência física de uma câmara de ionização do tipo farmer de 0,6 cm ³	39
Figura 19 - Câmara de ionização de placas paralelas tipo markus (PTW- T23343)...	41
Figura 20 - (a) Representação esquemática de um guia de onda com uma série de discos igualmente espaçados por $\lambda/4$. O campo elétrico E em várias posições do guia de onda é mostrado em intervalos de tempo de 0, T/4, T/2 etc. quando a onda progressiva passa pelo guia da esquerda para direita. (b) Mesma representação, exceto pelo fato da onda ser estacionária.....	46
Figura 21 - Carrossel com filtro aplainador para raios-X de 6MV e folhas espalhadoras para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um acelerador clínico SL25 (Saw, 2002).	48
Figura 22 - (a) localização do filtro de fótons e elétrons no carrossel. (b) Câmara monitora típica. Convém observar que a câmara monitora é fixa no cabeçote do acelerador clínico.....	49
Figura 23 - Colimador de multifolhas sob o cabeçote de tratamento de um acelerador clínico PRIMUS.....	50
Figura 24 - Diagrama ilustrativo que mostra as principais partes do cabeçote da fonte.	51
Figura 25 - Mapas de isodose: à esquerda, feixe de 200 kV, HVL de 1,5 mmCu, DFS de 50cm, tamanho de campo de 5x7 cm ² ; ao meio, feixe de ⁶⁰ Co, DFS de 80cm, tamanho de campo de 6x6 cm ² , à direita, feixe de 25 MV, DFS de 100 cm, tamanho de campo de 6x6 cm ² (Johns and Cunningham, 1983).	56
Figura 26 - (a) Perfil de dose em profundidade mostrando variação da dose através do campo. Feixe de ⁶⁰ Co, DFS de 80 cm, profundidade de 10 cm, campo na superfície de 10x10 cm ² . As linhas tracejadas delimitam o campo geométrico a 10 cm de profundidade. (b) Corte transversal de uma distribuição de isodose em um plano perpendicular ao eixo central. Os valores de isodose estão normalizados para 100% no centro do campo (Khan, 1994).	57
Figura 27 - Exemplo de histograma dose volume para tratamento de tumor de próstata. Neste exemplo pode-se verificar que uma grande parte do volume do alvo (95% da próstata) recebe dose máxima uniforme enquanto parede do reto e outras estruturas têm muito menos tecido recebendo níveis altos de dose.....	61
Figura 28 - Representação gráfica dos volumes de interesse assim como definido no ICRU 50 e 62. (IAEA, 2005).	65
Figura 29 - Foto do objeto simulador com água com indicações das peças confeccionadas. Este objeto simulador tem aproximadamente formato cúbico de 40 cm de lado e foi usado para medir PDP com TLD-100 e câmara farmer.	69
Figura 30 - Detalhes do mecanismo de movimentação da câmara farmer. (a) guia com a régua e o suporte da câmara. (b) a parte de trás da guia, onde existe uma régua para marcação do deslocamento lateral da guia.	70
Figura 31 - Desenho esquemático do suporte. Note que são duas peças separadas que são unidas por meio de uma rosca. A vedação é feita com um o'ring.	70
Figura 32 - Foto do suporte utilizado para fazer a seleção dos dosímetros. Esta peça possui uma placa frontal de PMMA de 5 mm e uma base de 10 mm, na qual cabem 900 dosímetros.....	71
Figura 33 - Carcaça contendo a fonte de ⁶⁰ Co, pertencente ao Laboratório de Dosimetria - IFUSP.....	72

- Figura 34 - Unidade de tratamento com ^{60}Co pertencente à Real e Benemérta Sociedade Portuguesa de Beneficência..... 73
- Figura 35 - Clinac SIEMENS Primus pertencente ao Hospital-2. O objeto simulador ARP pode ser visto sobre a mesa de tratamento. 73
- Figura 36 - Acessórios usados na calibração dos dosímetros: (a) suporte no formato de uma câmara de ionização tipo farmer com capacidade para 3 dosímetros, (b) objeto simulador de água. 74
- Figura 37 - Preparação do ARP para aquisição de imagens de tomografia computadorizada (CT). Em (a) é mostrada a colocação de cateteres rádio-opacos que servem de referência para a numeração dos cortes tomográficos. Em (b) o objeto simulador já está pronto para iniciar a aquisição de imagens. 77
- Figura 38 - (a) colocação de acessórios como o apoio de cabeça, que permite maior conforto ao paciente e visa boa reprodutibilidade no posicionamento. (b) ARP sendo preparado para tomografia: marcações feitas na cabeça, tórax e abdome. 78
- Figura 39 - Esta figura mostra o modo como os resultados são apresentados ao usuário no fim do cálculo do planejamento. É possível ver a prescrição, a estatística nos volumes e o histograma dose-volume. Neste exemplo, pode ser visto o resultado referente ao planejamento da cabeça feito com o sistema ECLPSE, mas todos os outros sistemas apresentam resultados de forma semelhante. 80
- Figura 40 - Radiografia reconstruída digitalmente pelo CadPlan, na qual está desenhado o PTV em simulação de um tumor cerebral..... 81
- Figura 41 - Posicionamento dos dosímetros dentro das fatias do ARP. (a) é um corte da fatia 1, (b) da fatia 2 e (c) da fatia 3. Todas as figuras são visualizações caudo-craniais com a parte anterior vista na figura. 82
- Figura 42 - Posicionamento dos dosímetros na cabeça do ARP em visão coronal (a) e sagital (b). O PTV pode ser visto, delimitado pela linha vermelha. 82
- Figura 43 - Arranjo de campos planejados para o tratamento de tumor cerebral. O quadrado vermelho delimita o PTV..... 83
- Figura 44 - Radiografia construída digitalmente pelo Helax. Nesta imagem é possível ver os volumes definidos para cavidade oral, medula, PTVs e dosímetros. 85
- Figura 45 - Localização dos dosímetros no tórax do ARP. O PTV pode ser visto na figura, delimitado pela linha vermelha. (a) posicionamento frontal e (b) posicionamento lateral..... 86
- Figura 46 - Arranjo de campos usados no planejamento de tumor pulmonar do ARP. A curva vermelha é a delimitação do PTV. 87
- Figura 47 - (a) corte tomográfico mostrando tórax do ARP. É possível visualizar o posicionamento dos dosímetros, apesar de não estarem localizados todos neste plano. (b) visão sagital do ARP mostrando o tórax com o PTV e a localização dos dosímetros. 88
- Figura 48 - Posicionamento dos dosímetros na fatia 31 do ARP. No lado esquerdo, pode-se ver o corte axial desta fatia e nela o posicionamento dos dosímetros TL. No lado direito, o corte sagital mostra que os dosímetros não estão paralelos ao plano da fatia. A cor vermelha do volume 7 é apenas uma definição do CadPlan e isso não o torna diferente dos outros volumes 89
- Figura 49 - Curvas de isodose formadas na pelve do ARP pela aplicação de raios-X de 6 MV, com campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e DFS de 100 cm. 89
- Figura 50 - Localização dos dosímetros na pelve do ARP. O PTV pode ser visto na figura, delimitado pela linha vermelha. (a) posicionamento frontal e (b) posicionamento lateral..... 90
- Figura 51 - Arranjo de campos usados no planejamento da pelve do ARP. A curva vermelha é a delimitação do PTV. (a) arranjo tipicamente usado na primeira fase

do tratamento de um paciente comum com tumor prostático e (b) é o arranjo, tipicamente, usado na segunda fase.	91
Figura 52 - Visão sagital da pelve do ARP. É possível ver o desenho da bexiga, PTV, CTV e reto, bem como a localização dos dosímetros usados para medição das doses.	91
Figura 53 - (a) foto da cápsula, confeccionada em Delrin. Composta de 5 módulos, a cápsula permite o posicionamento de 3 dosímetros no interior da fatia do ARP, em 5 posições diferentes (b) cápsula capaz de acondicionar 1 dosímetro.	92
Figura 54 - Diagrama esquematizando as conexões existentes do sistema de leitura TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP.	93
Figura 55 - Gráficos de transmitância dos filtros usados neste trabalho.	94
Figura 56 - Este é um gráfico ilustrativo do número de contagens de pico, para cada TLD em função da ordem de identificação. Nesta figura, as linhas tracejadas indicam os limites de cada grupo selecionado.	97
Figura 57 - Dispersão das leituras dos dosímetros em torno de uma reta de tendência. Verifica-se que usando três dosímetros, obtêm-se dispersões menores que 1%. As barras de erro são da ordem dos valores de dispersão e não foram colocadas para não sobrecarregar a figura.	99
Figura 58 - Calibração de dosímetros obtida com feixe de 18 MV do acelerador clínico SIEMENS Primus. Verifica-se que a curva de calibração é uma função quadrática indicando ocorrência de supralinearidade.	100
Figura 59 - Resultado do estudo da relação entre U.M. e dose absorvida. Verifica-se o comportamento linear para uma ampla faixa de doses.	101
Figura 60 - Resultados dos testes envolvendo o suporte para câmara de ionização do tipo farmer. Em (a) dois dosímetros são usados por ponto de medida, inseridos dentro do suporte vazio ou com água. Em (b) estão os resultados que indicam reprodutibilidade de medidas e incluem um teste com a câmara de ionização presente.	102
Figura 61 - Gráfico do PDP medido com dosímetros TL do grupo GM39 para fótons de ^{60}Co (Instituto de Física da USP). O campo tem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e o DFS é 80 cm. Cada ponto corresponde à média dos 3 detectores. A correção indicada é feita pela luz padrão.	103
Figura 62 - Foi feita a separação dos dosímetros que foram irradiados na mesma posição dentro do suporte. O gráfico representa a flutuação da sua leitura em relação à média para cada posição. Em (b) estão indicadas as posições na ponteira do suporte.	104
Figura 63 - Gráficos de PDP utilizando a fonte de ^{60}Co pertencente ao Instituto de Física da USP. Cada ponto corresponde à média de 3 dosímetros TL. Ambos os feixes apresentam resultados satisfatórios com flutuação de 1% em torno do esperado.	104
Figura 64 - Resultado da medida de TPR no objeto simulador de água. A profundidade de referência era de 5 cm.	105
Figura 65 - Resultado da medida de PDP. O campo na janela do objeto simulador era de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e este ele estava posicionado a 50 cm da fonte.	106
Figura 66 - Este gráfico mostra o resultado da medida de TAR feita no laboratório de dosimetria.	106
Figura 67 - Curvas de PDP obtidas com a fonte de ^{60}Co do hospital para campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na "pele" e distância fonte pele (DFS) de 80 cm. Observa-se concordância entre das câmaras com os valores da literatura (Johns and Cunningham, 1983).	107
Figura 68 - Resultado obtido para comparação entre a dose planejada pelo CadPlan e a dose medida com dosímetros. Era usado um dosímetro por ponto.	108

- Figura 69 - Resultado obtido com a irradiação dos dosímetros posicionados na cabeça do ARP, simulando um tratamento de tumor cerebral. Para comparação, o gráfico mostra os valores de dose extraídos do sistema de planejamento ECLIPSE. ... 109*
- Figura 70 - Resultado obtido com a irradiação dos dosímetros colocados no ARP, simulando o tratamento de um tumor de orofaringe avançado com IMRT. Para comparação, o gráfico também mostra os valores extraídos do sistema de planejamento usando dois algoritmos: collapsed cone e pencil beam. 110*
- Figura 71 - Resultado da irradiação feita no ARP com dosímetros posicionados no tórax, simulando um tumor pulmonar genérico. Para comparação, são mostrados valores de dose calculados com o ECLIPSE. A correção de Batho para heterogeneidades foi usada neste caso. 111*
- Figura 72 - Resultado relativo à irradiação do tórax do ARP usando IMRT. Os dosímetros foram posicionados de modo a verificar o tratamento de um tumor de mediastino. Neste caso, utilizaram-se dois algoritmos de cálculo: collapsed cone e pencil beam. 112*
- Figura 73 - Resultados sobre irradiação da pelve do ARP com um campo incidindo pela parte anterior. Para comparação, mostra-se valores de dose extraídos do sistema de planejamento CadPlan. Neste caso, utilizaram-se três dosímetros por ponto de medida. Uma curva de PDP medida em água pela instituição, também foi colocada no gráfico. 114*
- Figura 74 - Resultado obtido para irradiações da pelve do ARP, simulando tumor prostático tratado com radioterapia 3D. Em (a) mostra-se a comparação entre valores medidos e planejados para a primeira fase; em (b) mostra-se o resultado equivalente à segunda fase do tratamento. 115*
- Figura 75 - Resultado da irradiação por IMRT, da pelve do ARP em simulação de tratamento para tumor prostático. Na figura, mostram-se os valores de dose extraídos do planejamento usando algoritmo pencil beam e são indicados os volumes monitorados pelos dosímetros. 116*

RESUMO

As técnicas radioterápicas evoluíram muito nas últimas décadas, destacando-se a utilização de feixes segmentados por colimadores de multifolhas, os quais permitem entregar maior quantidade de dose com maior precisão espacial. Os sistemas de planejamento em radioterapia (TPS), entretanto, são em grande parte fechados, com acesso restrito aos parâmetros de cálculo de dose. Desta forma, o presente trabalho teve como principal objetivo comparar valores de dose envolvidas em tratamentos radioterápicos, medidos com a técnica de dosimetria termoluminescente (TL), usando um objeto simulador antropomórfico (Alderson Rando Phantom - ARP) como paciente, com valores de referência extraídos dos TPS em simulações realistas de tratamento. O objeto simulador continha dosímetros TL de LiF (TLD100) posicionados na pelve, no tórax, na cabeça e no pescoço, a fim de que fossem monitoradas regiões com dose homogênea (como no volume alvo planejado - PTV), regiões com gradiente de dose e regiões afastadas do PTV. As irradiações foram feitas usando técnicas de radioterapia conformacional 3D e radioterapia por modulação da intensidade do feixe (IMRT). Quatro TPS foram utilizados: CadPlan, ECLIPSE, Helax-TMS e KonRad. Em algumas situações utilizaram-se algoritmos de cálculo implementados pelos fabricantes nos TPS; dois deles baseados em correção de heterogeneidades (Batho e pencil beam) e um deles baseado em convolução e superposição de feixes simulados (collapsed cone). Nos casos de irradiações com IMRT os algoritmos foram sempre usados.

Paralelamente ao uso do ARP, utilizou-se um objeto simulador com água com objetivo de verificar o comportamento dos dosímetros TL expostos a feixes de fótons de alta energia, em comparação com câmaras de ionização cilíndricas do tipo Farmer (volume interno de 0,6 cm³). Além disso, esse objeto simulador possibilitou garantir a qualidade de suportes desenvolvidos para a câmara e para os dosímetros, nos casos de medidas em água.

A irradiação da pelve do objeto simulador ARP, região com poucas heterogeneidades, revelou que o comportamento do material que o constitui é equivalente ao da água e, por isso, pode ser usado na simulação de tecido humano em feixes de radioterapia. Simulações de tratamentos revelaram compatibilidade entre valores medidos e planejados no interior do PTV, com discrepâncias menores que 2%; valores que estão dentro dos limites estabelecidos pelo ICRU62 (+7%/-5%, 2 σ). Nas regiões afastadas do PTV, todos os códigos de planejamento apresentaram discrepâncias relativamente grandes, evidenciando limitações no cálculo de componentes secundárias. Apesar dos algoritmos de cálculo aumentarem a concordância entre doses medidas e planejadas, não foi possível identificar diferenças entre os algoritmos pencil beam e collapsed cone. Em regiões onde havia alto gradiente de dose, as discrepâncias se tornam maiores devido à dificuldade em posicionar os dosímetros no mesmo ponto em que o cálculo é feito. Sistemáticamente, observou-se que a técnica para radioterapia 3D apresenta valores de dose dentro dos limites preestabelecidos, enquanto IMRT mostra valores com maior exatidão.

ABSTRACT

The last decades noticed a massive improvement in radiotherapy techniques and the use of segmented beams produced by multileaf collimators. However, the dose radiation therapy planning systems (TPS) in use are characterized by the restriction of access to the calculation algorithms.

The aim of this work was to compare dose values measured in an anthropomorphic phantom (Alderson Rando Phantom - ARP) to the reference dose values obtained from the TPS in real case simulations of radiotherapy treatments. Thermoluminescent dosimetry (TLD) technique was used to evaluate the doses. LiF dosimeters (TLD100) were positioned on the phantom pelvis, thorax, head and neck at homogeneous dose regions, as the Planned Target Volume (PTV), gradient dose regions, and areas far from PTV.

The doses were delivered using two techniques, 3D conformal radiotherapy and Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). Four TPS were used: CadPlan, ECLIPSE, Helax-TMS and KonRad. In several situations, calculation algorithms implemented in these planning systems were employed to take heterogeneities into account: two of them were correction-based algorithms (Batho and Pencil Beam) and one of them based in beam convolution-superposition (Collapsed Cone).

Furthermore, a liquid water phantom was used to compare the TLD behavior to the Farmer thimble chamber (0,6 cc internal volume) results when exposed to high-energy photon beams. It was also possible to verify the quality of the PMMA supports that were used in the calibration of the dosimeters on clinical beam, obtaining reliable results.

Both the ARP pelvis and a water phantom showed similar behavior under irradiation, indicating that, in highly homogeneous regions, the ARP material can be used to simulate human soft tissues under radiotherapy treatment.

Inside the PTV, the dosimetry performed in the ARP, showed compatibility between measured and planned dose values, with discrepancies smaller than 2%, which are within the ICRU62 fixed limits (+7%/-5%, 2σ). When the algorithms were used, a better agreement between the experimental and planned doses was achieved, but it was not possible to discriminate the Pencil Beam and Collapsed Cone algorithms.

In regions with large dose gradients, the discrepancies between experimental and planned dose values are higher as the difficulties the position of the dosimeters are more critical. The measured doses, when the 3D radiotherapy technique was used, were within the ICRU62 pre-established limits whereas the IMRT technique provided more accurate values.

I. OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho consistiu em medir doses em um objeto simulador antropomórfico submetido a feixes de radioterapia, compará-las com valores de referência obtidos através de planejamento e verificar a qualidade dos tratamentos em diversas situações de irradiação. A técnica dosimétrica escolhida foi a termoluminescência.

A seguir, estão listados os demais objetivos que motivaram o trabalho:

- Fazer uma revisão da literatura e concentrar neste trabalho aspectos importantes sobre a radioterapia, sua história e equipamentos usados nos tratamentos. Desta forma, pretende-se estabelecer uma referência futura para a área.
- Estabelecer uma metodologia confiável envolvendo uso de detectores TL para verificação de doses em radioterapia.
- Estabelecer uma metodologia para calibração dos dosímetros em feixes de fótons produzidos por aceleradores clínicos e máquinas de ^{60}Co .
- Verificar se o objeto simulador antropomórfico com seus diversos componentes (cavidades, pulmão simulado, ossos e tecido mole) é equivalente a um paciente real submetido a feixes de radioterapia.
- Fazer o planejamento do objeto simulador como um paciente, com aquisição de imagens, definição de volume(s) alvo e de áreas sadias a proteger, definição do protocolo de tratamento e cálculo das doses relevantes por algoritmos usados nos sistemas de planejamento.

II. INTRODUÇÃO

II.1. O HOMEM E A RADIAÇÃO

Desde os primórdios, a humanidade sempre esteve exposta à radiação ionizante proveniente de fontes naturais. Não há dúvidas de que esta “radiação de fundo” desempenhou um papel importante na evolução da vida sobre a Terra. Há indicações de que 2 a 10% das mutações espontâneas que ocorrem nos seres humanos são devidas a esta radiação (Aldred, 1987).

Com o avanço do conhecimento científico sobre a radiação associado ao desenvolvimento tecnológico, começaram a ser produzidas fontes radioativas artificiais que, com o tempo, passaram a ter as mais diversas aplicações. Ao longo do século XX, tal avanço propiciou o emprego de fontes (naturais e artificiais) tanto a serviço do homem, como ocorre em Medicina, quanto contra ele, que é o caso da produção das armas nucleares.

Na Medicina, a radiação ionizante é utilizada basicamente para diagnóstico e terapia. Atualmente, com o desenvolvimento de equipamentos clínicos e métodos sofisticados é possível observar com precisão, estruturas internas ao paciente ou mesmo tratar um carcinoma com grande probabilidade de cura.

Paralelamente ao avanço da Medicina neste campo e com a progressiva constatação dos efeitos indesejáveis da radiação, foram sendo criados dispositivos e normas de proteção que, em constante evolução, têm permitido o aumento da segurança nas práticas atuais comparadas com as pioneiras. De qualquer forma, com base nos efeitos biológicos causados pela radiação ionizante no final do século XIX, pode-se afirmar que sempre existe um risco intrínseco associado à sua utilização. Este risco deve ser sempre minimizado levando em conta os níveis aceitáveis de complicação. Em Medicina, são aceitos os riscos da exposição à radiação desde que o malefício por ela causado não seja maior que as vantagens por ela produzidas.

II.2. A DESCOBERTA DOS RAIOS-X¹

Em 1895, Wilhelm Conrad Röntgen realizava experimentos com raios catódicos e casualmente descobriu uma nova radiação que, segundo ele, possuía a

¹ As seções II.2 e II.3 são adaptações de textos encontrados em Aldred (1987) e Okuno (1984).

propriedade de atravessar substâncias opacas à luz (Nobel, 1967). Por ter origem desconhecida, Röntgen batizou a descoberta de raios-X.

Naquela época, ele dispunha de um tubo de raios catódicos (Figura 1) com excelente vácuo e usava uma bobina de indução de Ruhmkorff como fonte de alta tensão. Para facilitar suas observações, Röntgen fechou as cortinas e cobriu o tubo de raios catódicos com uma caixa de papelão enegrecido. Ao ligar a alta tensão, percebeu certa luminosidade advinda do canto da sala. Desligou a alta tensão e a luminosidade desapareceu, tornou a ligá-la e o brilho reapareceu. Röntgen percebeu que o brilho vinha da sua tela de platinocianeto de bário, instrumento usado rotineiramente para observações dos raios catódicos. Para assegurar-se deste surpreendente resultado, fez inúmeras experiências interpondo entre o tubo e a tela inúmeros objetos: metais, pesos de balança, sua espingarda de caça etc. Röntgen tinha certeza que estava detectando um tipo de radiação diferente. Certamente, não eram os raios catódicos saindo do tubo, pois já era sabido de todos os pesquisadores que esses raios só se propagavam no vácuo. No ar, eles eram rapidamente absorvidos e não alcançavam mais que poucos centímetros. Durante os testes, Röntgen aprendeu que a radiação que estava detectando era realmente muito penetrante. Só uma placa de chumbo conseguia bloqueá-la totalmente. Foi então que fez uma observação crucial: segurou um pequeno disco de chumbo na frente da tela fluorescente e observou não apenas a sombra do disco, mas também a sombra dos ossos de sua própria mão!

Nas semanas seguintes, Röntgen trabalhou intensamente, examinando todos os aspectos da radiação que acabara de descobrir. Para obter resultados permanentes, possíveis de publicar nas revistas, passou a usar placas fotográficas no lugar da tela fluorescente. Em uma de suas experiências, colocou a mão de sua esposa na frente do filme e irradiou-a durante 15 minutos obtendo a primeira radiografia da história (Figura 2).

Figura 1 - Tubo de raios catódicos semelhante ao usado por Röntgen.

Figura 2 - Radiografia da mão da esposa de Röntgen. Nela é possível ver os ossos e até o anel de casamento.

Assim foi iniciado o emprego dos raios-X para fins diagnósticos que tantos benefícios trouxe à humanidade, contribuindo para o progresso da Medicina. Desta forma, com muito mérito, o destacado cientista foi contemplado, em 1901, com o primeiro Prêmio Nobel de Física.

II.3. O INÍCIO DA RADIOTERAPIA

Apesar das conflitantes informações sobre o início da radioterapia, atribui-se tal pioneirismo ao estudante de Medicina Emil H. Grubbè que, em 1896, logo após as descobertas de Röntgen, teria submetido uma paciente com câncer de mama a aplicações de raios-X, obtendo resultados positivos.

Existem duas versões que relatam as circunstâncias em que Grubbè teria consentido a idéia de aplicar a radiação recém-descoberta em tratamentos de câncer.

Segundo Von Pfuhl (1985), Grubbè se mostrava empolgado com a descoberta dos raios-X, que tanto impacto causava na Europa, e por diversas vezes tentara reproduzir o experimento realizado por Röntgen. Neste procedimento, ele segurava freqüentemente a tela fluorescente com a mão esquerda para que pudesse visualizar a luminosidade de que se falava.

Certo tempo depois, ele observou que a mesma mão usada para segurar a tela apresentava inchaço, vermelhidão e dor, sintomas que o fizeram procurar os professores de Medicina de sua instituição. Examinando cuidadosamente o caso, os médicos tentaram avaliar a gravidade da lesão. Um deles, patologista, verificou que, além da pele, havia comprometimento de tecidos mais profundos; outros haviam

associado o caso de Grubbè ao uso contínuo da nova radiação, sugerindo que a mesma fosse usada para tratamento de alguns tipos de câncer e lupus. Alguns dias depois, seguindo orientação de seus mestres, Grubbè atendia a paciente que teria recebido o primeiro tratamento com radiação ionizante.

A outra versão, feita por Lederman (1981), conta que Grubbè, além de estudante de Medicina, era fabricante de tubos de Crookes e, em função da descoberta de Röntgen, estaria pesquisando a fluorescência de diferentes substâncias químicas. Em janeiro de 1896, teria observado alterações fisiológicas no dorso da mão com que segurava as telas fluorescentes usadas em suas experiências. Estas alterações eram descritas como eritema, hiperemia, hiperestesia, formação de bolhas, perda de pêlos e escamação da pele, seguidas de rachaduras, ulceração e formação de cicatrizes. Estes efeitos teriam dado a Grubbè a idéia de utilizar os raios-X para tratamento de lesões como o câncer, procedimento que ele realizaria ainda naquele mês.

É notável perceber a rapidez com que as notícias envolvendo raios-X se espalharam tanto na Europa quanto nos Estados Unidos; ainda no decorrer de 1896 inúmeros trabalhos foram publicados acerca das propriedades destrutivas desta radiação e de suas aplicações diagnósticas e terapêuticas.

Felizmente, os danos causados às pessoas expostas aos raios-X ficaram confinados aos tecidos superficiais devido à pequena penetração da radiação produzida nos tubos de raios catódicos da época.

II.4. EVOLUÇÃO HISTÓRICA DA TELETERRAPIA

A teleterapia, especialmente o tratamento de câncer de pele, começou imediatamente após a descoberta dos raios-X por Röntgen. O tratamento de tumores mais profundos começou apenas em meados de 1920 com o advento de unidades de raios-X com potenciais aceleradores de ortovoltagem. Até a metade dos anos 50, os tratamentos radioterápicos eram realizados com geradores operando na faixa de 50 a 300 kV de tensão aceleradora. Estas máquinas apresentavam aplicações limitadas devido ao pequeno poder de penetração dos fótons desta energia. A dose máxima ocorre na superfície da pele e cai para 50% a profundidades de poucos milímetros a centímetros. Além disso, as taxas de dose eram baixas e por isso os tratamentos eram realizados com distâncias relativamente pequenas à fonte de radiação.

A partir da década de 50, houve uma mudança drástica na prática da radioterapia. Foi nesta época que surgiram as máquinas operando com fontes

radioativas (^{60}Co e ^{137}Cs), os bétatrons e posteriormente os primeiros aceleradores clínicos. A motivação que impulsionava os centros de oncologia a se adaptarem às novas tecnologias estava no desejo de aumentar a taxa de cura através da capacidade de destruição do tumor. Oncologistas do mundo todo concordaram que muitos tipos de cânceres poderiam começar a ser mais bem controlados graças às características das novas máquinas de alta energia e alta intensidade de feixe para terapia. Uma das principais características destas máquinas é que doses maiores poderiam ser depositadas em tecidos mais profundos. Além disso, as taxas de dose eram suficientemente altas para que os tratamentos fossem feitos a distâncias maiores da fonte de radiação.

O uso de feixes de alta energia surgiu com os geradores de Van der Graaff em 1930. Durante este período, os bétatrons e os aceleradores lineares começaram a surgir e causar seu impacto. O primeiro bétatron foi construído em 1940 na Universidade de Illinois, Chicago e o primeiro paciente foi tratado em 1948. Por volta de 1950, houve a introdução clínica de unidades de ^{60}Co e máquinas de alta energia. A primeira fonte de ^{60}Co de alta atividade foi produzida em 1951 no reator nuclear de alto fluxo de Chalk River, Canadá. Mais tarde, em 1960, houve a introdução dos feixes de elétrons para o tratamento de lesões superficiais. A maior parte das máquinas de alta energia foram transformadas em unidades isocêntricas² e estas oferecem possibilidade de movimentação do feixe em qualquer orientação angular. Com os desenvolvimentos tecnológicos, as unidades de ^{60}Co e os bétatrons estão cada vez mais sendo substituídos pelos aceleradores lineares clínicos.

A terapia conformacional foi introduzida por Takahashi (Takahashi et al, 1961; Takahashi, 1965). A técnica usada consistia em modificar o tamanho do campo de irradiação durante o tratamento de terapia rotacional para que fosse criado um volume de alta dose que se moldava ao tumor, excluindo da região diretamente irradiada, uma grande parte do tecido sadio, comparado com a terapia convencional. Desta forma, tornou-se possível o aumento de dose no tecido alvo sem o conseqüente aumento da toxicidade. A modificação do tamanho de campo para ajuste tumoral foi alcançada na prática usando colimadores de multifolha. Os aceleradores clínicos, cada vez mais, vêm sendo equipados com este tipo de colimador, que projeta campos de tamanho reduzido no isocentro. Os aceleradores clínicos mais modernos permitem criação de feixes com padrões de dose modulada para cada campo individualmente (IMRT, do inglês Intensity Modulated Radiation

² Confira seção V.

Therapy) de forma a produzir curvas de isodose com alta capacidade de ajuste ao contorno do tumor.

Paralelamente à evolução dos aceleradores clínicos, é notável perceber o avanço da tecnologia acerca dos sistemas de planejamento (TPS). Os TPS são empregados na radioterapia para gerar formatos de campos e distribuição de dose internas ao paciente, visando o ataque ao tecido tumoral com redução simultânea da toxicidade.

Antes da década de 70, o tratamento era planejado manualmente, manipulando mapas padrão de isodose sobre o contorno do paciente. Este contorno, era obtido por desenho direto sobre um papel ou com auxílio de um fio de chumbo. O cálculo da dose também era manual, inclusive em casos complexos envolvendo tratamentos com múltiplos campos.

O método manual, aos poucos foi perdendo espaço desde que a tomografia computadorizada (CT) e os sistemas de planejamento computacionais foram inseridos na radioterapia. Com o desenvolvimento desta tecnologia, a visualização das curvas de isodose sobre a anatomia do paciente passou a ser possível, levando a um cálculo mais preciso e, portanto, a um tratamento mais confiável.

Atualmente, os TPS incluem diversos algoritmos de otimização para o cálculo de dose, ferramentas para visualização 3D, reconstrução digital de radiografias (DRR) e métodos para corrigir a dose depositada, levando em conta heterogeneidades internas ao paciente. O planejamento direto, que se baseia na *tentativa e erro* de um profissional da área para escolha dos campos, dos filtros e da colimação, cada vez mais vêm dando lugar ao planejamento inverso, cuja característica é otimizar automaticamente o planejamento, baseando-se em critérios específicos para dose no volume alvo e estruturas críticas (IAEA, 2005).

Dentre as diversas fontes de radiação empregadas em terapia, (raios-X, partículas- β , raios- γ , elétrons) é crescente o campo de pesquisa sobre utilização de nêutrons, prótons e íons pesados (Cosset et al, 1995). O interesse em usar este tipo de partícula está associado ao grande poder de confinamento de dose ao volume alvo, alcançado de maneira satisfatória os objetivos desejados.

Um procedimento que cada vez mais vem sendo utilizado é a radioterapia intraoperatória. A utilização desta técnica exige uma sala cirúrgica com um acelerador clínico à disposição. Durante uma cirurgia para remoção de tumor, utiliza-se feixe de elétrons aplicado diretamente sobre a região de onde se removeu o tumor, com o corte cirúrgico aberto. A vantagem da radioterapia intraoperatória consiste em poupar uma grande parte de tecido sadio que recobre o tumor.

Os avanços tecnológicos são iminentes e apresentam inovações a cada dia. Independente do modo como o tumor é atacado e da radiação ou partícula empregada, a radioterapia caminha constantemente para um único objetivo: aumentar a taxa de cura dos pacientes submetidos ao tratamento.

II.5. PRINCÍPIOS DA RADIOBIOLOGIA

As células do corpo humano estão em constante renovação. Algumas vezes elas podem perder a capacidade de regular seu processo fisiológico e por isso começam a duplicar rapidamente formando massas desordenadas de tecido, conhecidas como tumores. As células tumorais crescem de forma anormal, desordenada e sem respeitar regras biológicas de controle. Os tumores podem ser benignos ou malignos. Os tumores benignos geralmente crescem lentamente, não se ramificam para outras partes do corpo e por isso são considerados não cancerosos, e podem ser removidos com cirurgia sem apresentar problemas futuros. Por outro lado, tumores malignos são cancerosos. Eles são capazes de invadir tecidos adjacentes ou provocar metástases em outros locais do corpo. As células cancerosas se espalham pelo corpo principalmente pelo sistema linfático ou pela corrente sanguínea. Devido à capacidade de espalhamento do câncer, quanto mais precoce é a sua detecção, maior é a chance de cura.

A deposição física de energia no tecido vivo desencadeia uma série de reações químicas que resultam no dano celular e conseqüentemente no efeito clínico desejado. A resposta dos tecidos está baseada na resposta celular à radiação. A resposta biológica dos tumores e dos tecidos normais à radiação é governada por quatro fatores: *reparo*, *repopulação*, *reoxigenação* e *rearranjo*. Estes são conhecidos como “os quatro R’s da radiobiologia”. Eles representam uma importante regra para o controle do tumor e explicam o motivo do fracionamento usado com frequência em radioterapia.

O *reparo* significa que deve haver um tempo para que as células de tecidos sadios se recuperem do dano causado pela radiação. As células tumorais são mais radiosensíveis que as células normais, por isso elas apresentam maior dificuldade de reparação. Além do reparo, os tecidos sadios necessitam de tempo para que haja *repopulação* de suas células, eventualmente mortas pelo efeito da radiação. Células ricas em oxigênio são mais radiosensíveis. A quantidade de oxigênio no tecido tumoral é pequena, sendo menor quanto mais interna é a porção do volume. A radiação permite a morte da camada mais externa do tumor. Desta forma, é

necessário um tempo para que os vasos sanguíneos promovam a *reoxigenação* gradual da camada subsequente. Sabe-se que cada tipo de célula tem sua radiosensibilidade alterada de acordo com seu ciclo reprodutivo. A maioria das células é mais sensível durante a fase mitótica. Irradiando o tumor sempre em sua fase sensível é possível eliminar com maior eficácia a doença. Desta forma, é necessário um tempo para que as células tumorais se *rearranjem* no ciclo celular a fim de obter melhores resultados no tratamento (IAEA, 2005; Saw, 2002).

A cura de um tumor depende da radiosensibilidade do tecido tratado e da tolerância à radiação, dos tecidos normais adjacentes. Muitas vezes, utiliza-se a *razão terapêutica* para adequar a prescrição da dose a um tratamento específico. Define-se a razão terapêutica como sendo a razão entre a probabilidade de cura do tecido alvo e a probabilidade de dano em tecido sadio adjacente. Flutuações de 10% na dose prescrita podem alterar significativamente a probabilidade de controle tumoral e/ou dano em tecido sadio (Figura 3). O objetivo da radioterapia é maximizar a razão terapêutica para encontrar determinado valor de dose que permita um bom controle tumoral com níveis mínimos de complicação.

Figura 3 - Relação hipotética entre dose depositada no tumor e controle do dano em tecido normal. A administração da dose (A) não prejudica o tecido sadio, mas não controla o tumor. A administração da dose (C) provoca a erradicação do tumor, mas danifica intensamente o tecido sadio. A administração da dose (B) promove a otimização entre as doses no tumor e no tecido sadio.

III. TERMOLUMINESCÊNCIA

Luminescência é o nome dado ao fenômeno pelo qual a excitação de um meio resulta na emissão de luz. Chama-se *fotoluminescência*, quando o fenômeno ocorre por absorção de luz (geralmente luz ultravioleta); *cátodoluminescência* ocorre quando a luz emitida provém de excitação por elétrons; *radioluminescência* é causada por radiação ionizante (raios-X, raios- γ , partículas α ou β , prótons, fragmentos de fissão etc.); *eletroluminescência* ocorre quando se aplica um campo elétrico; o fenômeno de *triboluminescência* ocorre com substâncias sujeitas a forças mecânicas; emissões de *quimioluminescência* e *bioluminescência* acompanham reações químicas (oxidação de um material em uma atmosfera úmida, por exemplo) e processos biológicos (oxidação da luciferina) respectivamente. Comumente, pode-se classificar o fenômeno de luminescência em fluorescência e fosforescência. Na fluorescência (Figura 4a), o sistema emissor é elevado de um estado fundamental (f) para um estado excitado (e); o retorno ao estado (f) ocorre espontaneamente com emissão de luz em um tempo inferior a $\tau \sim 10^{-8}$ s após a excitação. A Figura 4b inclui um estado metaestável (m) e representa o caso da fosforescência. O sistema, quando excitado ao estado (e) decai espontaneamente para (m) onde permanece³ por um tempo $\tau \gg 10^{-8}$ s. O sistema só retorna ao estado (e) quando fornecida uma energia E e, por consequência, a transição (e) $\rightarrow$ (f) se dá de forma semelhante à fluorescência se o sistema não retornar ao estado metaestável.

Termoluminescência (TL) é um fenômeno que também pertence à grande classe dos fenômenos de luminescência e ocorre por fosforescência em materiais

Figura 4 - Esquema típico de níveis de energia mostrando a ocorrência dos processos de fluorescência (a) e fosforescência (b) (Curie and Garlick, 1963).

³ Deve-se notar que o sistema não permite transições (m) $\rightarrow$ (f).

isolantes ou semicondutores quando aquecidos após absorção prévia de energia⁴. Dentre as formas de ceder energia aos materiais destaca-se a radiação ionizante. Muitos materiais naturais e sintéticos exibem este fenômeno, que não deve ser confundido com incandescência, processo relacionado com radiação de corpo negro e intrínseco a todos os materiais aquecidos a altas temperaturas. Uma característica particular da TL é que uma vez o material aquecido e a luz emitida, a repetição do processo só é possível se o material for novamente exposto a um agente excitante, diferente do que ocorre com a incandescência (Freitas, 2000; Sawakuchi, 2003; Yukihiro, 2001).

A maior aplicação da termoluminescência é a dosimetria (seção III.3) e esta vem crescendo muito desde os trabalhos publicados por Daniels (Daniels et al, 1953). O amplo uso de detectores termoluminescentes (TLD) tem relação com seu pequeno tamanho (pois permite medidas com alta resolução espacial), com sua ampla faixa de doses mensuráveis (cerca de 1 μ Gy a 10 kGy), por serem, na grande maioria, insensíveis à luz visível, umidade e por serem reutilizáveis.

Um dos materiais mais utilizados como dosímetros TL é o LiF. Sua popularidade provém de algumas excelentes propriedades dosimétricas: é tecido-equivalente, linear em resposta com a dose em uma ampla faixa de dose (0,01 - 10 Gy), fácil de limpar e não é higroscópico (Peters et al, 1993(b)).

III.1. MODELO TL

III.1.1. Teoria de bandas

Embora a teoria físico-química da TL não seja perfeitamente entendida (Cameron et al, 1968), uma forma bastante conveniente de se iniciar uma descrição teórica qualitativa deste fenômeno é através da teoria de bandas.

A solução da equação de Schrödinger para um elétron submetido a um potencial periódico, tal como é o caso do potencial devido aos íons de uma rede cristalina, revela que esse elétron só pode ocupar certas faixas de energia separadas por um intervalo de energias proibido. A ocupação destas faixas, ou bandas, é descrita pela função de densidade de estados:

$$N(E) = Z(E)f(E) \quad (1)$$

⁴ A deposição de energia nos materiais pode ocorrer por incidência de radiação ionizante, raios ultravioleta, tensões mecânicas, reações químicas etc. (Lima, 1991).

onde $N(E)$ é a densidade de estados ocupados, $Z(E)$ é a densidade de estados possíveis $f(E)$ é a função de distribuição de Fermi-Dirac dada por:

$$f(E) = \frac{1}{e^{(E-E_f)/kT} + 1} \quad (2)$$

Na temperatura do zero absoluto, todos os níveis abaixo de E_f estão completamente preenchidos e os que estão acima de E_f estão completamente vazios. Nesta temperatura, os elétrons ocupam estados de baixa energia chamados de banda de valência (BV) e, à medida que a temperatura aumenta, os elétrons vão sendo excitados até energias mais altas cujos estados compõe a banda de condução (BC). Entre estas duas bandas, existe uma série de estados energéticos para os quais as transições são proibidas e, por isso, comumente denomina-se esta faixa de energias como região proibida⁵. Este é um processo probabilístico que depende da temperatura e da largura da região proibida. Os materiais nos quais a região proibida é larga (a partir de alguns eV) são chamados de isolantes, aqueles cuja região proibida é estreita são chamados de semicondutores e os que não possuem esta região são os condutores. Um exemplo de isolante é o diamante. A diferença de energia entre sua BC e sua BV é da ordem de 7 eV e isto significa que mesmo em temperaturas relativamente altas a probabilidade de promover elétrons da banda de valência para a banda de condução é pequena. Um semiconductor típico é o silício, sólido que tem a mesma estrutura cristalina do diamante, no entanto tem a banda proibida com largura de cerca de 1 eV. Este material é um condutor razoável à temperatura ambiente, mas torna-se um isolante em baixas temperaturas.

Para isolantes e semicondutores ideais, a população de elétrons na banda proibida deve ser nula. No entanto, a introdução de impurezas no material ou defeitos em sua estrutura cristalina, causa uma quebra da periodicidade e da simetria do potencial coulombiano entre os íons da rede. Isto resulta na criação de estados metaestáveis antes proibidos no cristal perfeito (Figura 5). Estes estados metaestáveis são sítios que aprisionam elétrons (ou buracos) e são comumente chamados de armadilhas⁶.

⁵ Note que, apesar do nome "região", esta faixa de energias cujas transições são proibidas não define um espaço.

⁶ Estas armadilhas possuem diversas profundidades. Podemos entender o termo "profundidade de uma armadilha" como sendo a diferença de energia entre o topo da banda de valência e o nível da armadilha (no caso de armadilhas de buracos) ou a diferença de energia entre o fundo da banda de condução e o nível da armadilha (no caso de armadilhas de elétrons).

Figura 5 - Representação da estrutura de bandas nos sólidos, mostrando as bandas de condução e de valência separadas pela banda proibida. A diferença de energia $E_C - E_V$ fornece o tamanho da banda proibida e E_f é a energia de Fermi. São também mostrados os níveis de energia permitidos (armadilhas), localizados na banda proibida e atribuídos a defeitos ou impurezas.

A excitação de um elétron para a banda de condução cria um buraco (ausência de carga negativa) na banda de valência e ambos podem se deslocar livremente pelas respectivas bandas. Um elétron que esteja se deslocando pela rede cristalina, pode ser atraído pelo potencial coulombiano criado pelo defeito e ficar retido nas armadilhas. O mesmo raciocínio pode ser feito para os buracos.

No caso de excitação por radiação ionizante, o processo de termoluminescência pode ser ilustrado pela Figura 6. Em consequência da interação da radiação com o material, são criados pares elétron-buraco cujos elétrons são promovidos à banda de condução (1). Estes podem mover-se pelo cristal e a maioria dos elétrons pode ser capturada pelas armadilhas. O mesmo processo acontece com os buracos criados na banda de valência. O armadilhamento de elétrons é representado pela transição (2) e o armadilhamento de buracos, pela transição (4). No caso de fósforos TL⁷ as armadilhas possuem grande estabilidade à temperatura ambiente o que significa que os elétrons (buracos) permanecem armadilhados até que uma energia significativamente maior que a energia térmica ambiente seja capaz de liberá-los destes sítios. Esta energia requerida pode advir de excitação térmica ou óptica. Conseqüentemente ocorrem as transições (3) e (5) e mais uma vez os elétrons e buracos ficam livres para se mover através do cristal.

⁷ Os materiais que exibem termoluminescência são denominados fósforos TL (Yoshimura, 1980).

Figura 6 - Ilustração esquemática do processo de termoluminescência destacando as transições que ocorrem durante a irradiação e durante o aquecimento do fósforo TL. As armadilhas de elétrons têm energia $E_C < E_{AE} < E_f$. As armadilhas de buraco têm energia $E_f < E_{AB} < E_V$.

Estando livres, eles podem recombinar-se com portadores de cargas de sinais opostos nos chamados centros de recombinação (transições (6) e (7)).

Os centros de recombinação diferem das armadilhas simples pelo fato de serem mais profundos e, portanto, necessitarem de uma energia maior para que os portadores de carga neles armadilhados sejam liberados. Isso significa que o tempo de vida permanece grande durante o aquecimento enquanto no caso das armadilhas esse tempo é diminuído (Lima, 1991).

A recombinação pode liberar energia através da criação de fônons (transição não radiativa) ou através de fótons (transição radiativa). Quando uma recombinação resulta diretamente na emissão de luz, chamamos o centro no qual ocorre essa recombinação de centro de luminescência. É esta emissão de luz, decorrente da recombinação e que acontece durante o aquecimento do material, que é observada nas medidas de TL.

Assim, o fenômeno da termoluminescência compreende quatro fases: (i) *geração* de cargas livres pela absorção de energia; (ii) *armadilhamento* destas cargas livres; (iii) *desarmadilhamento* das cargas pelo aquecimento do fósforo TL; (iv) *recombinação* das cargas nos centros de luminescência com emissão de luz.

III.1.2. Modelo de Randall-Wilkins

Em 1945 foi publicado um trabalho por Randall e Wilkins contendo o formalismo sobre a teoria da termoluminescência. Os autores consideraram um

mecanismo de primeira ordem, no qual os elétrons liberados das armadilhas se recombinaem com os buracos armadilhados nos centros de recombinação. Deste modo, a taxa de variação do número de elétrons armadilhados é proporcional à intensidade da luz emitida (Lima, 1991). Este modelo, que ficou conhecido como *modelo de Randall-Wilkins*, supõe que, após ionização provocada por irradiação, n elétrons ocupam as armadilhas de elétrons do mesmo modo que n buracos, as armadilhas de buracos e, durante o aquecimento⁸, os elétrons (buracos) sejam liberados de suas armadilhas para a banda de condução (valência) onde podem se mover livremente.

Apesar de outros modelos terem sido propostos, Randall-Wilkins é o mais simples e mesmo assim explica com exatidão o pico principal do TLD-100. Isto é suficiente para obter as informações dosimétricas necessárias deste tipo de dosímetro, extensamente usado neste trabalho.

O modelo de Randall-Wilkins depende de duas hipóteses:

- (i) A probabilidade de recapturar os elétrons pelas próprias armadilhas é desprezível;
- (ii) O tempo de vida dos portadores de carga, na banda de condução (ou elétrons na banda de valência), é pequeno, permitindo aos elétrons encontrarem rapidamente os centros de luminescência provocando liberação de luz.

Sendo assim, os elétrons nas armadilhas apresentam uma distribuição maxwelliana de energias e a probabilidade por unidade de tempo de que um elétron escape de uma armadilha de profundidade E a uma determinada temperatura T é dada por:

$$p = s \cdot e^{-\frac{E}{kT}} \quad (3)$$

onde k é a constante de Boltzmann e s o fator de frequência que na maioria dos fósforos TL varia pouco com a temperatura, podendo ser considerado como uma constante. O valor de s é da ordem de grandeza da frequência de vibração da rede cristalina, 10^8 a 10^{15} s^{-1} (Freitas, 2000).

A intensidade de luz a uma dada temperatura é diretamente proporcional à taxa com que ocorrem os desarmadilhamentos. Assim, se n é o número de armadilhas ocupadas num determinado instante t e temperatura T , a intensidade luminosa é dada por:

⁸ No caso de termoluminescência.

$$I = -C \frac{dn}{dt} \quad (4)$$

onde C é um fator de proporcionalidade.

Como a razão de esvaziamentos é proporcional ao número de elétrons armadilhados, temos:

$$\frac{dn}{dt} = -pn \quad \text{onde} \quad n_0 = n(t=0) \quad (5)$$

quando supomos a taxa de aquecimento β constante temos:

$$T = T_0 + \beta t \quad \text{onde} \quad \beta = \frac{dT}{dt} \quad \text{e} \quad T_0 = T(t=0) \quad (6)$$

unindo-se as expressões (3), (5) e (6), obtemos:

$$\int_{n_0}^n \frac{dn}{n} = - \int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/kT'} dT' \quad (7)$$

resolvendo a expressão (7) obtemos:

$$n = n_0 \exp \left[- \int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/kT'} dT' \right] \quad (8)$$

a partir da expressão (4), substituímos a expressão (5) e obtemos:

$$I = -C \frac{dn}{dt} = -C \cdot (-pn) = C \cdot p \cdot n \quad (9)$$

substituindo as expressões (3) e (8) na expressão (9) obtemos:

$$I(T) = C \cdot n_0 \cdot s \cdot \exp(-E/kT) \cdot \exp \left[- \int_{T_0}^T \frac{s}{\beta} e^{-E/kT'} dT' \right] \quad (10)$$

onde a constante C pode ser considerada igual a 1 sem perda de generalidade.

Conforme podemos verificar pela equação (5), a taxa de esvaziamento varia com a primeira potência do número de portadores armadilhados, daí é dito tratar-se de um modelo que obedece à cinética de primeira ordem. A Figura 7 apresenta uma curva de emissão calculada através do modelo de Randall-Wilkins.

No caso particular da cinética de primeira ordem, a concentração inicial de portadores n_0 aparece como uma constante multiplicativa não afetando a forma da curva, uma vez que todas as intensidades correspondentes a cada temperatura são alteradas na mesma proporção. Uma consequência deste fato é que a posição da temperatura de máximo T_m não depende da concentração inicial n_0 , mas a área total sob a curva depende. Isso ocorre porque esta área é proporcional ao número de portadores de carga inicialmente armadilhados. O valor de T_m é alterado quando se alteram os parâmetros β , E ou s .

O comportamento das curvas de emissão TL, para o modelo de Randall-Wilkins, pode ser observado na Figura 8 onde os parâmetros E , s , β e n_0 são variados como indicado.

Figura 7 - Curva de emissão de luz TL calculada a partir do modelo de Randall-Wilkins (10). Os parâmetros utilizados para o cálculo foram $E = 1,2$ eV, $s = 10^{12} \text{ s}^{-1}$ e $\beta = 1$ °C/s. Os valores de C e n_0 foram escolhidos de modo a normalizar a curva pela intensidade de máximo.

Figura 8 - Curvas TL calculadas segundo o modelo de Randall-Wilkins [expressão (10)]. Em (a) variou-se a energia de ativação; em (b) variou-se o fator de frequência; em (c) variou-se a quantidade de portadores de carga; em (d) variou-se a taxa de aquecimento. Os parâmetros que permaneciam fixos receberam os seguintes valores: $E = 1,2 \text{ eV}$; $s = 10^{12} \text{ s}^{-1}$; e $\beta = 1 \text{ °C/s}$.

III.2. CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS DO FLUORETO DE LÍCIO

Dentre os materiais que exibem termoluminescência, deve-se escolher o mais adequado a cada situação de medida. Neste trabalho, utilizou-se fluoreto de lítio dopado com Mg e Ti (TLD-100) cujas características são destacadas nesta seção.

III.2.1. O fluoreto de lítio (LiF)

As características TL do LiF foram exaustivamente estudadas por Daniels e colaboradores na Universidade de Wisconsin (Daniels et al, 1953).

O cristal de LiF na sua forma pura não apresenta termoluminescência significativa e por isso é necessário introduzir impurezas para que se obtenha TL rádio-induzida (como visto na seção III.1.1). Desta forma, a empresa *Harshaw Chemical Company* em colaboração com Cameron (Cameron et al, 1968)

desenvolveram diversos modelos de dosímetros TL de LiF com diferentes qualidades de termoluminescência. São estes: TLD-100, TLD-600 e TLD-700. Cada tipo de fósforo apresenta proporções isotópicas diferenciadas de ^6Li e ^7Li e são utilizados para medir dose absorvida em feixes mistos de radiação (fótons e nêutrons). O TLD-100 contém lítio na sua razão isotópica natural, por isso é mais barato e provavelmente é o dosímetro mais utilizado nos dias de hoje. Este material tem impurezas de Mg e Ti nas proporções aproximadas de 120 ppm e 13 ppm respectivamente (Bilski, 2002).

Os TLD-600 e TLD-700 podem ser usados com o objetivo de obter respostas características para diferentes tipos de radiação. No caso de um campo contendo fótons e nêutrons, por exemplo, o TLD-600 detectaria com maior eficiência a parcela da energia depositada pelos nêutrons, pois é constituído de muitos isótopos ^6Li , elemento este que possui uma grande seção de choque de captura para estas partículas (cerca de 953 barns).

Em contraste, ^7Li tem uma seção de choque extremamente pequena para nêutrons (cerca de 0,037 barns) de modo que a energia depositada pelos fótons seria a única detectada ao utilizar o TLD-700⁹, constituído quase que totalmente por estes isótopos.

III.2.2. Curva de emissão

Durante as medidas de um processo termicamente estimulado, o material é aquecido de uma maneira controlada e certas propriedades físicas são continuamente monitoradas. No caso da termoluminescência, a propriedade física monitorada é a luz emitida. É comum medir-se a luz emitida pelo fósforo TL em função do tempo ou da temperatura de aquecimento, e a estes gráficos dá-se o nome de *curva de emissão* (Cameron et al, 1968).

À medida que a temperatura aumenta, aumenta também a probabilidade de escape dos elétrons armadilhados a uma certa profundidade. Durante o aquecimento, certa fração dos portadores de carga liberados (elétrons ou buracos) encontra os centros de luminescência. A intensidade luminosa aumenta até atingir um máximo e em seguida decai devido ao decréscimo da população de portadores armadilhados, produzindo um pico na curva de emissão. Muitas vezes, este pico pode ser descrito teoricamente pelo modelo de Randall-Willkins (seção III.1.2). Se o

⁹ É conhecido que, para fótons, a eficiência de medida entre os TLD-600 e TLD-700 seja equivalente. Portanto a resposta a nêutrons térmicos é obtida pela subtração dos dois sinais.

Figura 9 - Curva de emissão típica do LiF:Mg,Ti (TLD-100) obtida com dose de 200 mGy. Os pontos são medidas de intensidade TL obtidas no Laboratório de Dosimetria do IFUSP com taxa de aquecimento de 5 °C/s. Verificamos que a curva de emissão é constituída dos picos (2), (3), (4) e (5).

fósforo TL contiver armadilhas em diversas profundidades (Figura 5), o processo se repete em diferentes temperaturas e novos picos de emissão podem ser identificados associando-se, a cada um deles, uma profundidade de armadilha.

A curva de emissão característica do LiF:Mg,Ti pode ser vista na Figura 9, cujos dados foram obtidos no Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da USP.

Após a irradiação, os picos decaem à temperatura ambiente de acordo com a Tabela 1. Podemos verificar que, os picos 4 e 5 são os mais apropriados para registrar informações dosimétricas, dado que os outros são muito suscetíveis às condições térmicas ambientais, deixando de existir em tempos relativamente pequenos.

Tabela 1 - Meias vidas de alguns picos encontrados no TLD-100 após irradiação. Valores relativos a temperatura ambiente (Cameron et al, 1968).

Pico	Meia Vida
1	5 minutos
2	10 horas
3	0,5 ano
4	7 anos
5	80 anos

A área sob cada um dos picos ou a altura destes, está relacionada com o número de armadilhas preenchidas que, por sua vez, se relaciona com a quantidade de energia inicialmente absorvida pela amostra (Yoshimura, 1980; Freitas, 2000).

III.2.3. Espectro de emissão

É muito comum representar medidas de termoluminescência baseadas no espectro de emissão do fósforo TL, isto é, o gráfico da intensidade TL em função do comprimento de onda da luz emitida. Basicamente, existem três maneiras de obter este espectro de emissão. A primeira consiste em manter a temperatura da amostra constante em um valor ligeiramente abaixo da temperatura de máximo e realizar uma varredura em comprimentos de onda utilizando um monocromador à base de rede de difração. Com um monocromador do mesmo tipo, é possível fixar a leitura em um comprimento de onda e variar a temperatura da amostra¹⁰. Por fim, é possível usar detectores CCD depois da rede. O CCD deve ser posicionado de modo que cada região receba “um” comprimento de onda e o espectro inteiro pode ser medido simultaneamente ao aumento da temperatura. A curva de emissão limitada a um único comprimento de onda é chamada *curva de emissão monocromática*.

Figura 10 - Gráfico Tridimensional com curva de nível (detalhe) de um espectro de emissão do LiF:Mg,Ti (TLD-100). O espectro não foi corrigido para a resposta do sistema de detecção. O tratamento térmico foi de 1h a 400 °C seguido de resfriamento rápido à temperatura ambiente. A dose absorvida foi de 5 Gy. A taxa de aquecimento durante a medida foi de 3 °C/s (Piters et al, 1993(a)).

¹⁰ Para isto são necessárias diversas amostras irradiadas com a mesma dose.

Se considerarmos que determinado comprimento de onda está vinculado a um centro de luminescência, então, o estudo da curva de emissão monocromática pode fornecer informações sobre este centro.

Pode-se obter uma informação mais completa do material utilizando um gráfico tridimensional para representar a intensidade TL em função da temperatura e do comprimento de onda simultaneamente. Um gráfico como este pode ser visto na Figura 10, cujos dados são relativos à termoluminescência do LiF:Mg,Ti (TLD-100). No detalhe, há um gráfico com curvas de nível onde podemos perceber que, para este fósforo TL, o máximo de emissão luminosa (pico 5) ocorre para comprimentos de onda próximos de 400 nm e temperaturas próximas de 235 °C.

III.2.4. Supralinearidade do LiF

O uso de materiais termoluminescentes, por exemplo em dosimetria, fundamenta-se no conhecimento da resposta TL com a dose para cada material. Para uma grande parte de materiais destinados a este fim, existe uma relação de linearidade observada em baixas doses. Este comportamento é desviado em uma faixa de doses que depende do material, tipo de radiação etc. O estudo da resposta do material mostra-se fundamental não só do ponto de vista prático, mas também para entender os mecanismos da produção da termoluminescência.

Figura 11 - Resposta com a dose de radiação do LiF (TLD-100) que exemplifica o comportamento típico linear-supralinear-saturação. A curva tracejada indica o comportamento linear (adaptado de Zimmerman, 1971 citado em Yukihiro, 2001).

O LiF (TLD-100) é um exemplo de material que exibe comportamento linear em baixas doses, mas a partir de aproximadamente 10 Gy seu comportamento torna-se "mais do que linear" (Yukihara, 2001) antes de aproximar-se da saturação (Figura 11). Além do LiF, esse comportamento do tipo linear-supralinear-saturação foi também observado no CaF_2 (Sunta et al, 1994) e Mg_2SiO_4 (Mikado et al, 1978), por exemplo.

O termo *supralinearidade* é usado para designar a região de doses no qual a resposta TL é superior à resposta esperada pela extrapolação do comportamento linear (Yukihara, 2001).

III.2.5. Tratamento térmico

Na literatura é possível encontrar diversas técnicas relacionadas ao tratamento térmico de dosímetros TL. Zimmerman e colaboradores (1965) estudaram as modificações que ocorrem nas curvas de emissão do TLD-100, decorrentes do tipo de tratamento. Eles perceberam que as alturas absolutas e relativas dos picos podem ser modificadas quando o tratamento é feito com diferentes temperaturas de recozimento. Uma vez que o tratamento é feito antes da irradiação, estas mudanças são causadas pela modificação da quantidade e distribuição das armadilhas relativas a um pico dado (eficiência de armadilhamento) ou mudança na eficiência de conversão de elétrons armadilhados em fótons (Cameron et al, 1968).

A velocidade de resfriamento do dosímetro após um recozimento é muito importante. Resfriamentos lentos do TLD-100 permitem a formação de agregados das impurezas (Johnston, 1962) e isso faz com que os picos de uma curva de emissão tenham alturas menores que os obtidos com um material resfriado rapidamente. Por outro lado, o resfriamento rápido pode "congelar" a distribuição de impurezas e defeitos que existem em altas temperaturas.

Considerando que os picos 4 e 5 da curva de emissão refletem o armazenamento de energia no dosímetro, é comum encontrar na literatura trabalhos que descrevem procedimentos para eliminar outros picos que não sejam de interesse. Estes procedimentos são tratamentos térmicos após a irradiação. No entanto, fazer o pós-tratamento térmico de um dosímetro é colocar em risco as informações neles contida, pois qualquer falha no sistema de aquecimento pode acarretar perda permanente de dados importantes.

III.2.6. Incertezas nas leituras TL

Diversos fatores são responsáveis por promover desvios entre sensibilidade de um mesmo grupo de dosímetros pré-selecionados. De acordo com Yoshimura (1980), pequenas alterações na taxa de aquecimento durante a leitura podem modificar a curva de emissão TL. Estas mudanças podem ocorrer por variação da corrente elétrica, do fluxo de nitrogênio gasoso ou ainda por mau contato entre a superfície da panela de aquecimento e o dosímetro.

Outra fonte de incerteza pode advir de variações na contagem dos fótons de luz que atinge o fotocátodo da válvula fotomultiplicadora. Isso é causado porque a luz TL segue diferentes caminhos entre o dosímetro e o fotocátodo ou mesmo pela não uniformidade deste fotocátodo que causa uma diferenciação na quantidade de fotoelétrons para um mesmo estímulo luminoso. Além disso, o processo de emissão de fotoelétrons pelo fotocátodo e de elétrons pelos dinodos é estatístico de modo que a incerteza no número de contagens é dada por Poisson.

Possíveis variações não mensuráveis no valor da alta tensão também podem interferir nas leituras TL por meio de alterações no ganho do sistema fotossensível e além do mais, os próprios dosímetros de um mesmo grupo podem apresentar mudanças na sensibilidade relativa, devidas à não-uniformidade do tratamento térmico a que foram submetidos, seja no recozimento ou no esfriamento.

III.3. APLICAÇÕES PARA DOSÍMETROS TL

Atualmente, muitas aplicações envolvendo o processo de termoluminescência podem ser encontradas na literatura.

Na *área clínica*, é muito comum usar TLDs para resolver problemas em radioterapia (Cameron et al, 1968). O pequeno tamanho e a ampla faixa de dose mensurável dos dosímetros são vantagens fundamentais para utilizá-los em locais onde não é possível praticar outra forma de dosimetria.

A *monitoração pessoal* utiliza dosímetros TL em detectores individuais de lapela, que devem ser usados pelo indivíduo durante o período de trabalho. Esta dosimetria pessoal é uma medida de grande responsabilidade, pois além de indicar a dose recebida pelo trabalhador, auxilia no controle das condições de funcionamento da aparelhagem manuseada e também alerta caso os procedimentos não estejam sendo executados de maneira segura (Benavides, 2003; Guimarães, 2005).

A *dosimetria ambiental* tem papel importante nos dias de hoje. A população em geral está exposta à radiação ionizante proveniente de diversas fontes: radionuclídeos naturais presentes no solo, na água, no ar e nos materiais de construção; radiação cósmica que atinge a Terra; radionuclídeos artificiais liberados em explosões de artefatos ou acidentes nucleares; descarte e armazenamento de rejeitos radioativos; tubos de raios-X e radioisótopos artificiais usados com propósitos médicos (da Silva, 2000). Seja para melhorar os procedimentos médicos ou para alertar a população de uma região sobre o terreno em que moram, as medidas podem ser feitas com TLD como muitos trabalhos na literatura relatam (Klein, 1999; Ranogajec-Komor, 2002).

As aplicações da *termoluminescência na geologia e na arqueologia* foram apontadas quando observaram que a TL, proveniente das rochas, estava diretamente relacionada com a presença de radioisótopos como urânio, tório e potássio (Daniels et al, 1953). De uma forma simples, se a taxa de dose proveniente dos elementos radioativos é conhecida, e o material TL existente na amostra tem uma resposta linear com a dose, a idade de uma amostra pode ser determinada desde o último aquecimento. No caso das cerâmicas (potes de barro) encontradas em sítios arqueológicos, pode-se pensar que o cozimento realizado no momento do preparo do pote fez com que a TL fosse "zerada" e o acúmulo de dose se deu a partir deste momento.

A técnica da termoluminescência tem sido usada para *caracterização de materiais* e estudo de defeitos em sua rede cristalina, pois, é conhecido que a presença de impurezas ou deformações na rede de um cristal afeta diretamente a sua emissão termoluminescente.

IV. DOSIMETRIA EM RADIOTERAPIA

IV.1. GRANDEZAS E UNIDADES

Já em 1895, a quantificação da radiação “absorvida” pelas pessoas era caracterizada pelo efeito químico ou biológico sofrido. Foi definida uma unidade chamada SED (abreviação do inglês, dose de eritema de pele) caracterizada pela quantidade de radiação ionizante capaz de provocar avermelhamento na pele humana. De qualquer forma, existiam muitas lacunas ainda sem explicação. O avermelhamento na pele humana pode ser modificado por várias condições, como tipo de pele, qualidade da radiação, extensão da exposição, fracionamento da dose e diferenças no tempo de resposta da pele de cada pessoa. Com o desenvolvimento de instrumentação apropriada como câmaras de ionização (IV.4), o SED acabou sendo descartado dando lugar à grandeza *Exposição* (X). Esta é obtida como o resultado da divisão entre o valor absoluto da carga total dQ de íons de mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (pósitrons ou negatrons) liberados por fótons em uma massa dm de ar são completamente parados no ar. Matematicamente pode-se representar a exposição por:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (11)$$

A unidade usual da exposição é o *röntgen* (R) e é relacionada com unidades do sistema internacional da seguinte forma:

$$1 R = 2,58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1} \quad (12)$$

Da mesma forma, houve necessidade de quantificar a energia absorvida pela matéria quando irradiada com radiação ionizante. Assim, surgiu a *Dose Absorvida* (D) como o resultado da divisão entre a energia média depositada pela radiação ionizante (dE_{ab}) em uma massa (dm) no mesmo elemento de volume considerado. Matematicamente, pode-se representar a dose absorvida da seguinte maneira:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad (13)$$

Inicialmente, a unidade usual da dose absorvida foi o *rad*, acrônimo de *radiation absorbed dose* em inglês. No SI, a unidade de dose absorvida recebe o nome especial de Gray (Gy) e 1 Gy equivale a 1 J.kg⁻¹.

A medida direta da dose absorvida não é obtida de forma simples. Em alguns casos utilizam-se câmaras de ionização inseridas no meio de interesse, de forma que a carga liberada pela radiação ionizante e medida na câmara pode ser convertida, através do formalismo de Bragg-Gray, em dose absorvida. A relação entre estas duas grandezas se dá por meio de um fator que leva em conta a energia necessária para criar um par de íons no ar. Esta energia é 33,97 eV e geralmente pode ser representada por:

$$\frac{\overline{W}}{e} = 33,97 \frac{\text{eV}}{\text{par de íons}} = 33,97 \text{ J} \cdot \text{C}^{-1} \quad (14)$$

Outra grandeza que vem sendo utilizada é o *KERMA (K)* do inglês *Kinetic Energy Released per Mass Unit*. O KERMA representa a energia média de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons incidentes, em um material de massa dm . Sendo dE_{tr} a energia transferida ao material, o KERMA é definido como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (15)$$

A *Atividade (A)* é usada na caracterização de fontes radioativas, para descrever a sua taxa de desintegração.

IV.2. FUNÇÕES DOSIMÉTRICAS USADAS EM RADIOTERAPIA

Em radioterapia, todo esforço da equipe clínica está focado em determinar e controlar as doses recebidas pelo volume alvo e pelos tecidos adjacentes. Pela dificuldade existente em medir estas doses *in vivo*, deve-se recorrer a cálculos simples e confiáveis, que relacionam doses medidas em um objeto simulador¹¹ com a dose nos pacientes (Johns and Cunningham, 1983). Nesta sessão, estão descritos e ilustrados alguns dos conceitos mais importantes usados na determinação de doses em radioterapia, que inclusive foram usadas neste trabalho. Exceto para

¹¹ Objeto utilizado para reproduzir as características de absorção e espalhamento do corpo ou parte do corpo humano em um campo de radiação ionizante (ANVISA, 2006).

alguns órgãos específicos como pulmão, os tecidos dos pacientes são simulados por água, que constitui boa parte dos objetos simuladores em radioterapia.

IV.2.1. Variação da taxa de dose com a distância (*I*)

Ao efetuar irradiações no ar, verifica-se que a dose medida entre dois pontos (como os esquematizados na Figura 12) varia com o inverso do quadrado da distância da fonte aos pontos de medida. Essa relação é mais exata quanto maior a energia dos fótons empregados e quanto menor o tamanho da fonte de radiação (comparando com as distâncias envolvidas).

Matematicamente, a relação do inverso do quadrado da distância pode ser escrita da seguinte maneira:

$$I = \frac{D_2}{D_1} = \left(\frac{L_1}{L_2} \right)^2 \quad (16)$$

A expressão (16) é válida caso não haja materiais espalhadores ou atenuadores entre a fonte e o ponto de medida. Em radioterapia é bastante razoável considerar esta hipótese, tendo em vista as magnitudes das energias empregadas.

IV.2.2. Porcentagem de dose em profundidade (*PDP*)

A variação da dose em profundidade (ao longo do eixo central do feixe) para um dado material pode ser descrita usando a porcentagem de dose em profundidade (PDP). Esta função é definida para água, como a razão percentual

Figura 12 - Representação de uma fonte pontual e dois locais de medida dispostos radialmente.

entre a dose a uma profundidade d e a dose na profundidade cujo valor é máximo. Matematicamente, a PDP pode ser escrita como:

$$PDP = 100 \times \frac{D_d}{D_{\max}} \quad (17)$$

onde D_d é a dose a uma dada profundidade e $D_{\max}$ é a dose no ponto de máxima dose.

Com radiação de fótons de baixa energia a dose diminui com a profundidade a partir da superfície, alcançando 80% do valor máximo a 6 mm de profundidade para feixes gerados com 140 kV, por exemplo. Em feixes produzidos com geradores de 200 kV devidamente filtrados, a dose permanece constante até uma profundidade de aproximadamente 10 mm. Considerando feixes de energias maiores, como fótons de ^{60}Co , verifica-se que a dose aumenta com a profundidade até atingir um máximo e então decresce. No caso de energias maiores, o máximo de dose ocorre em profundidades maiores, diminuído, relativamente, a dose na pele. O comportamento da dose nos primeiros milímetros de tecido, em que a dose (e a PDP) aumenta até atingir um máximo, é chamado “buildup”. O buildup tem extrema importância em radioterapia, principalmente quando se deseja tratar

Figura 13 - Gráfico mostrando a variação da dose em profundidade para feixes de fótons das seguintes energias: A) 22 MV; B) 8 MV; C) 4 MV; D) Co-60; E) 200 kV; F) 120 kV. (Johns and Cunningham, 1983).

volumes relativamente profundos poupando a pele. A Figura 13 mostra curvas típicas de porcentagem de dose em profundidade obtidas com feixes de diversas energias entre 120 kV e 22 MV.

A dose em profundidade também depende do *tamanho do campo* de radiação. Quando a área do campo é pequena, irradia-se menos tecido e por isso há menor contribuição de espalhamento para a dose. Desta forma a dose em profundidade é menor, pois recebe contribuição preferencial do feixe primário. Além disso, a variação da PDP com a área do campo depende consideravelmente da energia da radiação. Em feixes produzidos com 25 MV, por exemplo, o espalhamento é pequeno e o PDP permanece em 83% a 10 cm de profundidade independente do tamanho de campo. No caso do ^{60}Co , mantendo a profundidade de 10 cm, a PDP aumenta de 18% quando o lado do campo varia de 0 a 20 cm. A dependência é mais crítica com feixes de raios-X com camada semirredutora de 2,0 mmCu. Neste caso a PDP aumenta de 34% no mesmo intervalo de tamanho de campo (Johns and Cunningham, 1983).

Geralmente, a PDP usada em radioterapia é tabelada para campos quadrados. No entanto, a maioria dos tratamentos reais é feita com campos retangulares ou irregulares e por isso são necessários sistemas de equações que corrijam os cálculos. Dentre os diversos princípios e métodos semi-empíricos desenvolvidos para simplificar o problema, destaca-se uma regra proposta por Sterling et al. (1964). O chamado conceito de campos equivalentes relaciona tamanhos de campo que promovem a mesma distribuição de dose em profundidade, no eixo do feixe. De acordo com esta regra, dois campos são equivalentes se a relação área/perímetro (A/P) entre eles for uma constante. Por exemplo, seja um retângulo de lados a e b , temos a seguinte relação:

$$A/P = \frac{ab}{2(a+b)} \quad (18)$$

Para um quadrado (onde $a=b$), temos a seguinte relação:

$$A/P = \frac{a}{4} \quad (19)$$

das equações (18) e (19), é evidente que o lado de um quadrado equivalente a um campo retangular de área A e perímetro P é $4A/P$.

Outro fator que modifica a PDP é a *distância entre a fonte de radiação à superfície* do objeto simulador ou *pele* do paciente (DFS). Este processo ocorre devido à variação da taxa de dose com o inverso do quadrado da distância e pode ser equacionado da seguinte maneira:

$$PDP_2(d, DFS_2) = F \cdot PDP_1(d, DFS_1) \quad (20)$$

onde F é o chamado *Fator de Mayneord* e pode ser escrito como:

$$F = \left(\frac{DFS_2 + d_m}{DFS_1 + d_m} \right)^2 \left(\frac{DFS_1 + d}{DFS_2 + d} \right)^2 \quad (21)$$

onde PDP_1 e PDP_2 são as porcentagens da dose na profundidade d , DFS_1 e DFS_2 são as respectivas distâncias fonte-superfície e d_m é a profundidade em que a dose é máxima. Pode-se mostrar que o fator F é maior que 1 para $DFS_2 > DFS_1$ e menor que 1 para $DFS_2 < DFS_1$. Deste modo, pode-se afirmar que a PDP aumenta com o aumento do DFS.

IV.2.3. Razão tecido-ar (T_a) e fator de retroespalhamento (B)

A idéia da razão tecido-ar foi introduzida pela primeira vez na década de 50 por Johns et al. (1953) como tentativa de simplificar os cálculos envolvidos em radioterapia rotacional¹². Normalmente, os cálculos eram feitos para corrigir, no interior do paciente, a PDP que era constantemente modificada pelas variações das

Figura 14 - Ilustração da definição da razão tecido-ar, dada pela expressão (22).

¹² Nesta modalidade de radioterapia, a fonte gira em torno do paciente, com eixo posicionado no tumor. O ponto de intersecção entre o eixo do feixe e o eixo de giro é chamado isocentro.

distâncias foco pele. A utilidade do T_a estava baseada em uma das suas principais características: esta função independe do DFS. Desde sua introdução, o conceito da T_a tem sido refinado para facilitar cálculos não apenas de terapia rotacional, mas também de técnicas isocêntricas bem como de técnicas envolvendo campos irregulares.

A razão tecido-ar pode ser definida como a razão entre a dose (D_f) em um ponto dado dentro de um objeto simulador e a dose no ar (D_{ar}) no mesmo ponto. A situação pode ser representada pela Figura 14. Para uma dada qualidade de radiação, T_a depende da profundidade d , e do tamanho de campo r_d em tal profundidade:

$$T_a(d, r_d) = \frac{D_f}{D_{ar}} \quad (22)$$

Para feixes de alta energia a T_a em função da profundidade tem comportamento semelhante ao da PDP, isto é, apresenta buildup e decresce logo em seguida. Quanto menor for o tamanho do campo, menor será a contribuição do espalhamento e por isso o comportamento da T_a após o buildup tende a uma exponencial decrescente. Quando a profundidade d na expressão (22) é igual a profundidade de máximo d_m , o valor obtido para a T_a pode ser chamado de *fator de retroespalhamento* (B).

Historicamente, o fator B era empregado na determinação das doses superficiais nos pacientes, quando se utilizavam raios-x de ortovoltagem, em que o ponto de máxima dose fica próximo à superfície. No entanto, esse conceito é facilmente estendido para radiação de maior energia em que o ponto de máxima dose é mais profundo. Para fótons produzidos em aceleradores de 25 MV o fator B pode ser usado na obtenção de doses a 5 cm de profundidade, por exemplo. De acordo com a Figura 14, o fator de retroespalhamento pode ser escrito da seguinte forma:

$$B = \frac{D_{\max}}{D_{ar}} \quad \text{ou} \quad B = T_a(d_m, r_{d_m}) \quad (23)$$

onde r_{d_m} é o tamanho de campo na profundidade d_m de máxima dose.

Assim como a razão tecido-ar, o fator de retroespalhamento é independente da distância à fonte e depende somente da qualidade do feixe e do tamanho de campo.

IV.2.4. Razão tecido-fantoma¹³ (T_p)

A razão tecido-fantoma (T_p) é utilizada em situações onde avaliar doses no ar se torna impraticável devido à necessidade de uma capa de buildup¹⁴ muito espessa. Geralmente, isso acontece quando se utiliza radiação de alta energia em que o alcance dos elétrons liberados pelos fótons dos feixes é elevado. Assim, a medida de dose no ar é substituída pela medida em um objeto simulador homogêneo, em uma profundidade fixa (d_r). A medida de T_p deve ser feita fixando a distância entre a fonte e o ponto de medida e acrescentando “quantidades de objeto simulador” na frente do feixe, como para T_a . A situação descrita está esquematizada na Figura 15.

Matematicamente, a razão tecido-fantoma pode ser escrita da seguinte forma:

$$T_p(d, d_r, r_d) = \frac{D_B}{D_A} \quad (24)$$

esta quantidade, bem como a razão tecido-ar, não depende da distância da fonte até o ponto de medida, mas sim da espessura de material até o ponto de medida e do tamanho de campo nesta posição.

Figura 15 - Diagrama ilustrando o significado da razão tecido-fantoma, útil para o cálculo da dose absorvida no tecido ou objeto simulador.

¹³ Neste caso, o nome da função dosimétrica foi mantido como descrito na literatura (Johns and Cunningham, 1983; Khan, 1994) onde fantoma se refere a um objeto simulador (ANVISA, 2006).

¹⁴ Capa de buildup é um acessório para câmaras de ionização, usado para garantir equilíbrio eletrônico ou equilíbrio de partículas carregadas. Desta forma é possível relacionar a carga medida com a dose absorvida, obedecendo à teoria de cavidades de Bragg-Gray (Johns and Cunningham, 1983).

T_p é freqüentemente usado para determinar a qualidade dos feixes de raios-X de aceleradores lineares clínicos (IAEA, 1987) e para calcular dose absorvida em um paciente ou objeto simulador.

IV.3. OBJETOS SIMULADORES

Raramente é possível medir distribuições de dose diretamente em pacientes tratados com radiação. Por isso, na maioria dos casos, os dados referentes a estas distribuições são medidos em objetos simuladores. Estes são feitos de materiais equivalentes ao tecido humano, cujas propriedades de absorção e espalhamento simulam, da melhor maneira possível, tecidos biológicos como músculo, osso ou gordura (ICRU30, 1979). Qualquer material usado para simular um particular tecido corporal é chamado de *material substituto de tecido*. Quando um volume de material substituto de tecido é usado para simular interações com a radiação, o volume é usualmente chamado de *fantoma* ou *objeto simulador*¹⁵. O ICRU44 (1988) define alguns tipos de objeto simuladores, de acordo com suas características físicas. O *objeto simulador homogêneo* é feito de um único material substituto de tecido; um simulador homogêneo cúbico com pelo menos 30 cm de lado é chamado de *objeto simulador padrão*, pois é utilizado em situações padrão de medida. Define-se o *objeto simulador de referência* como um objeto simulador homogêneo com características bem conhecidas: geometria, dimensões, composição elementar e densidade de massa. Além disso, está definido o *objeto simulador corporal* ou *antropomórfico* que é heterogêneo e possui o formato do corpo humano (ou parte dele). Possui diversos tipos de materiais substitutos de tecido permitindo simulação de um paciente com respeito à forma, posicionamento, densidade de massa e interações da radiação. Este tipo de objeto simulador está detalhado na seção IV.3.2.

Os parâmetros de calibração utilizados em radioterapia são usualmente medidos em objetos simuladores padrão de água devido à facilidade de manuseio, reprodutibilidade dosimétrica e equivalência a tecidos moles (músculo e vísceras, por exemplo). No entanto, a água acarreta alguns problemas práticos quando usada em conjunto com câmaras de ionização: exceto aquelas que são à prova d'água, todas as outras necessitam de suportes de material equivalente à água para serem inseridas no objeto simulador. Estes problemas têm sido resolvidos com o desenvolvimento de objetos simuladores padrão confeccionados com materiais

¹⁵ De acordo com a portaria da ANVISA (2006).

poliméricos equivalentes à água como os de *água sólida* (Constantinou et al, 1982) ou *água plástica* (Agostinelli et al, 1992). Estes materiais devem possuir *número atômico efetivo*, *densidade eletrônica*, *densidade de massa*, S/ρ , μ_{en}/ρ com valores mais próximos possíveis aos da água para que sua equivalência seja garantida. Em casos de feixes mais energéticos, em que o efeito Compton é predominante, a condição de possuir *densidade eletrônica* semelhante à da água pode ser suficiente. Atualmente, dos materiais comercialmente disponíveis (além da água sólida e da água plástica), também são utilizados objeto simuladores feitos de PMMA, poliestireno, Pespex, Plexiglas entre outros. As suas características são suficientemente constantes para garantir seu uso em dosimetria de feixes de fótons de alta energia e de elétrons.

IV.3.1. Objetos simuladores de água

Dentre as atividades envolvidas na rotina de um serviço de radioterapia, destacam-se medidas feitas com um objeto simulador de água. É muito comum usar este tipo de objeto simulador para adquirir dados do feixe e alimentar os sistemas de planejamento. A aquisição manual dos dados é relativamente lenta de modo que para cada medida deve-se: (i) acionar o feixe; (ii) verificar a dose medida; (iii) modificar a posição de medida. Além de se tornar enfadonho, este processo pode acarretar instabilidade no feixe devido ao liga-desliga do mesmo. Eventualmente, é possível substituir o trabalho manual utilizando um objeto simulador padrão de água *automatizado*. Neste caso a movimentação da câmara de ionização (que é à prova d'água) é controlada por software específico e apresenta alta precisão de posicionamento. Medir com um objeto simulador automatizado garante estabilidade com precisão de 0,5% nas leituras e economia no tempo ao fazer controle de qualidade. É possível encontrar na literatura artigos que descrevem ou sugerem protocolos de controle de qualidade sobre este tipo de objeto simulador, como Mellenberg et al. (1990), por exemplo. A empresa Scanditronix-Wellhöfer fabrica diversos tipos de objetos simuladores automatizados. Como exemplo, na Figura 16 pode-se ver o Blue Phantom. Ele é constituído de uma caixa cúbica de plexiglass com lados de aproximadamente 50 cm e paredes de espessura 15 mm. Ele tem um sistema de trilhos e motores de passo capazes de movimentar a câmara a uma velocidade próxima de 15 mm/s. Vazia, a caixa tem massa de 46 kg e fica apoiada sobre um tanque reservatório. Neste tanque, cabem cerca de 200 litros de água que automaticamente pode ser bombeada para dentro do objeto simulador a um

Figura 16 - Blue Phantom da Scanditronix-Wellhöfer juntamente com o sistema de controle.

comando no software. Finalizando o processo de medida, a água retorna ao reservatório.

IV.3.2. Objetos simuladores antropomórficos

É grande a importância em obter verificações realistas de distribuições de dose utilizando objetos simuladores que possuem propriedades físicas e geométricas semelhantes às de um paciente real. Visando esta necessidade surgiram os *objetos simuladores antropomórficos* (objetos simuladores com forma humana). Eles podem ser constituídos de resinas substitutas de tecido ou de algum tipo de gel rádio-sensível com a mesma característica (Gum et al, 2002). Os objetos simuladores antropomórficos para uso em clínicas e hospitais começaram a ser produzidos comercialmente na década de 60 com a introdução do objeto simulador “RANDO” da *Alderson Research Laboratories*. Kleck (1990) cita em seu trabalho três empresas fabricantes deste tipo de objeto simulador: Kyoto Scientific Specimens Company, Radiology Support Devices Inc. e The Phantom Laboratory Inc.¹⁶. Todos os objetos simuladores contêm esqueleto humano, pulmão simulado e algumas cavidades elementares. Os esqueletos são de pessoas asiáticas e são envoltos numa borracha substituta de tecido mole que é fabricada com diversos componentes

¹⁶ A empresa Alderson Research Laboratories foi vendida em agosto de 1989 para Phantom Production Division of Alderson Research. Esta começou a fabricar o objeto simulador antropomórfico RANDO como sendo Phantom Laboratory (Salem, NY).

Figura 17 - Objeto simulador antropomórfico (ARP) utilizado neste trabalho. Ele foi construído com base nas "Medidas de Homem Padrão" (ICRP23, 1975) e é seccionado

químicos. O objeto simulador RANDO da Alderson (*Alderson Rando Phantom – ARP*, Shrimpton et al, 1981; ICRP23, 1975), como o que foi usado neste trabalho é um tronco com cabeça (sem os membros superiores e inferiores), recoberto com material de densidade $0,985 \text{ g/cm}^3$ e número atômico efetivo de 7,3. Estes valores, baseados nas "Medidas do Homem Padrão" (ICRP23, 1975), representam a composição nominal de gorduras, fluidos, músculos etc. do corpo humano. Os pulmões, moldados na situação expandida de ar, têm o mesmo número atômico, mas densidade de $0,320 \text{ g/cm}^3$. O objeto simulador corresponde a um adulto típico com estatura de 175 cm e peso corporal de 73,5 kg. Está dividido em 36 fatias de 2,5 cm de espessura, numeradas de 0 a 35 em ordem crescente a partir da cabeça. Cada fatia possui pequenos orifícios distribuídos a cada 1,5 cm ou 3 cm, dependendo da fatia, onde podem ser acomodados os dosímetros termoluminescentes usados para fins dosimétricos. Uma foto do objeto simulador ARP pode ser vista na Figura 17.

IV.4. CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

As câmaras de ionização são os instrumentos apropriados para medir exposição e, de maneira geral, devem ter as seguintes características: (i) devem apresentar mínima variação na sensibilidade ou fator de calibração sobre uma grande faixa de energia de fótons; (ii) devem ter volume apropriado que permita medidas na faixa de exposição desejada; (iii) devem apresentar mínima variação na sensibilidade com respeito à direção da radiação incidente; (iv) devem apresentar mínima “fuga” na haste¹⁷; (v) devem ser calibradas contra um instrumento padrão

¹⁷ Uma câmara apresenta fuga na haste quando registra ionização mesmo que o volume sensível não esteja sendo atingido pelo feixe.

em todas as qualidades de radiação de interesse; (vi) devem apresentar mínimas perdas por recombinação iônica¹⁸.

Existem diversos tipos de câmaras de ionização e cada uma possui determinada aplicação. As câmaras condensadoras e as câmaras tipo farmer são geralmente utilizadas em feixes de raios-X que apresentam mínimo gradiente de dose através do volume da câmara, porém não são apropriadas para medidas de dose em superfície. Pelo fato da radiação de baixa energia promover altos gradientes de dose em poucos milímetros de tecido, câmaras especiais foram desenvolvidas. Estas permitem medir doses superficiais sem perturbar significativamente o feixe de radiação. As câmaras de extrapolação e as câmaras de placas paralelas são consideradas câmaras especiais, pois satisfazem estes requisitos.

IV.4.1. Câmara de ionização cilíndrica tipo farmer

A aparência física de uma câmara de ionização do tipo farmer pode ser vista na Figura 18. O protocolo de dosimetria da AAPM (AAPM, 1983) considera que este tipo de câmara pode ser usado em objetos simuladores de água, plástico ou ar. Geralmente, a sua resposta de carga é 10 nC/Gy.

O modelo mais utilizado em radioterapia tem volume interno de 0,6 cm³ e pode ser à prova d'água ou não. O eletrodo interno é de alumínio e têm cerca de

Figura 18 - Aparência física de uma câmara de ionização do tipo farmer de 0,6 cm³.

¹⁸ No caso da tensão na câmara não ser alta o suficiente, ou existirem campos elétricos de baixa intensidade no seu interior, os íons formados podem se recombinar e não contribuir para a carga medida.

21 mm de comprimento por 1 mm de diâmetro. A parede externa tem cerca de 0,45 mm de espessura e é confeccionada em PMMA, grafite ou materiais acrílicos grafitados internamente. As dimensões externas da parte sensível são de aproximadamente 24 mm de comprimento por 7 mm de diâmetro.

Embora a resposta obtida por uma câmara de ionização tipo farmer seja em termos de exposição, ela é amplamente aceita como câmara padrão em dosimetria absoluta (AAPM, 1999). A conversão da sua resposta para dose em uma dada profundidade de água é feita aplicando-se a seguinte expressão (IAEA, 2001):

$$D = M \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (25)$$

onde N_{D,W,Q_0} é o fator de calibração (dado em cGy/nC) da câmara em água usando fótons de ^{60}Co ; k_{Q,Q_0} é o fator de correção que se usa quando o feixe de fótons empregado é diferente de ^{60}Co ; M tem unidade de nC e é obtido pela seguinte expressão:

$$M = L \cdot \varphi \quad (26)$$

onde L é a leitura da câmara, dada em nC ; φ é o fator de correção para temperatura e pressão calculado pela seguinte expressão:

$$\varphi = \frac{760,0}{P_{atual}} \cdot \frac{T_{atual}}{293,2} \quad (27)$$

onde P_{atual} e T_{atual} são a pressão e a temperatura lidas durante as leituras em $mmHg$ e K respectivamente.

De acordo com o protocolo TRS398 (IAEA, 2001), é possível fazer outras correções caso a medida seja feita em situações diferentes da calibração. É possível corrigir a dose por umidade, calibração do eletrômetro, efeito de polaridade da câmara ou mesmo recombinação de cargas.

IV.4.2. Câmara de placas paralelas

Neste tipo de câmara, os eletrodos são dispostos paralelamente entre si e perpendicularmente ao eixo central do feixe. A radiação incide sobre uma fina folha condutora (que funciona como eletrodo superior), atravessa um volume de poucos

Figura 19 - Câmara de ionização de placas paralelas tipo markus (PTW- T23343)

milímetros e atinge o eletrodo inferior. É possível sobrepor placas (de PMMA por exemplo) de espessura suficiente para obter simulação de pequenas profundidades em um tecido. Desta forma, é possível caracterizar com precisão, a região de alto gradiente de dose. Este procedimento torna-se inviável quando se utilizam câmaras cilíndricas, por causa do alto gradiente de dose que surge através da câmara. A Figura 19 mostra uma câmara de placas paralelas do tipo markus, que é especialmente desenhada para dosimetria de elétrons.

IV.4.3. Outros tipos de câmara

Além das câmaras já citadas, existem câmaras desenhadas para fins específicos. Por exemplo, as “mini” câmaras de ionização existem para avaliar perfis de dose. O seu tamanho reduzido proporciona boa resolução espacial, que é especialmente importante na região de penumbra¹⁹ onde existe alto gradiente de dose. Outras regiões de alto gradiente como pico de Bragg ou a porção superficial de objetos simuladores também podem ser bem avaliadas. Câmaras de ionização de tamanho reduzido também podem ser usadas em medidas intracavitárias. De qualquer forma, uma câmara de ionização não pode ser tão pequena, pois deve adquirir carga suficiente para uma resposta confiável.

A câmara “pinpoint” é também uma câmara muito pequena feita para medidas de equipamentos de radioterapia estereotática (estereotática), radiocirurgia ou IMRT. A câmara de reentrância, mais parecida com uma câmara de ionização tipo poço é designada para braquiterapia. De qualquer forma, uma câmara de ionização pode ser selada ou não. No primeiro caso, o interior da câmara não

¹⁹ O termo “penumbra” significa uma região da borda do campo de radiação sobre a qual a dose varia rapidamente com a distância ao eixo central do feixe (ICRU24, 1976) citado em (Khan, 1994).

mantém contato com o meio exterior e assim sua medida não é afetada pelas condições ambientais. Por outro lado, as câmaras não-seladas devem sempre ser corrigidas por temperatura e pressão.

IV.5. DOSIMETRIA COM TERMOLUMINESCÊNCIA

Na radioterapia moderna, o uso de dosímetros TL vem ganhando cada vez mais espaço quando a questão envolve controle de qualidade. Um excelente meio de monitorar o posicionamento de pacientes sujeitos a teleterapia é utilizando TLD. Em medidas *in vivo*, pode-se colocar os dosímetros sobre a pele do paciente, envoltos com material apropriado para promover o equilíbrio eletrônico, na entrada do campo de radiação. Deste modo, é possível verificar a precisão das distâncias envolvidas, principalmente diferenças na distância fonte-pele. A verificação da colimação e das mudanças na intensidade dos feixes clínicos também são parâmetros importantes que podem ser determinados com o uso de TLD.

Em casos de tumor de pulmão, além do TLD posicionado na entrada do campo, pode-se colocar mais um na saída do campo que atravessa o paciente. Isto ajuda na determinação de correções para a densidade reduzida do tecido pulmonar e na melhoria do procedimento de tratamento como um todo.

Com o uso das relações entre a dose na entrada do campo com a dose em profundidade num determinado tecido, o uso de TLD sobre a pele do paciente também pode auxiliar na avaliação da dose total entregue ao tumor durante todo o tratamento.

A incidência de radiação espalhada em órgãos importantes, sob o aspecto da proteção radiológica, como as gônadas, pode ser verificada e avaliada com TLDs. Neste caso a dosimetria TL é conveniente, pois o tamanho, baixa dependência energética e sensibilidade dos dosímetros usados são úteis para avaliar a dose em tais regiões.

Algumas das aplicações mais comuns da dosimetria TL estão envolvidas com o controle de qualidade de equipamentos de radioterapia. Diversos objetos simuladores, como os de água líquida, os de plásticos equivalentes a tecido ou os antropomórficos contendo dosímetros TL posicionados em seu interior, têm sido usados para este fim. Em comparação com os métodos convencionais de dosimetria que empregam câmaras de ionização, o uso de TLD requer menores tempos de irradiação, porém maiores tempos para obtenção dos resultados. Isso ocorre devido aos processos de preparação, tratamento térmico e leitura dos dosímetros. Alguns dosímetros, como é o caso do LiF, são adequados para medidas em objetos

simuladores pois são pontuais e respondem bem para fótons de baixa energia. Isso torna os resultados mais confiáveis numa ampla faixa de dose.

Outra vantagem relacionada com o pequeno tamanho dos dosímetros TL consiste na determinação de doses em cavidades do corpo humano como boca, esôfago, estômago, reto, útero e bexiga. As medidas nestas cavidades têm sido feitas tanto com feixes externos de teleterapia (Yukihara et al, 2005) quanto com radiação intracavitária de braquiterapia (Kirov et al, 1995). Em alguns casos de braquiterapia colocam-se pequenos dosímetros TL dentro de uma agulha metálica que permanece junto ao implante no tecido irradiado. Isso permite avaliar diretamente a dose total entregue ao tecido no fim do tratamento.

Suntharalingam et al. (1967) pesquisou sobre a dependência energética do LiF submetido a fótons de césio-137 e elétrons de 33, 25 e 15 MeV. Ele usou uma fina camada de TLD-100 em pó e concluiu que a resposta dos dosímetros submetidos a tais feixes de radiação era praticamente invariante. Além disso, Almond et al. (1966) mediu dose em profundidade utilizando raios-X de alta energia e percebeu que os resultados obtidos com LiF possuíam boa concordância com os resultados obtidos usando câmara de ionização.

V. GERADORES DE FEIXES CLÍNICOS

V.1. O ACELERADOR LINEAR CLÍNICO

Aceleradores lineares clínicos (CLINACs) são os equipamentos mais utilizados em diversos centros médicos para produzir radiação ionizante para uso terapêutico. Eles produzem feixes de alta intensidade em distâncias relativamente grandes (comparadas com ^{60}Co), não precisam ser trocados com muita frequência e não produzem rejeitos radioativos. Com o avanço da tecnologia computacional, os aceleradores clínicos têm se tornado cada vez mais versáteis, permitindo movimentos complexos com vários graus de liberdade e controle por meio de interface gráfica.

Os elétrons do feixe são produzidos em um “canhão de elétrons” que possui um filamento de tungstênio aquecido. Através de emissão termoiônica, os elétrons são ejetados do catodo e acelerados no tubo acelerador até o anodo. No final do tubo, existem as bobinas defletoras que direcionam o feixe para o alvo apropriado (por exemplo, alvo para produzir raios-X ou folha espalhadora de elétrons). Nos CLINACs de alta energia, as bobinas defletem o feixe de 90° ou 270° . Porém, para aceleradores clínicos de baixa energia, como 4 MV, não há bobinas defletoras, neste caso o feixe já é gerado na direção correta e não há necessidade de defletir-lo.

V.1.1. Aceleração dos elétrons

A aceleração dos elétrons é produzida em um tubo acelerador mantido em vácuo. De maneira geral, este tubo tem diversos anéis concêntricos separados entre si formando cavidades aceleradoras. Supondo que uma onda eletromagnética seja transmitida através deste tubo, a separação dos anéis deve ser de $\frac{1}{4}$ do comprimento de onda como ilustrado na Figura 20(a). Ao longo do eixo central do tubo há um campo elétrico cuja distribuição no instante de tempo $t=0$ é como indicada. No centro da primeira cavidade, o campo elétrico é E para direita; no centro da segunda cavidade o campo é nulo; no centro da terceira cavidade o campo é E para a esquerda; no centro da quarta cavidade o padrão se repete. A cada instante de $\frac{1}{4}$ do período de onda, todo o padrão é deslocado $\frac{1}{4}$ do comprimento de onda para a direita. Um elétron que fosse introduzido na extremidade esquerda do tubo com velocidade próxima a da luz no instante de tempo exato em que o

Figura 20 - (a) Representação esquemática de um guia de onda com uma série de discos igualmente espaçados por $\lambda/4$. O campo elétrico E em várias posições do guia de onda é mostrado em intervalos de tempo de 0, $T/4$, $T/2$ etc. quando a onda progressiva passa pelo guia da esquerda para direita. (b) Mesma representação, exceto pelo fato da onda ser estacionária.

campo elétrico aponta para direita, é carregado através do tubo. O processo é um tanto quanto análogo ao caso de um surfista sendo carregado pela crista de uma onda. Na prática, os elétrons injetados no tubo são mais lentos de modo que os espaçamentos dos discos são reduzidos no lado esquerdo e aumentam à medida que ocorre a aceleração.

Além do tubo de ondas progressivas, os elétrons podem ser acelerados em tubos capazes de produzir ondas eletromagnéticas estacionárias, como na Figura 20(b). Uma onda estacionária é obtida quando duas ondas de mesma amplitude caminham em sentidos opostos no mesmo guia de onda. Na situação de $t=0$, ocorre a superposição das duas ondas. Após $1/4$ do período de onda o campo elétrico ao longo do tubo todo é nulo; após mais $1/4$ do período de onda os campos elétricos estão revertidos com relação à situação inicial. Da mesma maneira, os elétrons somente são acelerados à medida que viajam ao longo do tubo da esquerda para direita. A maioria dos aceleradores clínicos atuais utiliza tubos aceleradores de ondas estacionárias.

As ondas eletromagnéticas usadas dentro dos tubos são geradas pelos chamados *magnetrons*. O magnetron funciona como um oscilador de alta potência gerando pulsos de microondas com frequência de aproximadamente 3000 MHz. Além do magnetron, as microondas podem ser fornecidas por um *klystron*. Por não ser exatamente um gerador, mas um amplificador de microondas, o klystron deve ser usado em conjunto com uma fonte de baixa potência.

A condução de todas as ondas eletromagnéticas é feita por guias de onda com dimensões típicas de $0,6\lambda$ de largura por $0,2-0,5\lambda$ de espessura (Hendee and Ibbott, 1996), onde λ é o comprimento de onda da microonda.

V.1.2. Cabeçote de tratamento

O cabeçote de tratamento consiste de uma blindagem espessa feita de material de alta densidade como chumbo ou liga de chumbo-tungstênio. Nele estão contidos: o alvo de raios-X, o filtro aplainador, a folha espalhadora, a câmara de ionização, colimadores fixos e móveis e a fonte luminosa do sistema de localização. O cabeçote promove blindagem suficiente de modo que a radiação de fuga a 1 m de distância seja no máximo 0,1% do feixe útil.

Muitos aceleradores clínicos são construídos de modo que o cabeçote do equipamento possa girar em torno de um eixo horizontal. Quando o cabeçote gira, o eixo do feixe gira em um plano vertical. O ponto de intersecção entre este plano vertical e o eixo horizontal é chamado de *isocentro*. Este é um ponto fixo e sua distância até o foco de radiação varia de equipamento para equipamento. Na maioria dos aceleradores clínicos, o isocentro está localizado a 100 cm do foco.

V.1.3. Alvo, filtro aplainador e folha espalhadora

Após passar pelas bobinas defletoras, o feixe de elétrons atinge um *alvo de transmissão* para produzir Radiação de *Bremsstrahlung*. Uma vez que fótons de alta energia têm maior fluência concentrada na porção central do feixe, é necessário introduzir um filtro de alta densidade com formato de cone chamado *filtro aplainador*. A função deste filtro é produzir uniformidade espacial na fluência de fótons e por isso, torna “plana” a seção transversal do feixe. O filtro aplainador geralmente é feito de chumbo, no entanto, tungstênio, urânio, aço, alumínio ou combinações destes materiais também têm sido utilizados.

Caso haja necessidade de utilizar feixe de elétrons, o alvo é removido e os elétrons acelerados passam através de uma *dupla folha espalhadora* para produzir uniformidade espacial de fluência. A primeira folha promove ótimo espalhamento de elétrons enquanto a segunda fornece ao feixe determinada planura (da mesma forma que com fótons). A folha dupla é feita de Ta ($Z=73$) coberta com Alumínio.

Figura 21 - Carrossel com filtro aplainador para raios-X de 6MV e folhas espalhadoras para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um acelerador clínico SL25 (Saw, 2002).

Tipicamente, os aceleradores clínicos vêm com diferentes filtros aplainadores para uso em diferentes modos de energia. Os filtros aplainadores e as folhas espalhadoras são fixas em um carrossel (Figura 21) que permite alternância entre os diversos filtros.

V.1.4. Colimação e monitoramento do feixe

Imediatamente abaixo do alvo de raios-X, existe um colimador primário fixo que faz a primeira colimação do feixe de radiação²⁰. Depois de colimado, o feixe passa pelo filtro aplainador. Depois de atravessar o filtro, o feixe aplainado passa através de uma câmara monitora semelhante à mostrada na Figura 22. O sistema de monitoramento consiste de diversas câmaras de ionização ou de apenas uma câmara com múltiplas placas. Geralmente, se utilizam câmaras de transmissão de placas paralelas, embora câmaras cilíndricas também sejam usadas. A função destas câmaras é monitorar a taxa de dose, a simetria do feixe, a dose total e desligar o feixe após completar a dose prescrita. As câmaras usadas devem ser estáveis e possuir alta eficiência de coleta de íons. Geralmente são câmaras seladas, ou seja, pressão e temperatura ambiente não afetam a sua resposta. No cabeçote de tratamento existem duas câmaras monitoras fixas, identificadas como MU1 e MU2. A câmara secundária atua como elemento de proteção, caso ocorra algum defeito com a primária.

²⁰Em unidades antigas, o colimador primário era feito de urânio exaurido.

Figura 22 - (a) localização do filtro de fótons e elétrons no carrossel. (b) Câmara monitora típica. Convém observar que a câmara monitora é fixa no cabeçote do acelerador clínico.

Depois de passar pelas câmaras monitoras, o feixe passa por um sistema de colimação móvel em que blocos de chumbo ou tungstênio provêm abertura retangular com dimensões que vão desde $0 \times 0 \text{ cm}^2$ até $40 \times 40 \text{ cm}^2$ aproximadamente, medida a uma distância de 100 cm do foco do feixe de raios-X. O tamanho do campo de radiação é garantido por um campo luminoso cuja congruência deve ser periodicamente checada. Caso haja possibilidade de movimentar individualmente os blocos colimadores além do eixo central do feixe, diz-se que o acelerador clínico possui *sistema de colimação assimétrica*.

Difícilmente os volumes irradiados têm seção de área retangular, por isso blocos de cerrobend²¹ são introduzidos entre o cabeçote e o paciente para blindar parte do feixe. Assim é possível proteger os tecidos sadios atingindo apenas o volume alvo. A confecção dos blocos protetores além de ser trabalhosa envolve gastos com material e mão de obra. Além disso, é necessário confeccionar conjuntos de blocos diferentes para cada campo de tratamento, entretanto é o modo mais comum de conformar o feixe de radiação ao local desejado.

As unidades mais modernas possuem um sistema de *colimação com multifolhas* (Figura 23). Este sistema consiste de um grande número de lâminas colimadoras feitas com liga metálica de alta densidade e alto número atômico capazes de executar movimentos automáticos e independentes umas das outras. Desta forma, é possível modelar com precisão a geometria do campo de tratamento sem necessidade de confeccionar blocos de cerrobend. Ao longo do feixe, cada

²¹ Cerrobend é uma liga constituída de 50,0% de bismuto, 26,7% de chumbo, 13,3% de estanho e 10,0% de cádmio (Powers et al, 1973). Possui densidade de $9,4 \text{ g/cm}^3$ a 20°C e ponto de fusão de 70°C .

Figura 23 - Colimador de multifolhas sob o cabeçote de tratamento de um acelerador clínico PRIMUS.

lâmina deve ter tamanho suficiente para promover níveis aceitáveis de transmissão (níveis próximos a 1%). Na direção perpendicular ao feixe, as lâminas devem ser suficientemente juntas para evitar formação de vãos que eventualmente não blindam a radiação. Um exemplo de colimador multifolhas é o ModuLeaf da SIEMENS. Especial para tratamentos estereotáxicos que envolvem precisão, o colimador dispõe de 80 lâminas com 2,5 mm de espessura projetado no isocentro e permite campos de no máximo $10 \times 12 \text{ cm}^2$.

Alguns colimadores de multifolha têm lâminas de focalização dupla, isto é, as lâminas formam um cone com seção de choque divergente a partir do foco de radiação e se movimentam sobre uma casca esférica centralizada neste foco. A vantagem por trás das multifolhas com focalização dupla está na obtenção de campos com bordas mais bem delimitadas diminuindo a penumbra. Devido à dificuldade de construção deste tipo de lâmina, é comum encontrar aparelhos com lâminas de bordas arredondadas que possuem movimento perpendicular ao eixo do feixe. A razão para as bordas arredondadas é promover transmissão constante do feixe, sem importar sua posição no campo.

Uma consideração importante sobre o uso dos colimadores de multifolha está relacionada com a conformação entre a região planejada, que é contínua, e a região irradiada, que apresenta irregularidades causadas pela geometria das lâminas. O grau de conformidade entre as duas regiões não depende somente da construção das multifolhas, mas da forma do volume alvo e do ângulo de rotação do colimador.

Existem diversas vantagens que envolvem o uso do colimador de multifolhas: substituição dos custosos blocos de cerrobend; modelamento automático do feixe para tratamento de múltiplos campos; conformação dinâmica do volume enquanto o feixe gira em torno do paciente; modulação da intensidade do feixe permitindo criação de filtros virtuais e IMRT.

V.2. UNIDADES DE ^{60}Co

Usualmente, as fontes de ^{60}Co que integram as unidades de tratamento são constituídas de cilindros, discos ou pequenos pedaços de material depositados em uma cápsula de aço-inoxidável fechada com solda. Esta cápsula é colocada dentro de uma segunda cápsula de mesmo material que também é selada a solda. Este procedimento é importante para evitar qualquer escape de material radioativo.

A fonte de ^{60}Co decai para ^{60}Ni com a emissão de partículas β ($E_{\text{max}} = 0,32 \text{ MeV}$) e dois fótons por desintegração (1,17 MeV e 1,33 MeV). Os fótons γ são os principais constituintes do feixe útil de tratamento. As partículas β são normalmente absorvidas pelo cobalto metálico e pelas cápsulas de aço-inoxidável gerando raios-X. De qualquer forma, estes raios-X (com energias próximas a 0,1 MeV) não contribuem com a dose no paciente, pois, acabam sendo atenuados no material da fonte e cápsula. Eventualmente, o feixe de tratamento pode estar “contaminado” com fótons de energia baixa produzidos pela interação da radiação primária com o material da fonte, com a cápsula de aço-inoxidável ou com o sistema de colimação. Estes componentes de espalhamento contribuem com uma parcela significativa na intensidade total do feixe e também para a heterogeneidade do feixe. Além disso, elétrons são produzidos por estas interações e constituem o que usualmente se chama de *feixe de fótons contaminados por elétrons*.

Segundo Khan (1994), em muitas unidades de ^{60}Co , o cabeçote onde a fonte fica armazenada é constituído de um bloco de chumbo revestido de aço e possui um dispositivo hidráulico para movimentação da fonte. Este dispositivo leva a fonte até uma abertura da qual emerge o feixe útil (Figura 24). Existe, também, uma blindagem adicional feita com liga de metais pesados ou mesmo urânio exaurido que envolve a fonte quando esta permanece na posição “desligado”.

Figura 24 - Diagrama ilustrativo que mostra as principais partes do cabeçote da fonte.

Desde que se começou a utilizar unidades de terapia com fontes radioativas, “ligar” e “desligar” o feixe de radiação sempre foi um motivo de preocupação. Por isso, diversas maneiras de movimentação da fonte foram desenvolvidas para que o objetivo fosse alcançado. Dos mecanismos para acionamento da fonte, destacam-se os obturadores metálicos de alta densidade, rodas giratórias, pistões hidráulicos e barramentos com rosca. Todos os métodos mencionados incorporam dispositivos de segurança que retornam automaticamente a fonte para a posição “desligado” no caso de falta de energia. Detalhes sobre estes mecanismos podem ser encontrados em Johns (Johns and Cunningham, 1983) e Khan (Khan, 1994).

Da mesma forma que em alguns aceleradores clínicos, o campo de radiação proveniente de diversas unidades de terapia com ^{60}Co também apresenta penumbra. A *penumbra de transmissão* aparece quando os blocos colimadores não possuem divergência na abertura, sendo paralelos ao eixo central do feixe. A *penumbra geométrica* está relacionada principalmente com a não pontualidade da fonte de radiação.

Algumas unidades de tratamento com ^{60}Co estão equipadas com *aparadores de penumbra*. Estes aparadores consistem de barras de metal de alta densidade e alto número atômico cuja função é atenuar o feixe na região da penumbra e tornar as bordas do campo mais bem definidas.

De qualquer forma, a distribuição de dose no interior de um paciente apresenta penumbra que é composição da penumbra de transmissão, da penumbra geométrica e do espalhamento da radiação. Esta recebe o nome de *penumbra física*. Na prática, o que se faz nos tratamentos é minimizar a penumbra física para que a dose permaneça mais bem delimitada no volume alvo. Mais detalhes podem ser encontrados na seção VI.2.

VI. PLANEJAMENTO E TRATAMENTO

O plano ou planejamento do tratamento refere-se ao processo de inferir uma distribuição de doses que seja aceitável, visando maximizar a dose no volume alvo de um paciente submetido ao tratamento radioterápico e minimizar a dose nos tecidos normais que também são irradiados. Isto envolve a própria seleção de energia e orientação do feixe, inclusão de modificadores de feixe e o desenho dos campos de tratamento. No passado, o planejamento era feito manualmente. O cálculo de todas as isodoses era demorado e correções de irregularidades superficiais ou de heterogeneidades de tecidos raramente eram calculadas. Com a evolução dos computadores, estas tarefas foram sendo substituídas por cálculos computacionais mais rápidos e precisos. Os sistemas de planejamento requerem que os dados do paciente (como, por exemplo, o contorno do corpo ou imagens de CT) sejam inseridos para que os cálculos sejam executados.

O planejamento deve ser feito sempre que o paciente inicia seu tratamento e também quando a geometria do paciente se altera (por exemplo, quando o paciente emagrece, engorda ou quando o tumor reduz de tamanho) por motivo do curso do tratamento. Quando é necessário fazer mais de um planejamento, fala-se de tratamento em diversas fases. A cada novo planejamento tem-se uma nova fase. O planejamento começa com a coleta de dados do paciente, dados que incluem o contorno do corpo e estruturas anatômicas. Em seguida, a partir das imagens diagnósticas do paciente, o médico desenha o volume do tumor e fornece uma margem de segurança, definindo um volume que o engloba. Esta margem é usada como garantia de que toda a porção palpável da neoplasia e suas ramificações sejam tratadas. Estruturas críticas que possuem limitação de dose também podem ser desenhadas para controle.

O planejamento envolve o cálculo da distribuição de dose sobre os dados do paciente considerando campos de radiação advindos de diferentes direções e visando o tumor como alvo. Não existe um limite para a quantidade de campos usados na irradiação do volume alvo. Em geral, quanto mais campos são usados, maior é a concentração de doses em sua interseção, poupando os tecidos sadios, porém, isso aumenta o volume irradiado (ICRU62, 1999). Além disso, é possível usar compensadores e filtros para melhorar a distribuição de dose. Tipicamente, cada plano é avaliado através do histograma dose-volume e refeito caso haja necessidade (ver seção VI.4.2).

Depois que um plano aceitável for obtido, encaminha-se o paciente para o simulador²². Nesta etapa o paciente é acomodado na posição de tratamento e são tiradas radiografias de controle em cada entrada de campo, simulando o tratamento planejado. Desta forma é possível garantir o bom posicionamento e validar o tratamento. Assim que a simulação estiver completa, o tratamento pode ter início. Durante o curso do tratamento, são tiradas radiografias com o feixe do próprio acelerador. Estas radiografias são chamadas *portais* e apresentam má qualidade diagnóstica, justamente pelas energias envolvidas serem maiores e haver ocorrência predominante de efeito Compton no corpo do paciente²³. As radiografias portais são feitas para que se tenha maior controle do posicionamento do paciente e se dificulte a ocorrência de erros grosseiros durante o tratamento.

VI.1. AQUISIÇÃO DE DADOS DO PACIENTE

Para que um planejamento seja feito, é necessário ter em mãos os chamados dados do paciente. Estes parâmetros definem contorno externo, estruturas e composição internas perante sistemas computacionais.

Existem diversas técnicas usadas para adquirir os dados do paciente. É possível, por exemplo, adquirir o contorno externo usando dispositivos simples como fios flexíveis de metal, estruturas em formato de bastão, dispositivos eletromecânicos e tiras flexíveis para molde. Deve-se modelar o contorno do paciente usando tais instrumentos, fazer marcas de referência com ajuda dos lasers de posicionamento e cuidadosamente transferir a forma obtida para um papel gráfico. O contorno desenhado é então digitalizado e inserido no sistema de planejamento para que os cálculos sejam concluídos.

Além do contorno externo, atualmente é possível obter dados mais completos, incluindo imagens anatômicas de alta definição e informações funcionais de estruturas dos pacientes. Nestes casos, os dados são imagens obtidas com radiografias diagnósticas, ressonância magnética (MRI), tomografia computadorizada (CT) e tomografias por emissão de pósitrons (PET).

²² Um simulador é um equipamento isocêntrico dotado de fluoroscopia e capaz de produzir radiografias com qualidade diagnóstica. Possui o aspecto físico de um acelerador linear clínico com cabeçote, colimadores, movimentos de mesa, lasers de posicionamento, indicador luminoso de campo, idênticos a uma unidade de tratamento, mas o feixe é produzido por um tubo convencional.

²³ De modo geral, sabe-se que a qualidade de uma imagem com propósitos diagnósticos está relacionada com a ocorrência de efeito fotoelétrico no corpo humano. Neste caso, tecidos com densidade ou número atômico elevados absorvem mais radiação e impedem que ela atinja o filme fotográfico produzindo um contraste com estruturas vizinhas que tenham menor densidade ou menor número atômico.

Utilizando unidades de raios-X diagnóstico, é possível obter radiografias das incidências dos campos desejados para que a geometria do tumor seja identificada e blocos de cerrobend sejam individualmente confeccionados. Nesta etapa, o paciente é imobilizado e posicionado usando o sistema de fluoroscopia. Radiografias ortogonais são tiradas e revisadas para estabelecer a posição relativa do feixe no alvo e estruturas anatômicas do paciente. Uma vez que a orientação do feixe se torna aceitável, a posição do paciente é registrada. Os blocos que definem o tamanho do campo de tratamento são desenhados no filme e digitalizados no sistema de planejamento.

O CT usado para planejamento dos pacientes deve possuir um sistema de lasers para verificação do posicionamento e a mesa plana, semelhante à mesa de tratamento radioterápico. Nos casos em que a mesa é côncava, é possível corrigi-la com uma placa de madeira ou outro material que não cause distorção da imagem. A aquisição da tomografia pode ser feita com acessórios de imobilização, desde que não criem artefatos na imagem e respeitem o diâmetro útil do aparelho, que em geral é da ordem de 50 cm.

É possível utilizar o CT para sistemas de planejamento bidimensional ou tridimensional. No último caso, os dados do pacientes são exclusivamente adquiridos com base em uma série de imagens de CT tomadas com pequeno espaçamento entre os cortes, tipicamente 3 mm ou 5 mm. Em casos especiais, imagens obtidas por outras técnicas como MRI, podem ser fundidas com as imagens de CT para delimitar com mais clareza as estruturas anatômicas ou a região a ser tratada. Também existe a possibilidade de fundir imagens anatômicas (CT e MRI) com imagens funcionais incluindo PET e SPECT. Além de aumentar a informação fornecida por cada modalidade separadamente, este tipo de fusão pode ser essencial para cirurgia e planejamentos de radioterapia (Pietrzyk et al, 1996).

VI.2. CURVAS DE ISODOSE

Como discutido na seção IV.2.2, a PDP é uma das funções mais utilizadas para se avaliar doses internas em radioterapia. Porém, como um feixe de radiação produz distribuições tridimensionais de dose no meio irradiado, a PDP não é suficiente para caracterizá-lo. Desta forma, definem-se as chamadas *curvas de isodose*. Estas consistem em linhas que unem pontos de mesma dose em um meio irradiado e possibilitando representar variações de dose em um plano ou volume.

Em geral, as curvas de isodose são desenhadas com intervalos regulares de dose e expressas como uma porcentagem da dose de um local de referência.

Um *mapa de isodose* para um dado feixe consiste em uma família de curvas de isodose geralmente representadas com incrementos iguais de PDP e indica a variação na dose como função da profundidade e da distância transversal do eixo central (Figura 25). Examinando os mapas de isodose, é possível verificar que na região próxima às bordas do campo (região onde a dose cai rapidamente com a distância lateral a partir do eixo central) forma-se uma penumbra que depende, entre outros fatores, do tamanho da fonte de radiação e da sua distância à superfície. O aparecimento desta penumbra também decorre da gradual diminuição da quantidade de material espalhador atingida pelo campo. Desta forma, comumente esta região recebe o nome de *penumbra física* e está delimitada tipicamente entre as curvas de isodose de 90% e 20% na profundidade de máxima dose. Fora dos limites geométricos do feixe e da penumbra, a variação da dose é resultado da radiação espalhada pelo tecido e espalhada pelo sistema de colimação.

A Figura 26(a) mostra a variação de dose através do campo para uma dada profundidade. Esta representação do feixe é conhecida como *planura de dose*. É importante observar que o tamanho do campo é definido pela curva de isodose de 50% em um plano na profundidade de referência.

Figura 25 - Mapas de isodose: à esquerda, feixe de 200 kV, HVL de 1,5 mmCu, DFS de 50cm, tamanho de campo de 5x7 cm²; ao meio, feixe de ⁶⁰Co, DFS de 80cm, tamanho de campo de 6x6 cm², à direita, feixe de 25 MV, DFS de 100 cm, tamanho de campo de 6x6 cm² (Johns and Cunningham, 1983).

Figura 26 - (a) Perfil de dose em profundidade mostrando variação da dose através do campo. Feixe de ^{60}Co , DFS de 80 cm, profundidade de 10 cm, campo na superfície de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. As linhas tracejadas delimitam o campo geométrico a 10 cm de profundidade. (b) Corte transversal de uma distribuição de isodose em um plano perpendicular ao eixo central. Os valores de isodose estão normalizados para 100% no centro do campo (Khan, 1994).

Outra maneira de representar a variação de dose através do campo é pelas curvas de isodose em um plano perpendicular ao eixo central, como mostrado na Figura 26(b). O campo luminoso do acelerador clínico deve ser coincidente com as linhas de isodose de 50% em um plano à profundidade de referência.

Os mapas de isodose podem ser medidos com o auxílio de câmaras de ionização, detectores de estado sólido ou filmes radiográficos. Dentre os métodos citados, destaca-se a câmara de ionização, principalmente por apresentar fraca dependência energética e ter boa precisão. Quaisquer dos objetos simuladores apresentados na seção IV.3 podem ser utilizados para medir os mapas de isodose, porém a água é o meio mais utilizado. Utiliza-se, na maior parte das vezes, o objeto simulador padrão de água descrito na seção IV.3.1 para efetuar tais medidas.

Dentre os fatores que afetam a distribuição das isodoses, estão: a qualidade de radiação, o tamanho da fonte, o DFS, o sistema de colimação, o tamanho do campo e a colocação de eventuais filtros (por exemplo, filtro tipo cunha). Da mesma forma que a PDP, as distribuições de isodose dependem da energia do feixe incidente de modo que uma dada curva de isodose é tão mais profunda quanto maior for a energia do feixe. As bordas do campo também são afetadas pela qualidade do feixe. Grandes espalhamentos laterais estão associados a feixes de baixa energia que provocam descontinuidades e abaulamentos nas curvas assim como visto na Figura 25. Em outras palavras, o feixe tem maior definição para altas energias e isso reflete, inclusive, na redução do tamanho da penumbra geométrica. É evidente que a formação de uma penumbra modifica a distribuição de isodoses

pois a dose não se restringe aos limites do campo, sendo mais dispersa quanto maior for a penumbra. O tamanho da fonte e o DFS afetam diretamente o tamanho da penumbra sendo que o DFS também afeta a porcentagem de dose em profundidade acarretando alterações na profundidade das curvas de isodose.

O sistema de colimação dos CLINACs tem grande influência no formato das curvas de isodose. Um exemplo típico é o filtro aplainador usado em feixes de fótons de alta energia para modelar o perfil da curva de isodose. Sem este filtro, as curvas de isodose teriam formato cônico, mostrando claramente o aumento da intensidade no eixo central do feixe com rápida diminuição na direção transversal.

O perfil das isodoses para ^{60}Co torna-se mais curvo à medida que o campo aumenta de tamanho. A razão para este efeito é a redução progressiva da radiação espalhada com o aumento da distância ao eixo central bem como a obliquidade do feixe primário incidente. Este efeito torna-se importante, por exemplo, em irradiações de medula espinhal, onde os campos devem ser suficientemente grandes para atingir a coluna toda. Frequentemente, filtros especiais do tipo cunha são colocados no caminho do feixe para que a distribuição de dose seja modificada.

VI.3. CONFIGURAÇÕES E ARRANJOS DE CAMPOS

As doses terapêuticas prescritas pelo médico são geralmente aplicadas nas curvas de isodose que melhor englobam o volume a ser tratado. O local de máxima dose fornecida por um único campo é sempre próximo à superfície ou alguns centímetros abaixo dela e por isto, raramente se faz tratamento com uma só incidência do feixe, exceto em casos de tumores superficiais. O tratamento para a maioria dos tumores requer combinação de dois ou mais campos para que haja distribuições de dose aceitáveis no tumor e nos tecidos normais ao seu redor. Cada configuração tem sua característica, porém quanto maior a quantidade de campos utilizados no tratamento, maior é a dose que pode ser aplicada no tumor poupando os tecidos sadios.

As curvas de isodose obtidas para arranjos que envolvem mais de um campo são resultados da soma pontual dos valores de dose. Tipicamente, as curvas são normalizadas em um ponto de interesse (ponto de máxima dose, isocentro etc.) para que a prescrição seja feita.

Se a direção dos campos incidentes forma um ângulo de 180° , nomeia-se o arranjo como *campos paralelo-opostos*. Tipicamente é possível utilizar filtros tipo cunha quando o ângulo entre as incidências não é 180° ou quando a incidência paralela-oposta não é perpendicular à pele do paciente. O arranjo paralelo-oposto é

caracterizado pela extensão na uniformidade da dose ao longo do eixo do feixe e pelo formato de “ampulheta” formado pela distribuição de dose. Observando esta distribuição, obtém-se como regra geral que a dose ao longo do paciente é maior próximo a entrada de cada campo do que no centro do paciente para a maioria das energias de fótons empregadas na radioterapia. Atualmente utiliza-se a configuração paralela-oposta em tratamentos de pulmão e câncer de mama, por exemplo.

A técnica que emprega três campos se torna menos nociva para os tecidos sadios porque é possível obter intensidade máxima com uniformidade adequada no centro geométrico dos campos e grande decréscimo de dose para regiões circunvizinhas. Como já foi mencionado, dois campos angulados geralmente requerem uso de filtros tipo cunha para obtenção de distribuição de dose uniforme. A mesma uniformidade pode ser obtida usando um terceiro campo, em substituição à cunha, contanto que os três campos estejam igualmente espaçados em torno do alvo. A utilização de três campos é bastante comum para tratamento de tumores de laringe e pâncreas em que se deseja poupar a medula espinhal.

Quanto maior a quantidade de campos empregados, mais localizada é a distribuição de dose. A utilização de múltiplos campos é usada em situações cujo tumor fica cercado por órgãos de risco. A relação entre a dose máxima próxima à pele e a dose máxima no cruzamento dos campos, diminui com o aumento da energia do feixe de fótons. A razão pode ser diminuída de 70% para algo em torno de 50% apenas mudando o tratamento de ^{60}Co para raios-X de 25 MV em um caso típico de tumor pélvico. Utilizam-se quatro ou seis campos em tratamentos de tumores localizados na porção central do paciente como região pélvica, por exemplo.

É importante ressaltar que dependendo do caso em que se encontra o paciente é possível planejar seu tratamento com arranjos de campos completamente diferentes dos citados anteriormente. Campos advindos de diversas direções, coplanares ou não, são usados quando a região tratada possui muitos órgãos radiosensíveis em que se deseja reduzir a dose neles depositada.

VI.4. SISTEMAS DE PLANEJAMENTO

VI.4.1. Sistema de planejamento tridimensional

No passado, o planejamento do tratamento de um paciente era bidimensional baseado em dados do campo mapeados em um simples papel e os cálculos de dose

restritos ao plano central do tumor. Assim que o computador se tornou acessível este método manual foi substituído pelo sistema de planejamento computadorizado. Com o início da utilização do CT, tornou-se fácil inserir os dados do paciente no sistema e a partir disto efetuar o planejamento. Atualmente, CT's helicoidais estão disponíveis para adquirir dados do paciente com fatias espaçadas de 2 a 5 mm e maior rapidez. Além disso, o algoritmo de cálculo de dose foi se tornando cada vez mais sofisticado a ponto de levarem em conta estruturas internas e heterogeneidades dos tecidos. Novos outros recursos foram criados para permitirem visualização tridimensional exata da geometria do paciente para fins de planejamento e cálculo de dose.

Atualmente, o sistema de planejamento é capaz de reconstruir um *paciente virtual* a partir dos dados de CT para o plano do tratamento. Esta reconstrução é facilitada com o uso de técnicas de auto-contorno; um algoritmo que identifica os números de CT automaticamente e desenha o contorno de estruturas anatômicas. O sistema de planejamento tridimensional desenha o volume tumoral e os órgãos críticos no paciente virtual para facilitar a visualização. Com o paciente virtual, também é possível simular as diversas incidências de campo que se deseja utilizar no tratamento e este procedimento é chamado de *simulação virtual*. A simulação virtual permite ajustar os parâmetros de posicionamento envolvidos no tratamento como ângulo do cabeçote, ângulo dos colimadores e movimento da mesa de tratamento. Além disso, as direções dos campos bem como seus respectivos tamanhos podem ser ajustados para otimizar a deposição de dose no tumor e poupar tecidos normais. As ferramentas deste sistema também permitem que através da visualização tridimensional seja possível mostrar os tecidos englobados por determinadas curvas de isodose. O *beam's-eye view* (visão do feixe) é uma ferramenta que se refere à visualização do tumor por um observador localizado na fonte de radiação. Ele revela a exata geometria do campo de tratamento bem como a região irradiada e as bordas do campo. Além disso, esta ferramenta é muito útil na confecção dos blocos colimadores de cerrobend e na identificação do alvo e de estruturas de risco que eventualmente possam estar sendo atingidos pelo feixe. A projeção da imagem de CT reconstruída no plano do feixe é chamada *radiografia reconstruída digitalmente* e é usada na comparação com radiografias portal, sem necessidade de utilização do objeto simulador.

O uso do sistema de planejamento tridimensional permite a implementação da *radioterapia conformacional*. Esta modalidade de radioterapia implica no uso de diversos campos colimados com blocos de cerrobend ou colimadores multifolha a

fim de obter distribuições de isodose que se amoldam à forma do volume que se deseja tratar.

Com o advento da capacidade de geração de distribuições de dose tridimensionais, um método alternativo de avaliação de doses teve que ser introduzido. O método de quantificação do tratamento é feito através do *histograma dose volume* (Figura 27).

No sistema de planejamento, o histograma dose volume é criado inicialmente pela divisão da distribuição de dose em uma grade tridimensional. Considera-se que o tamanho da grade ou seu elemento de volume é pequeno de modo que a dose em seu interior é constante. Os elementos de volume são reagrupados de acordo com a dose por eles recebida e assim é possível montar o histograma. O gráfico das frações do volume que recebem cada dose é chamado de *histograma dose volume diferencial*. Se o volume é integrado até determinada dose, o histograma é chamado *histograma dose volume cumulativo*.

O histograma dose volume fornece um meio de condensar uma grande quantidade de dados em um simples gráfico. Este histograma é uma ferramenta que auxilia na identificação rápida da presença de pontos quentes e pontos frios na distribuição de dose. Ele também oferece um meio de comparar diferentes planos de tratamento através da observação da quantidade de dose depositada no volume em cada plano. Uma vez que o histograma dose volume descarta informações espaciais,

Figura 27 - Exemplo de histograma dose volume para tratamento de tumor de próstata. Neste exemplo pode-se verificar que uma grande parte do volume do alvo (95% da próstata) recebe dose máxima uniforme enquanto parede do reto e outras estruturas têm muito menos tecido recebendo níveis altos de dose.

o controle do planejamento não deve ser feito apenas usando o histograma, mas sim com a união de todo o conjunto computacional.

VI.4.2. Sistema de planejamento inverso

Recentes avanços na tecnologia computacional têm levado à introdução do *sistema de planejamento inverso*. O princípio deste tipo de planejamento consiste na possibilidade de especificação de doses em todas as estruturas. O sistema de planejamento realiza uma procura sistemática por um plano que satisfaça as condições de dose predeterminadas para volumes alvo e volumes críticos.

Devido à característica física envolvida no processo de interação da radiação com a matéria, nem sempre todas as condições são alcançáveis. Uma vez que a otimização do plano é feita computacionalmente, o sistema informa ao usuário o resultado da iteração por meio da chamada *função objetiva*. Quanto menor é o valor desta função, melhor é o plano que se tem em mãos.

Em princípio, um planejamento inverso necessita de dados CT do paciente, definição do alvo e de estruturas críticas e ponderações relativas designadas para cada condição adicionada. O computador então criaria uma distribuição de dose utilizando diversos tamanhos de campo com direções variadas. Depois que a distribuição de dose é criada, o sistema calcula a função objetiva. Um método iterativo é iniciado pela determinação de outra distribuição de isodose usando outras configurações de campo. O processo cessa quando se obtém o menor valor possível da função objetiva. Uma vez que o sistema de planejamento inverso é baseado na satisfação das condições inseridas, a possibilidade de entrega de dose com intensidade variável só é possível com a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) usando colimadores de multifolha, descritos na seção V.1.4.

VI.4.3. Algoritmos de cálculo

Os algoritmos para cálculo de dose são componentes fundamentais nos sistemas de planejamento (TPS). Estes módulos são responsáveis pela apresentação da dose a ser depositada no paciente e podem estar ligados à sincronização do feixe e dose monitor (MU). Ao longo do tempo, estes algoritmos têm se desenvolvido, partindo de cálculos simples envolvendo geometrias bidimensionais até cálculos 3D mais complexos, cujos modelos podem, inclusive, considerar a radiação espalhada nos volumes de interesse.

Existe uma infinidade de algoritmos de cálculo implementados nos TPS, os quais estão em processo de constante desenvolvimento. Devido aos avanços

computacionais, hoje é possível ter acesso a máquinas cada vez mais potentes e velozes, capazes de executar cálculos complexos em tempos reduzidos.

Grande parte dos TPSs produzem distribuições de dose baseadas em dados experimentais relativos à água. O sistema manipula os perfis de PDP obtidos para uma série de campos quadrados e estabelece uma relação direta entre a geometria destes campos e aqueles definidos para o tratamento. Os conjuntos de dados inseridos no TPS contam com matrizes bidimensionais contendo valores de PDP para cada profundidade, para o eixo central e para locais fora do eixo. Para tornar o cálculo mais rápido, os valores de PDP são interpolados ao longo de uma linha, respeitando a convergência do campo a partir da fonte. Desta forma, o sistema compõe campos e constrói distribuições de dose interna a partir do contorno externo do paciente.

Cada algoritmo de cálculo tem sua peculiaridade, sendo aplicável em situações distintas dependendo do tratamento. Muitos destes algoritmos trabalham com uma série de aproximações, como por exemplo, separando o feixe incidente em uma parcela primária e outra espalhada. Esta estratégia permite a manipulação individual de cada componente, otimiza o cálculo e permite incluir modificações de espalhamento causadas, por exemplo, por mudanças no formato de campo, na intensidade do feixe, na geometria do paciente, por presença de heterogeneidades etc.

O método de *Monte Carlo*, ou técnica de amostragem randômica, é um código usado para gerar distribuições de dose seguindo o trajeto completo de uma grande quantidade de partículas, assim que elas emergem da fonte de radiação, contabilizando as diversas interações que ocorrem fora e dentro do paciente. Esta técnica permite modelar com exatidão os fenômenos físicos que envolvem a interação da radiação com a matéria e leva em conta diversos aspectos, como geometria dos CLINACs, presença de dispositivos para modelagem do feixe (blocos de cerrobend, colimadores de multilâminas, filtros etc.) e irregularidades ou heterogeneidades dos pacientes. Para obter resultados com estatística suficiente, é necessário simular um número grande de partículas levando em conta todos estes fenômenos físicos. A aplicação deste código ainda não é uma realidade nos centros de radioterapia, pois o método requer supercomputadores com alto desempenho de processamento. Assim que for possível reduzir o tempo de cálculo por planejamento, para algo em torno de alguns minutos, é natural que este código se torne o mais utilizado.

O *collapsed cone* é um algoritmo introduzido por Ahnesjö (1989) capaz de realizar cálculos que fornecem resultados muito próximos da realidade, tomando como referência o Monte Carlo (Carrasco et al, 2004). Basicamente, o algoritmo considera toda a energia depositada em elementos de volume presentes em cones coaxiais de iguais ângulos sólidos e transporta o valor para o eixo central, considerando atenuação. O algoritmo utiliza sementes²⁴ polienérgicas calculadas a partir do espectro do feixe, usando um banco de dados de sementes monoenergéticas. Espectros de feixes clínicos dificilmente são mensuráveis, mas Ahnesjö e Andreo (1989) propuseram um método baseado no espectro do PDP medido em água. Utilizando métodos de convolução e superposição, o *collapsed cone* pode expressar a dose em qualquer ponto do meio como a soma dos componentes primários e secundários da radiação. Além disso, o código também leva em conta mudanças locais na fluência da radiação primária e mudanças na difusão de energia devida ao espalhamento local, causado pela presença do paciente e geometria do feixe (IAEA, 2005). A implementação do *collapsed cone* nos sistemas de planejamento, permite que os cálculos sejam feitos sobre os números de CT da imagem, relacionando a dose depositada com a densidade eletrônica do tecido, obtendo assim a correção da dose para heterogeneidades.

O *pencil beam* é comum em cálculos envolvendo elétrons, mas também tem sido usado para fótons (Knöös et al, 1994; Knöös et al, 1995). Nesta técnica, utiliza-se um objeto simulador e os valores de dose em cada ponto são somados ao longo de uma linha para obter um feixe fino ou distribuição de dose tipo lápis. Pela integração destes feixes sobre a superfície do paciente, levando em conta as mudanças na intensidade primária e modificações no formato de cada feixe tipo lápis com a profundidade e densidade dos tecidos, uma distribuição de dose pode ser criada. O *pencil beam* é um algoritmo que trabalha em espaço tridimensional, suficiente para manipular formatos irregulares de campos de radiação incidentes em um paciente heterogêneo. Segundo Ahnesjö et al (1992), este algoritmo é orientado pontualmente e isso torna o cálculo mais rápido que os algoritmos de convolução-superposição. O mesmo autor mostra que feixes de tratamento podem ser caracterizados com grande exatidão a partir da combinação de resultados usando Monte Carlo e distribuições de dose medidas na água e estes dados são usados para obter sementes analíticas do *pencil beam*. A correção da dose para heterogeneidades, no caso do *pencil beam*, também é feita sob os números de CT.

²⁴ São chamados de sementes os dados usados para iniciar o cálculo de um algoritmo.

O algoritmo de *Batho* foi proposto em 1964 (Batho, 1964), como tentativa de corrigir doses modificadas pela presença do pulmão em radioterapia com ^{60}Co . A idéia inicial consistia em usar razão tecido-ar (TAR) para obter os fatores de correção desejados, no entanto, limitações no método original fizeram com que modificações do método fossem propostas (Wong and Henkelman, 1982). A nova formulação, que está presente nos TPSs atuais, resulta em cálculos baseados nas diferenças de atenuação que o feixe primário sofre em um tecido, em comparação com a água. Apesar de permitir cálculo em situações com multicamadas de tecido, o método de Batho subestima a correção quando a densidade eletrônica do tecido (comparada com a água) é menor que 1, e superestima a correção caso contrário.

VI.5. TERMINOLOGIA

Descrever a deposição da dose em pacientes submetidos a tratamentos radioterápicos pode ser um assunto complexo. Desta forma surgiram documentos específicos que contêm parâmetros claros e bem definidos além de conceitos não ambíguos sobre a deposição de dose, visando padronizar uma linguagem e permitir a comparação de dados entre os centros de oncologia. A Comissão Internacional de Unidades em Radiação e Medidas (ICRU50, 1993; ICRU62, 1999) produziu uma série de documentos sobre o assunto. Foram feitas recomendações sobre a descrição dos volumes de tratamento e os mais importantes são discutidos em seguida, seguindo a Figura 28.

O GTV do inglês *Gross Target Volume*, se refere à parte bruta palpável do tumor, ou seja, seria a extensão visível do tecido anormal. O GTV consiste em um tumor primário, um linfonodo metastático ou outra metástase. Se o tumor for removido, não é possível definir o GTV. Seu formato, tamanho e localização podem

Figura 28 - Representação gráfica dos volumes de interesse assim como definido no ICRU 50 e 62. (IAEA, 2005).

ser obtidos por diversas técnicas diagnósticas compatíveis com o estágio tumoral.

O CTV do inglês *Clinical Target Volume*, se refere a um volume de tecido que engloba o GTV e/ou microscópicas ramificações malignas que devem ser eliminadas. Como definido, o CTV é baseado em princípios clínicos assim como o GTV. Este volume deve ser tratado adequadamente a fim de alcançar o objetivo da terapia.

O ITV do inglês *Internal Target Volume* consiste do CTV acrescido de uma margem interna, definida para que seja levado em conta variações de tamanho e posição do CTV, relativo a uma posição de referência, geralmente definida pela anatomia óssea do paciente.

O PTV do inglês *Planning Target Volume* é um conceito geométrico usado no planejamento do tratamento. É definido para auxiliar na seleção do tamanho de campo e arranjo de feixes. O PTV deve levar em conta todas as possíveis variações geométricas do tratamento, incluindo movimentação de órgãos e incerteza no posicionamento do paciente. Dessa forma é possível garantir que a dose prescrita seja absorvida no CTV.

O *Volume Tratado* se refere ao volume englobado por uma superfície de isodose específica. A superfície de isodose é selecionada e especificada pelo médico oncologista a fim de alcançar o objetivo da terapia.

O *Volume Irradiado* se refere ao volume de tecido que recebe quantidade de dose considerada significativa em relação à tolerância normal do tecido. O tamanho e a geometria deste volume dependem da técnica usada para o tratamento.

Os *Órgãos de Risco*²⁵ são volumes de tecidos normais cuja sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente no planejamento do tratamento e/ou dose prescrita. Os órgãos de risco são divididos em três classes: (i) órgãos cuja exposição à radiação pode ser fatal ou causar séria morbidade; (ii) órgãos cuja exposição à radiação causam morbidade moderada; (iii) órgãos cuja exposição à radiação não causam morbidade significativa.

Ao lado das descrições dos volumes, descrições das doses também são sugeridas: *Dose Máxima*, *Dose Mínima*, *Dose Média*, *Dose Mediana* e *Dose Modal*, definidas pela estatística de dose no interior do volume. Dentre as definições de dose existe também o conceito de *Ponto Quente*. O ponto quente representa uma região fora do PTV que recebe doses maiores que as doses prescritas para o PTV (maiores que 100%). O ponto quente pode ser considerado significativo se seu

²⁵ Segundo ANVISA (2006), estes volumes são chamados de OAR.

diâmetro for maior que 15 mm ou ocorre em órgãos pequenos como olhos ou nervo óptico.

VII. MATERIAIS E MÉTODOS

VII.1. OBJETO SIMULADOR PARA MEDIDAS DE DOSE EM ÁGUA

Um objeto simulador de água para irradiação com fótons, pertencente ao Laboratório de Dosimetria (Figura 29) foi usado neste trabalho. O objeto simulador consistia de uma caixa metálica com lados de aproximadamente 40 cm e parede frontal de poli(metil-metacrilato) (PMMA), dotado de um suporte para câmara de ionização com sistema manual de movimentação. Na parede frontal havia uma janela mais fina, de mesmo material, para incidência de feixes horizontais. A espessura desta janela deve ser mínima para que não haja perturbação significativa do feixe primário e assim tratar a superfície como sendo propriamente de água. A janela deste objeto simulador tinha área de 11,5 cm por 13,5 cm com espessura de 1,5 mm, limitada às espessuras de chapas disponíveis no mercado²⁶.

Na parte superior do objeto simulador, havia um sistema de trilhos para movimentação do detector (Figura 30). A obtenção de doses era feita por câmaras de ionização do tipo farmer de 0,6 cm³, inseridas em um suporte de PMMA (Figura 31). Este suporte proporcionava rigidez no posicionamento e proteção caso a câmara não fosse à prova d'água. O suporte foi confeccionado para que hovesse mínima espessura de material principalmente na região próxima à parede da câmara (1 mm

Figura 29 - Foto do objeto simulador com água com indicações das peças confeccionadas. Este objeto simulador tem aproximadamente formato cúbico de 40 cm de lado e foi usado para medir PDP com TLD-100 e câmara farmer.

²⁶ Não é aconselhável confeccionar janelas com áreas muito grandes, pois a força que a água nela exerce pode provocar deformações, prejudicando sua planura.

Figura 30 - Detalhes do mecanismo de movimentação da câmara farmer. (a) guia com a régua e o suporte da câmara. (b) a parte de trás da guia, onde existe uma régua para marcação do deslocamento lateral da guia.

de PMMA) e proporcionasse encaixe justo na porção sensível. A distância entre a parede da câmara e o suporte era de 50 μm nas laterais do suporte. O sistema de movimentação permitia medir perfis de campos bidimensionais paralelos à janela de entrada e dose na água até profundidades próximas a 35 cm.

Figura 31 - Desenho esquemático do suporte. Note que são duas peças separadas que são unidas por meio de uma rosca. A vedação é feita com um o'ring.

VII.2. MÉTODO PARA SELECIONAR OS DOSÍMETROS TL

Obter precisão em dosimetria TL requer dosímetros com pouca variação de resposta quando, por exemplo, irradiados com a mesma dose. No entanto, essa característica não pode ser garantida com um conjunto aleatório de dosímetros, pois diversos fatores intrínsecos como variações na quantidade do dopante, opacidade e geometria do TLD influenciam.

A resposta TL dos dosímetros também sofre influência da dose absorvida, tratamento térmico realizado e instabilidade do sistema de leitura. As flutuações

Figura 32 - Foto do suporte utilizado para fazer a seleção dos dosímetros. Esta peça possui uma placa frontal de PMMA de 5 mm e uma base de 10 mm, na qual cabem 900 dosímetros.

causadas por esses fatores chegam a 3% mas podem ser minimizadas de acordo com cuidados experimentais tomados. Sendo assim, basta irradiar todos os dosímetros com mesma dose e agrupá-los de acordo com suas respostas.

O suporte mostrado na Figura 32 foi usado na seleção dos dosímetros. Confeccionado em PMMA, o suporte permitia irradiação simultânea de até 900 dosímetros, com dose homogênea. Sua base tem uma matriz de 30x30 rebaixos circulares medindo pouco mais de 3 mm de diâmetro por 1,40 mm de profundidade. Os dosímetros são acomodados nesta matriz e tampados com uma placa de mesmo material e espessura de 5 mm.

Os 172 dosímetros foram posicionados no centro do suporte descrito, ocupavam área aproximada de 5x5 cm² e foram irradiados com cerca de 95 mGy em feixe de ⁶⁰Co (com a fonte pertencente ao laboratório). O suporte foi posicionado a 1 m da fonte de maneira a garantir a homogeneidade de dose em todos os dosímetros.

VII.3. CÂMARAS DE IONIZAÇÃO E ELETRÔMETROS

É extenso o uso das câmaras de ionização na dosimetria em radioterapia. No caso deste trabalho, comparou-se a resposta de câmaras de ionização com a dos dosímetros, selecionados conforme o procedimento citado na seção VII.2.

O Laboratório de Dosimetria do IFUSP possui duas câmaras tipo farmer de 0,6 cm³ modelo NE2571. Cada uma delas pode ser acoplada ao eletrômetro digital Nuclear Enterprises, modelo 2570A. Uma das câmaras, aquela que tem número de série SN:2819, é pouco manuseada e seu uso é preferencial em situações que exigem maior confiabilidade de medida. A outra, que possui número de série SN:1103, foi a mais utilizada.

O Hospital-1 dispunha de uma câmara de mesmo tipo e marca Victoreen, modelo 580006WP à prova d'água que funcionava acoplada a um eletrômetro KEITHLEY modelo 35040. Além de ser usada para testar o comportamento dos dosímetros em feixes de radioterapia, esta câmara foi importante na obtenção das curvas de calibração.

A câmara pertencente ao Hospital-2 é da marca Wellhöfer-Scanditronix, modelo FC65-G e possui volume de 0,65 cm³. Ela funciona acoplada a um eletrômetro Standard Imaging CDX-2000A e foi usada para verificar o fator de calibração do feixe do acelerador linear no dia dos experimentos, garantindo a exatidão dos resultados.

As câmaras e os eletrômetros pertencentes aos hospitais estavam com os certificados de calibração válidos.

VII.4. FONTES DE RADIAÇÃO UTILIZADAS

Um dos feixes usados neste trabalho provinha de uma fonte de ⁶⁰Co pertencente ao Laboratório de Dosimetria do IFUSP (Figura 33). Fabricada por Picker X-Ray Corporation, a fonte era usada por um serviço de radioterapia no tratamento de pacientes e foi doada ao IFUSP por ter se tornado ineficaz para o devido fim. A atividade desta fonte era de 15,634 Ci em 22/02/1999.

A fonte fica blindada por um cabeçote esférico de chumbo que é fixo em um suporte de ferro. Possui colimadores com aparadores de penumbra que permitem abertura de campo em formatos quadrados ou retangulares com lados variando de 2,3 cm até 8,5 cm a 27 cm da fonte. Por ser fixo, o cabeçote apenas permite irradiação com feixes horizontais, ao contrário das máquinas clínicas isocêntricas. O controle de abertura da fonte é eletrônico e fica fora da sala de irradiação.

Figura 33 - Carcaça contendo a fonte de ⁶⁰Co, pertencente ao Laboratório de Dosimetria - IFUSP.

Figura 34 - Unidade de tratamento com ^{60}Co pertencente à Real e Benemérita Sociedade Portuguesa de Beneficência.

No Hospital-1, utilizou-se o feixe de ^{60}Co de uma máquina de radioterapia isocêntrica (Figura 34). O equipamento possui distância foco-isocentro (SAD) de 80 cm e campo luminoso indicativo do campo de radiação. Os colimadores possuem aparadores de penumbra para tornar o feixe mais bem delimitado. A atividade desta fonte era de 7408 Ci em 17/12/2003. Utilizou-se também um acelerador clínico Varian 2100C. Este equipamento fornece raios-X de 6 ou 15 MeV de energia máxima e feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12, 16 MeV. Dos feixes disponíveis, utilizou-se apenas raios-X gerados com 6 MV.

As medidas no Hospital-2 foram feitas com o acelerador clínico Primus da SIEMENS (Figura 35), capaz de produzir feixes de fótons com 6 ou 18 MeV de energia máxima e feixes de elétrons em diversas energias. O aparelho possui colimador de multifolhas com 27 pares de lâminas centrais com espessura projetada de 1 cm no plano do isocentro, mais dois pares externos de 6,5 cm.

Figura 35 - Clinac SIEMENS Primus pertencente ao Hospital-2. O objeto simulador ARP pode ser visto sobre a mesa de tratamento.

Neste trabalho, utilizaram-se as duas energias de feixes de fótons deste acelerador para verificar os diversos tratamentos radioterápicos.

VII.5. MÉTODO PARA CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

Uma vez que os dosímetros termoluminescentes não são detectores absolutos, isto é, não fornecem valores de dose absoluta, é necessário calibrar o conjunto sempre que se faz uma medida. Deve-se prezar pela qualidade da calibração, pois está diretamente ligada à exatidão e precisão dos resultados.

A calibração deve ser feita através da irradiação, com doses conhecidas produzidas por feixe de energia semelhante ao que se quer avaliar a dose, de alguns dosímetros pertencentes ao mesmo grupo utilizado no experimento. Constrói-se a seguir um gráfico de dose versus intensidade TL de modo que a função que melhor se ajusta aos pontos é chamada *curva de calibração*. Além de estabelecer uma relação direta entre dose e TL, a curva de calibração também possui o papel de minimizar os efeitos causados por variações no ganho do sistema leitor, aumentando a exatidão dos resultados caso as leituras sejam intercaladas por dosímetros de calibração.

Em todas as calibrações medidas nos Hospitais, utilizou-se o suporte de dosímetros TL inserido dentro de um objeto simulador, de água, mostrados na Figura 36. Confeccionado em PMMA, tal suporte foi desenvolvido neste projeto com a finalidade de utilizar dosímetros TL em locais onde é possível introduzir uma câmara de ionização do tipo farmer. Com a geometria semelhante a uma câmara deste tipo, é possível inserir o suporte em objetos simuladores de água líquida, de água sólida ou mesmo fazer medidas em ar utilizando a capa de equilíbrio

(a)

(b)

Figura 36 - Acessórios usados na calibração dos dosímetros: (a) suporte no formato de uma câmara de ionização tipo farmer com capacidade para 3 dosímetros, (b) objeto simulador de água.

eletrônico da própria câmara. Possui uma ponteira contendo três compartimentos específicos para colocar pastilhas de TLD-100. Uma limitação deste suporte é que não isola os dosímetros da água de forma que necessita de uma capa protetora para medidas neste meio.

O objeto simulador usado nas calibrações consiste de uma caixa selada com dimensões 20x20x15 cm³ e paredes, tampa e fundo de PMMA. A tampa possui marcações que auxiliam na delimitação do tamanho de campo em 10x10 cm² e é possível encher o objeto simulador com água de modo que não permaneçam bolhas de ar em seu interior.

Em uma das paredes laterais há uma cavidade construída com um tubo interno ao objeto simulador com geometria tal que permite a inserção de uma câmara de ionização do tipo farmer sem que haja contato da câmara com a água. Este tubo também permite que o centro do volume sensível da câmara coincida com o centro do campo de radiação.

O eixo central do tubo fica a 5 cm da tampa e as demais dimensões são suficientes para que ocorra espalhamento da radiação empregada nos feixes de terapia. De acordo com os protocolos de dosimetria (IAEA, 1987; IAEA, 2001), um objeto simulador como este é um objeto prático para ser usado em rotina, como é feito nos dois hospitais em que foram feitas as medidas.

Os procedimentos de calibração foram sempre realizados no mesmo dia e com o mesmo feixe usado para avaliação de dose. Posicionava-se o objeto simulador com distância foco-superfície (DFS) de 100 cm e ajustava-se o campo para que fosse 10 x 10 cm². Em grupos de 3, os dosímetros eram colocados no suporte e este devidamente posicionado no interior do objeto simulador. Doses crescentes que variavam de 0,03 Gy até 2,5 Gy eram depositadas nos dosímetros, sempre cuidando para que este intervalo englobasse as doses que seriam aplicadas nas verificações experimentais. Alguns tratamentos de radioterapia utilizando a técnica 3D requereram doses de até 0,3 Gy, ao passo que com IMRT foi necessário doses mais elevadas, maiores que 2 Gy. Vale a pena lembrar que a irradiação dos dosímetros é feita aplicando determinada quantidade de unidades-monitor (U.M.), selecionada a priori no painel de controle do acelerador. Em geral, a relação entre U.M. e dose absorvida é próxima de 1 UM/10⁻² Gy e o fator exato da relação é determinado periodicamente pela equipe de físicos ou dosimetristas do hospital. A determinação rotineira é feita em apenas um valor de dose, tipicamente 100 U.M. e com menos frequência, a linearidade para doses menores e maiores também é verificada.

VII.6. PLANEJAMENTO E TRATAMENTO

Planejamentos e irradiações envolvendo cabeça, pescoço, tórax e pelve do objeto simulador antropomórfico Alderson Rando Phantom (ARP) foram feitas no Hospital-1 (usando técnica de radioterapia 3D conformacional) e no Hospital-2 (usando radioterapia de intensidade modulada - IMRT). Os seguintes sistemas de planejamento foram empregados: CadPlan, ECLIPSE, Helax-TMS e KonRad. Devido à incompatibilidades entre os sistemas de planejamento, foram ao todo realizadas três tomografias.

A distribuição de curvas de isodose no interior do objeto simulador (ou paciente) depende do tamanho de campo, do tipo e energia do feixe, mas não da quantidade de dose entregue. Por esta razão, somada a intenção de evitar supralinearidade na curva de calibração, proteger os dosímetros de sensibilização e evitar que os filtros neutros fossem usados nas leituras da TL, irradiou-se o objeto simulador com dose de 10% do total equivalente a uma sessão de tratamento. Este artifício foi usado apenas nas irradiações com técnica de radioterapia 3D, pois a técnica de IMRT implica na utilização, por campo, de diversos segmentos e estes podem contribuir com doses originalmente pequenas. Utilizar o artifício nesta situação causaria a perda de informações importantes (contribuição dos segmentos pequenos) e os resultados poderiam ficar mascarados²⁷.

A partir das imagens de CT inseridas nos sistemas de planejamento, foram desenhadas diversas estruturas sobre a imagem anatômica do ARP. O objetivo era informar aos sistemas, os volumes para cálculo de dose. Em todos os casos, estruturas como o PTV estavam presentes, representando o volume alvo a ser tratado. Também foram definidos volumes cilíndricos representando os dosímetros, exatamente nos mesmos locais em que deveriam ser posicionados durante as irradiações. Estes volumes tinham diâmetro aproximado de 6 mm e altura 3 mm, do mesmo diâmetro dos orifícios internos ao ARP e altura equivalente a distância de espaçamento entre dois cortes tomográficos (como explicitado na sessão seguinte). No caso do planejamento inverso, além dos dosímetros e PTV, foi necessário delimitar órgãos de risco para que fosse possível inserir os vínculos de cálculo e assim permitir que o sistema criasse campos com padrão de intensidade modulada.

²⁷ Se em IMRT, a dose for limitada a 10% de uma seção de terapia (tipicamente 2 Gy), um segmento que deposite 0,06 Gy passaria a zero devido a precisão do feixe e das câmaras monitoras (que é de 0,01 Gy) e assim a irradiação poderia não corresponder ao planejamento.

VII.6.1. Aquisição das imagens tomográficas (CT)

O Hospital-1 dispõe de um tomógrafo *GE HiSpeed CTI* que foi usado para obtenção das imagens usadas no planejamento com *CadPlan* e *ECLIPSE*. Por ter formato abaulado, a mesa do tomógrafo foi retificada com uma prancha de madeira para reproduzir o formato plano da mesa de tratamento radioterápico. Em seguida, um sistema de lasers de posicionamento foi usado para auxiliar na marcação de pontos fiduciais chamados TPO. Essas marcas são informadas ao sistema de planejamento que estabelece uma referência interna, definindo coordenadas relativas para o isocentro. As marcas são visualizadas na tomografia por causa dos objetos rádio-opacos colocados no TPO. No caso do Hospital-1, utilizou-se pedaços de cateter posicionados em formato de cruz (Figura 37). Em um mesmo plano axial (correspondente ao plano de corte do CT), eram colocadas três marcas: na lateral esquerda, na lateral direita e na parte anterior. É importante que os pontos fiduciais sejam colocados próximos ao local de tratamento para que eventuais distorções do processo tomográfico não influenciem na localização do isocentro e para que se minimizem as incertezas envolvidas. Por este motivo, foram colocados marcadores rádio-opacos nas três regiões estudadas: na cabeça, no tórax e no abdome. As imagens tomográficas tinham espaçamento de 3 mm entre os cortes.

O Hospital-2 possui um tomógrafo *Somaton Emotion Siemens - Single Slice* no qual foram feitas as imagens de CT usadas no *Helax-TMS* e no *KonRad*. Estas imagens foram obtidas usando um protocolo do hospital que determina a carga e tensão aceleradora do feixe de raios-X a ser usado na aquisição de imagens para planejamento em radioterapia.

(a)

(b)

Figura 37 - Preparação do ARP para aquisição de imagens de tomografia computadorizada (CT). Em (a) é mostrada a colocação de cateteres rádio-opacos que servem de referência para a numeração dos cortes tomográficos. Em (b) o objeto simulador já está pronto para iniciar a aquisição de imagens.

Figura 38 - (a) colocação de acessórios como o apoio de cabeça, que permite maior conforto ao paciente e visa boa reprodutibilidade no posicionamento. (b) ARP sendo preparado para tomografia: marcações feitas na cabeça, tórax e abdome.

É comum aos pacientes submetidos a tratamento de radioterapia com IMRT usarem acessórios de imobilização como apoios de cabeça, máscaras termoplásticas, VacLock, apoio de joelhos etc. (Figura 38(a)) Para tornar os resultados mais realistas, utilizaram-se alguns desses acessórios para irradiar o ARP sob esta técnica radioterápica, além disso, os acessórios de imobilização auxiliavam na manutenção da rigidez do simulador, tornando as fatias mais juntas e evitando espaçamento entre elas.

De maneira semelhante à tomografia feita no Hospita-1, afixou-se marcas fiduciais rádio-opacas na cabeça, tórax e abdome do ARP tomando como referência os lasers de posicionamento. Neste caso, os marcadores rádio-opacos eram pequenas esferas de chumbo colocadas na lateral esquerda, na lateral direita e na parte anterior. As marcas da cabeça foram posicionadas sobre a máscara termoplástica (Figura 38(b)). Estas imagens de CT também foram obtidas em cortes de espaçamento 3 mm.

VII.6.2. Sistemas de planejamento utilizados

Os planejamentos contidos neste trabalho foram obtidos no Hospital-1 e no Hospital-2 usando quatro sistemas diferentes: *CadPlan v.6.4.7*, *ECLIPSE External Beam Planning v.7.3.10*, *Helax-TMS v.6.1b* e *KonRad v.2.1*. Cada sistema de planejamento foi usado na avaliação de tumores na cabeça, tórax e pelve, com exceção do CadPlan, em que os planos ficaram restritos à cabeça e pelve. Todos os planejamentos foram sugeridos e executados pelos responsáveis dos setores de radioterapia de cada hospital, baseando-se em casos típicos, empregando técnicas

usuais, imaginando um paciente real com características físicas semelhantes ao ARP.

As imagens de CT foram enviadas via rede interna para as estações de planejamento onde os diversos volumes de interesse foram desenhados. Os volumes dos PTVs foram definidos com objetivo de simular carcinomas típicos nas três regiões de interesse.

Na maioria dos casos, o PTV tinha formato de paralelepípedo para que a geometria dos campos fosse simplificada. A possibilidade de utilizar campos quadrados ou retangulares evitava que blocos de cerrobend fossem confeccionados, tornando mais rápido o procedimento de irradiação, que muitas vezes era feito entre as sessões de terapia dos pacientes. Os planejamentos feitos com o Helax-TMS e o planejamento do pulmão com ECLIPSE foram exceções. Com a utilização de colimadores de multilâmina, foi possível definir volumes com formatos irregulares (mais realistas) e obter campos com diversas geometrias, os quais eram automaticamente ajustados aos volumes.

A posição dos dosímetros foi escolhida de modo que monitorassem a região do PTV, com certa homogeneidade de dose, locais com altos gradientes e locais afastados do volume alvo. Neste último caso, desejava-se identificar a parcela de espalhamento que os algoritmos de cálculo levam em conta em suas rotinas. Em alguns casos, onde órgãos de risco estavam presentes, havia dosímetros monitorando estas regiões.

No caso do planejamento com IMRT, depois que os volumes são desenhados no Helax-TMS, as imagens são enviadas a uma outra estação contendo o KonRad, cuja função é executar o planejamento inverso e compor a segmentação de campos. Além de o cálculo ser rápido e eficiente, usar o KonRad para estas tarefas, evita sobrecarga de trabalho nas estações Helax-TMS, de forma que estas ficam livres para iniciar o planejamento de outros pacientes, tornando o serviço mais eficiente sem perda de qualidade.

Assim que o KonRad conclui a otimização, as imagens com os resultados do planejamento retornam para o Helax-TMS e eventuais modificações na segmentação podem ser feitas manualmente. É nesta etapa que são feitos os cálculos para os padrões de isodose. O sistema usa uma grade de cálculo para determinar os mapas de fluência e valores de dose sobre as imagens de CT. A grade é uma matriz bidimensional para cada corte de CT, com pontos cujo espaçamento é definido pelo usuário. Os cálculos são feitos apenas nos pontos da matriz, levando em conta os

números de CT das imagens. Quanto menor o espaçamento de grade, mais demorado é o cálculo, porém, melhor a estatística dos resultados. Com os espaçamentos de grade usados neste trabalho, os volumes dos dosímetros comportavam cerca de 10 a 20 pontos e assim era obtida uma estatística apropriada, permitindo comparação do cálculo com resultados TL.

Na seqüência, os dados são enviados para um banco de dados, o *LANTIS*, que torna os parâmetros do tratamento (posições de cabeçote, segmentação dos campos, unidades monitor) disponíveis para o *Prime View*. Este sistema controla o acelerador clínico e executa o planejamento, irradiando o paciente (neste caso o ARP) de forma automática.

Além do cálculo com isodose padrão, existe a possibilidade de ativar algoritmos que levam em conta as diferentes heterogeneidades do paciente. O planejamento do pulmão com ECLIPSE também foi feito usando o algoritmo de Batho (Batho, 1964; Thomas, 1991). Todos os planejamentos calculados com o Helax-TMS levaram em conta as heterogeneidades do objeto simulador. Como padrão utilizou-se o pencil beam e nos casos de tórax e cabeça e pescoço também se utilizou o collapsed cone.

Figura 39 - Esta figura mostra o modo como os resultados são apresentados ao usuário no fim do cálculo do planejamento. É possível ver a prescrição, a estatística nos volumes e o histograma dose-volume. Neste exemplo, pode ser visto o resultado referente ao planejamento da cabeça feito com o sistema ECLIPSE, mas todos os outros sistemas apresentam resultados de forma semelhante.

Em todos os sistemas de planejamento usados neste trabalho, os resultados do cálculo de dose são mostrados ao usuário no formato de um histograma dose-volume. Juntamente com este gráfico encontra-se uma tabela com a estatística de dose em cada volume, definido a priori através do planejamento. Um exemplo para o resultado de saída do ECLIPSE pode ser visto na Figura 39. Neste resultado pode se encontrar a dose mínima, máxima, média, mediana, modal e o desvio padrão. É este valor do desvio padrão que foi usado para avaliar a incerteza do resultado planejado.

VII.6.3. Planejamento de cabeça-pescoço

Usando o CadPlan, propôs-se um planejamento de cabeça com objetivo de simular um tumor cerebral genérico, localizado no lóbulo esquerdo. O PTV que engloba o tumor simulado pode ser visto na radiografia reconstruída digitalmente da Figura 40. Os dosímetros foram posicionados na cabeça, seguindo a identificação da Figura 41.

Definiu-se que o tratamento seria feito com raios-X gerados com 6 MV depositados por 3 campos. Escolheram-se filtros tipo cunha e blocos de cerrobend de forma a obter adequada distribuição de curvas de isodose na região de interesse. As características dos campos estão relacionadas na Tabela 2.

Tendo escolhido o arranjo de campos, com as geometrias mais adequadas, normalizou-se o planejamento para que 100% da dose fosse recebida pelo ponto quente. A partir daqui, prescreveu-se a dose clínica na curva de isodose que melhor se amoldava ao PTV: 0,2 Gy na curva de 98%.

Figura 40 - Radiografia reconstruída digitalmente pelo CadPlan, na qual está desenhado o PTV em simulação de um tumor cerebral.

Figura 41 - Posicionamento dos dosímetros dentro das fatias do ARP. (a) é um corte da fatia 1, (b) da fatia 2 e (c) da fatia 3. Todas as figuras são visualizações caudo-craniais com a parte anterior vista na figura.

Tabela 2 - Características dos três campos utilizados para o "tratamento" de tumor de cérebro no ARP, planejado com CadPlan..

Campo	Dimensões do Campo (cm ²)	Cabeçote	Filtro	Bloco	DFS (cm)	U.M.
1	13,0 x 7,0	270°	Cunha, 30°	Cerrobend	91,4	13
2	13,0 x 7,0	90°	Cunha, 30°	Cerrobend	94,8	12
3	9,5 x 7,0	0°	—	—	91,2	8

O planejamento realizado com o ECLIPSE na região da cabeça envolveu raios-X gerados com 6 MV e quatro campos, cujas características estão resumidas na Tabela 3. A localização dos volumes definidos (PTV e dosímetros) pode ser observada na Figura 42.

Figura 42 - Posicionamento dos dosímetros na cabeça do ARP em visão coronal (a) e sagital (b). O PTV pode ser visto, delimitado pela linha vermelha.

Tabela 3 - Características dos quatro campos usados na irradiação da cabeça do ARP.

Campo	Tamanho (cm²)	Ângulo do Cabeçote	Peso	DFS (cm)	U.M.
1	8,0 x 8,0	0,0°	0,8	89,1	8
2	7,5 x 8,0	90,°	1	93,3	9
3	8,0 x 8,0	180,0°	1	90,5	10
4	7,5 x 8,0	270,0°	1	91,5	10

O arranjo de campos e as curvas de isodose criadas na cabeça podem ser observados na Figura 43. Verifica-se que na borda do PTV ocorrem gradientes de dose em torno de 15% cm⁻¹, que a curva de 99% engloba todo o PTV e que há um ponto quente dentro do volume alvo. Após normalização do planejamento a prescrição da dose foi de 0,3 Gy na curva de 100%.

As estatísticas de dose nos volumes de interesse podem ser observadas na Tabela 4. Os valores experimentais foram comparados com os resultados mostrados na coluna de dose média. Como incertezas nos valores planejados, assumiram-se os próprios valores da coluna STD.

Figura 43 - Arranjo de campos planejados para o tratamento de tumor cerebral. O quadrado vermelho delimita o PTV.

Tabela 4 - Valores de dose calculados pelo sistema de planejamento ECLIPSE.

	Dosímetro	Min (10 ⁻² Gy)	Max (10 ⁻² Gy)	Media (10 ⁻² Gy)	Modal (10 ⁻² Gy)	Mediana (10 ⁻² Gy)	STD
CABEÇA	dos01	30,0	30,1	30,0	30,1	30,0	0,03
	dos02	30,2	30,2	30,2	30,2	30,2	0,01
	dos03	22,5	29,4	26,8	25,3	27,1	1,78
	dos04	29,4	29,9	29,7	29,8	29,7	0,11
	dos05	15,0	15,1	15,0	15,0	15,0	0,03
	dos06	1,1	1,7	1,4	1,3	1,3	0,12
TÓRAX	(sem correção)	dos01	31,8	32,0	31,9	31,9	0,04
		dos02	31,7	31,9	31,8	31,8	0,04
		dos03	30,7	31,1	31,0	31,0	0,09
		dos04	29,3	31,0	30,5	30,6	0,37
		dos05	0,9	1,1	1,0	1,0	0,05
		dos06	0,5	0,6	0,6	0,6	0,02
		dos07	2,1	2,2	2,2	2,2	0,03
		dos08	1,6	1,7	1,6	1,6	0,02
	(Batho)	dos01	31,8	32,1	32,0	32,0	0,08
		dos02	32,0	32,6	32,3	32,3	0,13
		dos03	29,9	30,4	30,2	30,3	0,12
		dos04	28,9	31,1	30,4	30,3	0,44
		dos05	0,9	1,1	1,0	1,0	0,05
		dos06	0,5	0,6	0,5	0,5	0,02
		dos07	2,4	2,5	2,4	2,4	0,03
		dos08	1,8	1,9	1,9	1,9	0,02
PELVE	(1ª fase)	dos01	30,6	30,9	30,7	30,7	0,04
		dos02	30,0	30,4	30,2	30,3	0,11
		dos03	28,8	29,6	29,2	29,4	0,18
		dos04	28,3	30,1	29,5	29,7	0,36
		dos05	16,9	17,4	17,1	17,1	0,08
		dos06	2,3	4,2	3,0	2,5	0,49
	(2ª fase)	dos01	30,1	30,2	30,2	30,2	0,02
		dos02	29,9	30,3	30,1	30,2	0,08
		dos03	28,6	29,2	29,0	29,0	0,13
		dos04	30,0	30,3	30,2	30,1	0,08
		dos05	8,7	13,6	11,6	12,4	1,20
		dos06	11,6	13,0	12,1	12,6	0,30

Utilizou-se o Helax-TMS para simular o tratamento de um tumor de orofaringe avançado. O tratamento compreende irradiação de parede de faringe, base de língua e amígdala. Volumes de algumas estruturas foram desenhados, incluindo cavidade oral, parótidas, articulações da mandíbula, medula espinhal e PTVs. Na Figura 44 pode-se ver apenas alguns dos volumes citados: aqueles que estavam definidos no corte sagital da figura. Também são mostrados volumes dos dosímetros, que estrategicamente foram posicionados para verificar a dose em locais de interesse, como linfonodos direito e esquerdo, PTV1, medula, interior de osso, região de entrada de campo (buildup) e região interna com alto gradiente de dose.

Figura 44 - Radiografia construída digitalmente pelo Helax. Nesta imagem é possível ver os volumes definidos para cavidade oral, medula, PTVs e dosímetros.

Tabela 5 - Valores de dose calculados com os algoritmos pencil beam e collapsed cone para os dosímetros localizados em diversos volumes de interesse.

Região Tratada	Descrição do Volume	Dose planejada (Gy)	
		pencil beam	collapsed cone
Cabeça e pescoço	Linfonodo E	1,976(14)	1,998(20)
	Linfonodo D	1,925(14)	1,982(12)
	PTV1	2,131(19)	2,143(18)
	Osso	0,296(33)	0,316(29)
	Alto grad.	1,819(45)	1,844(43)
	Medula	0,495(49)	0,502(44)
	Buildup	0,720(79)	0,741(63)
Tórax	PTV (dos01)	2,154(25)	2,187(12)
	PTV (dos02)	2,092(6)	2,133(7)
	Pulmão (dos06)	0,804(55)	0,845(64)
	Pulmão (dos07)	0,134(41)	0,159(25)
	Pulmão-Mediastino	2,053(19)	2,018(17)
	Mediastino	0,937(42)	0,958(41)
	Buildup	1,172(61)	1,186(59)
Pelve	Próstata	2,028(3)	
	Reto (dos03)	1,817(74)	
	Reto (dos04)	1,717(94)	
	Bexiga	1,897(81)	
	Osso	0,337(6)	
	Espalhamento	0,048(3)	
	Buildup	0,719(3)	

A dose nos volumes definidos foi calculada com os algoritmos pencil beam e collapsed cone usando grade com espaçamento de 2,0 mm. O tratamento foi executado com raios-X gerados com 6 MV em 7 campos de intensidade modulada. Os valores de dose obtidos pelos algoritmos de cálculo podem ser encontrados na Tabela 5.

VII.6.4. Planejamento de tórax

Os casos de tumores pulmonares geralmente envolvem planejamentos com certo nível de dificuldade uma vez que a região torácica compreende vários órgãos de risco como coração, medula espinhal e o próprio pulmão. Neste caso não existe uma regra geral para o planejamento, os campos são dispostos de maneira que não atravessem um órgão de risco até o PTV.

Utilizando o ECLIPSE, iniciou-se o planejamento definindo um PTV localizado no pulmão direito do ARP. Um total de 8 volumes para dosímetros foram desenhados. Os volumes inseridos no planejamento podem ser vistos na Figura 45.

A dificuldade em poupar os tecidos sadios nestes casos, leva o físico que planeja os tratamentos a optar pela melhor escolha de campos, por isso utilizou-se a disposição mostrada na Figura 46: o campo 1 deve poupar o coração e a medula porém atinge grande parte do pulmão esquerdo; o campo 4 deve poupar a medula espinhal mas atinge parte considerável do pulmão direito e parte do coração.

As características dos campos usados neste planejamento podem ser vistas na Tabela 6. O PTV desenhado para tratamento de tumor pulmonar possuía

Figura 45 - Localização dos dosímetros no tórax do ARP. O PTV pode ser visto na figura, delimitado pela linha vermelha. (a) posicionamento frontal e (b) posicionamento lateral.

Figura 46 - Arranjo de campos usados no planejamento de tumor pulmonar do ARP. A curva vermelha é a delimitação do PTV.

geometria com certa complexidade. A conformação do campo em torno do PTV era feita usando um colimador de micromultilâminas, acessório adaptável ao acelerador clínico e tipicamente usado em tratamentos de radiocirurgia ou radioterapia estereotática, na instituição. Na porção central, as lâminas do colimador têm espessura de 2 a 3 mm no plano do isocentro. Na parte periférica as lâminas são mais espessas chegando a medir 5 mm.

Mantendo a mesma radiação, configuração e geometria de campos, aplicou-se o algoritmo de Batho para correção de heterogeneidades. A Tabela 6, nas últimas duas colunas, mostra os valores de unidades monitor para dois planejamentos (com e sem a correção). A prescrição para este caso foi de 0,3 Gy na curva de isodose de 91% após normalização. Os resultados extraídos do sistema ECLIPSE, para ambos os casos, podem ser vistos na Tabela 4.

Tabela 6 - Características dos campos usados na irradiação do tórax do ARP. As duas últimas colunas mostram valores de U.M. para o planejamento sem correção de inomogeneidades e com correção pelo método de Batho.

Campo	Cabeçote	Peso	DFS (cm)	U.M. sem corr.	U.M. Batho
1	10,0°	1,10	94,5	8	8
2	210,0°	1,00	84,1	11	9
3	270,0°	0,50	88,9	5	4
4	130,0°	1,00	77,0	16	11
5	50,0°	1,00	91,2	9	8

Com o sistema Helax, foi feita a simulação e verificação do tratamento para um tumor metastático de mediastino. O planejamento teve início com o desenho de alguns órgãos de interesse, como os pulmões direito e esquerdo, a medula e o PTV.

Figura 47 - (a) corte tomográfico mostrando tórax do ARP. É possível visualizar o posicionamento dos dosímetros, apesar de não estarem localizados todos neste plano. (b) visão sagital do ARP mostrando o tórax com o PTV e a localização dos dosímetros.

Utilizaram-se 7 dosímetros cujas localizações podem ser observadas na Figura 47. Os dosímetros foram posicionados no PTV, em uma interface pulmão-mediastino, no mediastino (fora do PTV), no pulmão e em região de buildup. O vínculo típico para otimização deste planejamento implicou que 20% do pulmão deveria receber doses inferiores a 20 Gy durante todo o tratamento.

Novamente, utilizaram-se os algoritmos pencil beam e collapsed cone para obter a dose nos volumes de interesse usando grade de cálculo com espaçamento de 2,0 mm. O tratamento foi realizado com feixe de raios-X gerados com 6 MV em 5 campos de intensidade modulada. Os valores de dose obtidos pelos algoritmos de cálculo podem ser encontrados na Tabela 5.

VII.6.5. Planejamento de pelve

Com o CadPlan, também foi feito um planejamento da região pélvica do ARP. Por apresentar poucas heterogeneidades e possuir fatias com diversos orifícios alinhados, esta região foi escolhida em testes cujo objetivo era comparar com água o material que compõe o objeto simulador. Neste caso, utilizou-se um único campo de raios-X de 6 MV, área 10x10 cm² e DFS de 100 cm. Foram definidos 6 dosímetros alinhados na direção postero-anterior, cujas posições podem ser vistas na Figura 48. A prescrição deste caso foi de 0,3 Gy no ponto de 100% e as curvas de isodose geradas podem ser vistas na Figura 49.

Figura 48 - Posicionamento dos dosímetros na fatia 31 do ARP. No lado esquerdo, pode-se ver o corte axial desta fatia e nela o posicionamento dos dosímetros TL. No lado direito, o corte sagital mostra que os dosímetros não estão paralelos ao plano da fatia. A cor vermelha do volume 7 é apenas uma definição do CadPlan e isso não o torna diferente dos outros volumes

Utilizando o ECLIPSE, definiu-se um único PTV para duas fases²⁸ de tratamento. Em ambas as fases, utilizaram-se 6 dosímetros espalhados pela pelve e sua localização, bem como a do PTV pode ser vista na Figura 50.

A primeira fase do tratamento foi planejada usando técnica de 4 campos e a segunda fase, usando 6 campos. A Figura 51 mostra a distribuição de campos para as duas fases. As características gerais de cada campo podem ser conferidas na Tabela 7.

Figura 49 - Curvas de isodose formadas na pelve do ARP pela aplicação de raios-X de 6 MV, com campo de 10x10 cm² e DFS de 100 cm.

²⁸ É muito comum tratar a próstata em duas fases. Na primeira, ocorre a redução da massa tumoral; na segunda, é possível proporcionar melhor distribuição da dose no volume alvo, diminuindo a toxicidade nos tecidos sadios.

Figura 50 - Localização dos dosímetros na pelve do ARP. O PTV pode ser visto na figura, delimitado pela linha vermelha. (a) posicionamento frontal e (b) posicionamento lateral.

A prescrição para o tratamento foi de 0,3 Gy na curva de isodose de 97% após normalização e os resultados, extraídos do sistema de planejamento para ambas as fases, podem ser vistos na Tabela 4.

Tabela 7 - Características dos campos usados na irradiação das duas fases do tumor pélvico do ARP.

Fase	Campo	Tamanho (cm ²)	Cabeçote	Peso	DFS (cm)	U.M.
1	1	9,0 x 8,0	0,0°	1,00	87,7	11
	2	9,0 x 8,0	180,0°	0,85	91,6	8
	3	9,0 x 8,0	90,0°	1,00	83,7	13
	4	9,0 x 8,0	270,0°	1,00	84,6	12
2	1	12,0 x 10,0	220,0°	0,50	88,0	5
	2	9,0 x 10,0	270,0°	0,90	84,6	10
	3	11,0 x 10,0	320,0°	0,65	86,1	7
	4	11,0 x 10,0	40,0°	0,65	86,2	7
	5	9,0 x 10,0	90,0°	0,90	83,7	11
	6	12,0 x 10,0	140,0°	0,50	87,6	5

Com o Helax-TMS, um tratamento típico de tumor prostático foi simulado. A Figura 52 mostra os principais volumes envolvidos no planejamento: a bexiga, o reto e a próstata (CTV). Uma margem de 1 cm foi dada ao CTV para que fosse obtido o PTV. Além destes volumes, também se desenhou cabeças de fêmur e órgãos de risco. Os dosímetros foram posicionados na próstata, no reto, na bexiga, perto de osso, na entrada de campo e em um local afastado do volume alvo (para avaliar a contribuição de espalhamento).

Figura 51 - Arranjo de campos usados no planejamento da pelve do ARP. A curva vermelha é a delimitação do PTV. (a) arranjo tipicamente usado na primeira fase do tratamento de um paciente comum com tumor prostático e (b) é o arranjo, tipicamente, usado na segunda fase.

O tratamento foi feito usando raios-X gerados com 18 MV em 5 campos com modulação de intensidade. Utilizou-se o algoritmo pencil beam com grade de cálculo espaçada de 1,5 mm. Deve-se lembrar que estes espaçamentos para as grades de cálculo não são usados na prática do cotidiano, pois tornam o cálculo lento e não melhoram significativamente a distribuição de dose para o tratamento de um paciente real. Foram utilizados espaçamentos pequenos neste trabalho apenas para conseguir estatística suficiente nos valores de dose calculados internamente aos volumes dos dosímetros, cujos resultados são apresentados na Tabela 5.

Figura 52 - Visão sagital da pelve do ARP. É possível ver o desenho da bexiga, PTV, CTV e reto, bem como a localização dos dosímetros usados para medição das doses.

VII.7. POSICIONAMENTO DOS DOSÍMETROS NO ARP

Posicionar os dosímetros no interior do ARP de maneira exata e com precisão é uma tarefa importante para o bom desempenho da dosimetria com TLDs. Foram confeccionadas cápsulas cilíndricas em Delrin (Figura 53(a)) com diâmetro de 5,9 mm por 4,9 mm de altura. Era possível acomodar 3 dosímetros empilhados no interior destas cápsulas de forma que o volume de detecção resultante passava a ser um cubo de aresta 3 mm. Também foram confeccionados tarugos maciços com as mesmas dimensões e de mesmo material.

Cada orifício interno ao ARP mede cerca de 6 mm de diâmetro por 24,5 mm de comprimento (espessura total de cada fatia). A idéia é posicionar os dosímetros em módulos, empilhando uma cápsula mais 4 tarugos maciços e, dessa forma, usando os 5 módulos, obtém-se a espessura total da fatia. É possível introduzir os dosímetros em 5 posições diferentes seguindo sempre os volumes desenhados no planejamento, de maneira mais aproximada possível. Também existe a possibilidade de utilizar mais que uma cápsula por orifício, isto é, usar duas cápsulas e três tarugos, por exemplo.

Em algumas medidas utilizou-se outro tipo de cápsula, confeccionada em Nylon (Figura 53(b)) que já existia no laboratório. Nela era possível posicionar apenas um dosímetro em cada extremidade. Esta cápsula foi usada e depois substituída pelo outro desenho, mais versátil e confiável em termos de precisão de posicionamento (Figura 53(a)).

(a)

(b)

Figura 53 - (a) foto da cápsula, confeccionada em Delrin. Composta de 5 módulos, a cápsula permite o posicionamento de 3 dosímetros no interior da fatia do ARP, em 5 posições diferentes (b) cápsula capaz de acondicionar 1 dosímetro.

VII.8. LEITURA DOS DOSÍMETROS

VII.8.1. Sistema de Leitura

O leitor de termoluminescência utilizado foi construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP e funciona detectando a luz emitida pelo dosímetro simultaneamente com sua temperatura, que aumenta a taxa constante.

O aquecimento do porta-amostras²⁹ ocorre quando por ele passa uma corrente elétrica controlada e, por efeito Joule, há dissipação de calor. O porta-amostras fica situado em uma "câmara escura" onde os fótons emitidos pela amostra aquecida são detectados por uma válvula fotomultiplicadora EMI 9789B, cujo sinal de saída é modificado por um pré-amplificador SR445 (DC 300 MHz) e enviado como um pulso ao contador SR400 (*two channel gated photon counter*). O sinal é então enviado a um micro computador IBM/PC compatível através de uma interface GPIB/ISA, juntamente com a informação sobre a temperatura (termopar chromel-alumel) (Figura 54). Um software em LabView, também desenvolvido no Laboratório de Dosimetria do IFUSP, gerencia todo o sistema, onde o usuário configura os parâmetros experimentais, como taxa de aquecimento, tempo de integração das contagens e intervalo de temperatura (Sawakuchi 2003)

Figura 54 - Diagrama esquematizando as conexões existentes do sistema de leitura TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP.

²⁹ Placa de liga de platina com uma pequena cavidade onde se coloca o dosímetro TL que se deseja ler.

VII.8.2. Filtros ópticos usados nas leituras

Foram usados 4 tipos de filtros entre o dosímetro TL e a fotomultiplicadora: Schott KG1, Corning 5-58 e Oriel neutros com transmissão de 1% e 10%. O primeiro foi usado em todas as leituras e servia para filtrar fótons com comprimento de onda na região do infravermelho, provenientes da incandescência do porta-amostra e também da amostra. O segundo é um filtro colorido que transmite com maior eficiência os fótons de comprimento de onda na faixa do azul onde a fotomultiplicadora é mais sensível e os dosímetros emitem luz e também foi usado em todas as leituras. Os dois filtros neutros foram usados para atenuar a intensidade de luz emitida por amostras irradiadas com doses altas, (quando se trabalhava com IMRT), protegendo a fotomultiplicadora, ao manter a taxa de contagens abaixo de 10^5 s^{-1} , restrição essa recomendada pelo fabricante. Os espectros de transmitância dos filtros em questão podem ser vistos na Figura 55. Eles foram obtidos usando um espectrofotômetro SHIMADZU UV3101PC, pertencente ao Laboratório de Espectroscopia Molecular (LEM-IQUSP).

Figura 55 - Gráficos de transmitância dos filtros usados neste trabalho.

VII.8.3. Luz padrão

Durante o processo de leitura, é conhecido que a válvula fotomultiplicadora perde eficiência e os filtros se sujam. Estes efeitos, todavia, podem ser minimizados pré-aquecendo o sistema durante algum tempo, antes de iniciar as leituras e purgando nitrogênio dentro da gaveta com porta-amostras. Além disso, pode-se corrigir a perda de eficiência do sistema se ela é conhecida. A correção pode ser feita usando uma fonte luminosa de intensidade constante, uma *luz padrão*. Acoplada à gaveta do porta-amostras, há um compartimento contendo um material radioluminescente composto de uma fonte radioativa de trício (^3H) misturada com material fluorescente. A radiação beta, proveniente do trício, excita um material fluorescente, que se desexcita emitindo um fóton de luz visível, facilmente detectado pela fotomultiplicadora. O trício usado na luz-padrão é beta-emissor, de baixa energia ($E_b=5,7$ keV, de energia média) e por isso não oferece risco à saúde dos usuários nem “irradia” os dosímetros em análise. A mistura também permanece em um invólucro impedindo a contaminação e, além disso, a meia vida do trício (12,3 anos) é muito maior que o tempo gasto no processo de leitura dos dosímetros TL tornando estável, o sistema de controle.

Tipicamente, as correções proporcionadas pela luz chegam a 4 ou 5% após um período de leitura de 4 horas.

VII.8.4. Estatística envolvida nos resultados de dose usando TLDs

Tanto na calibração quanto nas medidas de doses interiores ao ARP, utilizavam-se três dosímetros para obtenção de um ponto experimental. Os valores de intensidade TL eram avaliados pela média entre as três leituras cuja incerteza depende de diversos fatores. Entre eles destacam-se pequenas diferenças no posicionamento, regiões com alto gradiente de dose, instabilidade do feixe, instabilidade do sistema leitor e flutuações intrínsecas ao grupo de dosímetros de trabalho. A incerteza final, no entanto, é bem caracterizada pelo desvio padrão da média e foi calculada com a seguinte expressão:

$$\sigma_m = 1,32 \frac{\sigma}{\sqrt{3}} \quad (28)$$

onde σ é o desvio amostral. O fator 1,32 é usado para corrigir o desvio da média quando se tem três dados e se deseja encontrar o valor médio m no intervalo $[m - \sigma_m, m + \sigma_m]$ com probabilidade de 68,3% (Helene e Vanin, 1991).

Optou-se por curvas de calibração com intensidade TL nas abscissas de modo que a incerteza na dose de calibração σ_{Dcal} era obtida pela transferência das incertezas da TL, usando a seguinte expressão:

$$\sigma_{Dcal} = \sqrt{\left(\frac{\partial f(TL)}{\partial TL} \sigma_{TL}\right)^2 + \sigma_{Dcal0}^2} \quad (29)$$

onde $f(TL)$ é a função ajustada, σ_{TL} é a incerteza da TL e σ_{Dcal0} é a incerteza original na dose antes da transferência. A incerteza na dose de calibração é usada para fazer ajuste de mínimos quadrados do qual são obtidas os parâmetros com suas respectivas incertezas. A incerteza da dose experimental, no caso de ajuste por função polinomial do tipo $f(TL) = a + b(TL) + c(TL)^2 + \dots + m(TL)^n$, pode ser calculada da seguinte maneira:

$$\sigma_D = \sqrt{\left(\frac{\partial f(TL)}{\partial TL} \sigma_{TL}\right)^2 + \left(\frac{\partial f(TL)}{\partial a} \sigma_a\right)^2 + \left(\frac{\partial f(TL)}{\partial b} \sigma_b\right)^2 + \left(\frac{\partial f(TL)}{\partial c} \sigma_c\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial f(TL)}{\partial m} \sigma_m\right)^2} \quad (30)$$

As curvas de calibração foram bem ajustadas por polinômios de grau um ou dois, para todas as irradiações.

VIII. RESULTADOS E DISCUSSÕES

VIII.1. SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS

A seleção dos dosímetros foi feita com atenção aos cuidados experimentais de modo que as incertezas envolvidas fossem minimizadas, a fim de que fossem obtidos conjuntos de dosímetros com máxima homogeneidade em resposta.

O gráfico da Figura 56 mostra a resposta de todos os dosímetros irradiados, identificados em ordem crescente de intensidade TL. A partir deste resultado o grupo inicial de 172 dosímetros foi subdividido em outros 5. Dentre os conjuntos selecionados, destacou-se aquele que apresentava a maior quantidade de dosímetros com dispersão pequena. Chamado de GWMM, o grupo que continha 66 dosímetros com dispersão máxima de 4% foi escolhido como grupo de trabalho. A Tabela 8 resume algumas informações sobre os grupos selecionados.

A resposta do grupo GWMM foi testada através do levantamento de curvas de PDP em feixe de raios-X de 6 MV com o objeto simulador de água pertencente ao laboratório. Duas curvas foram obtidas. Na primeira, utilizou-se 1 dosímetro por ponto de medida, fixados em uma régua graduada de PMMA. Na segunda, utilizou-se o suporte para dosímetros TL no posicionamento de 3 dosímetros por ponto de medida.

Figura 56 - Este é um gráfico ilustrativo do número de contagens de pico, para cada TLD em função da ordem de identificação. Nesta figura, as linhas tracejadas indicam os limites de cada grupo selecionado.

A dispersão dos valores de dose foi calculada através do desvio quadrático médio entre as respostas dos dosímetros e uma curva de tendência ajustada aos valores experimentais. Obteve-se o gráfico da Figura 57 e verificou-se que a dispersão do conjunto GWMM é menor que 3%, como era esperado através da seleção. Com a média de 3 dosímetros por ponto, a incerteza permanece em torno de 1%.

Tabela 8 - Propriedades dos grupos selecionados. O nome do grupo é mnemônico à dispersão máxima.

Nome do Grupo	Quantidade de dosímetros	Dispersão máxima* (%)	TL média do grupo (u.a.)
GWMM	66	4,0	172515
GM39	24	3,9	179375
GM40	26	4,0	148423
GM57	15	5,7	140333
GM92	39	9,2	162410
Obsoletos	2	-	-

* Razão entre a diferença do número máximo e mínimo de contagem e a média de contagem de cada grupo.

De acordo com o ICRU62 (1999), evidências disponíveis para certos tipos de tumor indicam necessidade de uma exatidão de +7% e -5% na administração da dose a um volume alvo, para erradicação do tumor primário. A exatidão citada compreende nível de confiança de 95%, ou seja, aproximadamente dois desvios padrão. Questiona-se atualmente se um desvio padrão de +3,5%/-2,5% na administração da dose a um paciente é um critério muito estreito, e se o limite deveria ser maior. Não existem, no entanto, recomendações definitivas neste sentido (INCA, 2001). O que a radiobiologia e a radioterapia modernas confirmam é a necessidade de administrar a dose com alta exatidão, sobretudo quando se aplicam técnicas nas quais se aumenta a dose prescrita para níveis sem precedentes e se geram altos gradientes.

Figura 57 - Dispersão das leituras dos dosímetros em torno de uma reta de tendência. Verifica-se que usando três dosímetros, obtêm-se dispersões menores que 1%. As barras de erro são da ordem dos valores de dispersão e não foram colocadas para não sobrecarregar a figura.

Ao utilizar três dosímetros por ponto de medida, obtêm-se resultados com dispersões relativamente pequenas e maior exatidão, comparada com os valores recomendados pela norma citada, sem grande prejuízo da resolução espacial. Assim, acrescenta-se um método que permite identificar eventuais discrepâncias e auxiliar na interpretação dos resultados.

VIII.2. CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

Os dosímetros, por não serem detectores absolutos, foram calibrados segundo procedimento explicitado na seção VII.5, em todas as medidas. Como exemplo, nesta seção é mostrada uma das curvas de calibração, obtida para medidas do tratamento pélvico com IMRT. Mostrada na Figura 58, a curva de calibração ajustada aos pontos, neste caso, é uma função quadrática, indicando a presença de supralinearidade.

Figura 58 - Calibração de dosímetros obtida com feixe de 18 MV do acelerador clínico SIEMENS Primus. Verifica-se que a curva de calibração é uma função quadrática indicando ocorrência de supralinearidade.

Como já foi dito, toda a deposição de dose, inclusive para calibração, é baseada na aplicação de unidades monitor, cuja linearidade com a dose foi verificada. Alguns testes foram executados para U.M. na faixa de 3 a 300 usando feixes de 6 MV e 15 MV no Hospital-1. Os resultados revelaram que de fato há linearidade entre U.M. e dose absorvida³⁰ na faixa analisada, com flutuações da ordem de 1%, indicando estabilidade do acelerador clínico e a possibilidade de se fazer os tratamentos no ARP com 10% da dose prescrita. Um exemplo destes resultados pode ser visto na Figura 59. A estabilidade observada tem importância primordial em IMRT, cujos segmentos de campo são pequenos e causam deposição de doses baixas. Contudo, a linearidade entre unidade monitor e dose absorvida não foi testada para IMRT, pois esta verificação já é feita com frequência pela equipe do hospital e assim se estabelece boa confiança na deposição de dose.

³⁰ Valores de dose medidos com a câmara de ionização (farmer) do Hospital.

Figura 59 - Resultado do estudo da relação entre U.M. e dose absorvida. Verifica-se o comportamento linear para uma ampla faixa de doses.

VIII.3. TESTES PARA O SUPORTE DE CÂMARA DE IONIZAÇÃO

O suporte que comporta câmaras de ionização em medidas na água não deve perturbar de maneira significativa o feixe primário. Para quantificar esta perturbação e garantir sua qualidade, alguns testes envolvendo PDP, TPR e TAR foram feitos no objeto simulador de água.

Utilizando o feixe de ^{60}Co do laboratório com distância fonte-objeto simulador (DFS) de 32,4 cm e campo quadrado com lado de 9,6 cm na janela, posicionaram-se alguns dosímetros TL no interior do suporte, empacotados em plásticos apropriados. Os plásticos eram usados para evitar contato manual e proteger os dosímetros da água em medidas de inserção.

Foram feitas duas séries de medidas variando a posição do suporte em algumas profundidades de água. Na primeira série, o suporte com dosímetros era preenchido com água e na outra, o suporte permanecia com ar. Utilizavam-se dois dosímetros por ponto de medida cujas respostas foram comparadas com a curva de PDP retirada de Khan (1994). Os resultados estão representados na Figura 60(a) e, como pode ser observado, verificou-se compatibilidade entre ambas as situações, considerando as barras de incerteza determinadas através do desvio padrão da média em nível de confiança de 68%. Também se observa compatibilidade dos resultados experimentais com a curva de PDP da literatura, pois a diferença quadrática média é de aproximadamente 3%. Os dosímetros eram colocados sem

Figura 60 - Resultados dos testes envolvendo o suporte para câmara de ionização do tipo farmer. Em (a) dois dosímetros são usados por ponto de medida, inseridos dentro do suporte vazio ou com água. Em (b) estão os resultados que indicam reprodutibilidade de medidas e incluem um teste com a câmara de ionização presente.

fixação dentro do suporte, seu posicionamento ficava sujeito a flutuações relativamente grandes, limitadas pelo diâmetro interno da peça (7,1 mm). Como consequência, obteve-se maior incerteza nas determinações de dose.

Os resultados se mostraram reprodutíveis através de outro teste em que a câmara de ionização estava presente. O teste foi executado para que fossem identificadas eventuais perturbações causadas pela presença da câmara, que era inserida no suporte tendo dosímetros posicionados do lado de fora: um na parte anterior e outro na parte posterior do suporte. Em cada profundidade, a dose era monitorada por dois dosímetros cuja média é mostrada na Figura 60(b). As barras de erro horizontais foram obtidas levando em conta a distância de espaçamento entre os dois dosímetros, definida pelo diâmetro externo do suporte (9,1 mm). A incerteza na dose foi calculada a partir da média entre as respostas dos dosímetros e levando em conta a dispersão máxima, intrínseca ao grupo GWMM.

Os resultados do segundo teste apresentaram diferença quadrática média de 2% entre as três situações analisadas (suporte com câmara de ionização, cheio com água e vazio). Além disso, mostram compatibilidade com o resultado esperado pela literatura (Khan, 1994), levando em conta as barras de incerteza horizontais e verticais.

VIII.4. TESTE PARA O SUPORTE DE TLDS

Com o feixe de ^{60}Co do laboratório, verificou-se a funcionalidade do suporte para dosímetros TL através de curvas de PDP. O objeto simulador, também pertencente ao laboratório, foi cheio com água e o suporte contendo três TLDs era

colocado dentro do suporte para câmara de ionização. O tamanho de campo e DFS tinham dimensões típicas usadas em teleterapia com ^{60}Co : $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e 80 cm. O grupo de dosímetros usados nestes testes foi o GM39, escolhido por apresentar dispersão menor que GWMM.

Na Figura 61 está o resultado de um dos testes juntamente com uma curva de PDP retirada da literatura (Johns and Cunningham, 1983). Cada ponto do gráfico foi obtido calculando a média simples entre as três leituras e correções foram aplicadas utilizando a luz padrão. As correções são de até 4% a 23 cm de profundidade e depois de aplicadas, tornam os resultados compatíveis com os valores esperados, com diferenças quadráticas da ordem de 1%.

Outro aspecto verificado diz respeito à homogeneidade da dose no interior do suporte. A posição de cada dosímetro foi identificada por A, B ou C (como se vê na Figura 62(b)) e, a partir disso, cada leitura foi comparada com a média das respostas dos três dosímetros. O gráfico da Figura 62 mostra estas diferenças ao longo da profundidade de água em cada uma das posições do suporte. Observa-se que os dosímetros posicionados em A tendem a receber menos dose em pequenas profundidades e mais dose em locais mais profundos. Os dosímetros posicionados em C aparentam ter comportamento inverso e em B, os dosímetros se comportam de forma intermediária. Contudo, considerando que o desvio padrão para os dosímetros do grupo GWMM é de 1,88%, é possível afirmar que a resposta de dose é semelhante, independente da posição que o dosímetro é colocado no suporte.

Figura 61 - Gráfico do PDP medido com dosímetros TL do grupo GM39 para fótons de ^{60}Co (Instituto de Física da USP). O campo tem $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e o DFS é 80 cm. Cada ponto corresponde à média dos 3 detectores. A correção indicada é feita pela luz padrão.

Figura 62 - Foi feita a separação dos dosímetros que foram irradiados na mesma posição dentro do suporte. O gráfico representa a flutuação da sua leitura em relação à média para cada posição. Em (b) estão indicadas as posições na ponteira do suporte

Em dois novos experimentos utilizou-se o grupo de dosímetros GWMM para medir PDP. Em um dos casos aplicava-se um campo de tamanho $7 \times 7 \text{ cm}^2$ e DFS 70 cm; no outro caso, aplicava-se um campo de tamanho $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e DFS 40 cm.

Os resultados experimentais são médias simples de três leituras por ponto e concordam com os valores retirados da literatura (Johns and Cunningham, 1983) com diferenças quadráticas máximas de 1%. Os resultados são mostrados no gráfico da Figura 63 e, com eles, fica evidente a qualidade do suporte para obter valores de dose com exatidão e precisão adequadas.

Figura 63 - Gráficos de PDP utilizando a fonte de ^{60}Co pertencente ao Instituto de Física da USP. Cada ponto corresponde à média de 3 dosímetros TL. Ambos os feixes apresentam resultados satisfatórios com flutuação de 1% em torno do esperado.

VIII.5. TESTES COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO.

Os equipamentos do laboratório de dosimetria foram usados para levantar uma curva da função *razão tecido-fantoma* (TPR) em água. A câmara de ionização foi posicionada dentro do suporte a uma distância de 83,52 cm da fonte de ^{60}Co , onde o campo era de aproximadamente $7 \times 7 \text{ cm}^2$. Depois de cada irradiação, o conjunto todo era deslocado no sentido de se aproximar da fonte e em seguida, o suporte com a câmara era voltado à posição original, de maneira que a distância fonte-câmara permanecesse constante.

Considerando 5 cm como profundidade de referência, verificamos que os resultados obtidos nesta parte do trabalho estão de acordo com os dados de Johns (Johns and Cunningham, 1983) com diferenças quadráticas médias de 1%, como mostrados na Figura 64. A medição do TPR é conveniente porque o campo de radiação que incide na câmara tem tamanho fixo, eliminando influência de eventuais efeitos de haste (Ibbott et al, 1975) no resultado.

Figura 64 - Resultado da medida de TPR no objeto simulador de água. A profundidade de referência era de 5 cm.

Figura 65 - Resultado da medida de PDP. O campo na janela do objeto simulador era de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e este ele estava posicionado a 50 cm da fonte.

Levantou-se uma curva da função *razão tecido-ar* (TAR), também no laboratório de dosimetria, mantendo-se o objeto simulador em posição fixa distante 50 cm da fonte, com campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ na superfície da janela. Mediu-se o PDP (Figura 65) e logo em seguida, retirando-se a água do objeto simulador, repetiram-se as medidas de ionização nas mesmas posições, porém no ar. O resultado das determinações de TAR pode ser visto na Figura 66 verificando-se diferenças quadráticas médias de 2% relativamente ao resultado esperado. Comparado com curvas da literatura (Johns and Cunningham, 1983), o PDP obtido apresenta diferença quadrática média de 1%.

Figura 66 - Este gráfico mostra o resultado da medida de TAR feita no laboratório de dosimetria.

Figura 67 - Curvas de PDP obtidas com a fonte de ^{60}Co do hospital para campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na "pele" e distância fonte pele (DFS) de 80 cm. Observa-se concordância entre das câmaras com os valores da literatura (Johns and Cunningham, 1983).

Utilizou-se a fonte de ^{60}Co do Hospital-1 para levantar curvas de PDP no objeto simulador pertencente ao laboratório. O feixe aplicado possuía um campo de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$ com distância fonte-janela (DFS) de 80 cm. Visando comparação, a câmara do hospital também foi utilizada nestas medidas. Os resultados estão apresentados no gráfico da Figura 67.

Verifica-se que a diferença entre as câmaras permanece em torno de 0,5% e estas curvas são menos de 1,5% diferentes da curva esperada retirada da literatura (Johns and Cunningham, 1983).

VIII.6. IRRADIAÇÃO DA CABEÇA

A seguir estão representados os resultados referentes às irradiações de cabeça feitas nos hospitais 1 e 2.

A Figura 68 mostra o resultado de medidas experimentais, obtido com dosímetros TL posicionados no interior da cabeça do ARP, bem como os valores de dose relativa extraídos do CadPlan. Os valores experimentais de dose foram adquiridos com um único dosímetro por ponto de medida, usando a cápsula de nylon apresentada na sessão VII.7. O eixo das abscissas representa a identificação dos dosímetros segundo posicionamento descrito na sessão VII.6.3. No eixo das ordenadas, estão representados o percentual de dose planejado e o percentual de dose medido. Os valores esperados, ditos planejados, foram obtidos através da relação entre os valores de dose pontuais e valor prescrito na curva de 98%. Os

Figura 68 - Resultado obtido para comparação entre a dose planejada pelo CadPlan e a dose medida com dosímetros. Era usado um dosímetro por ponto.

valores de dose medidos foram normalizados pelo dosímetro 3 (escolhido por estar em região de baixo gradiente) e este teve sua porcentagem de dose igualada à da dose esperada, no mesmo local.

Comparando-se os valores de dose medidos e o planejamento, verificaram-se flutuações com diferença quadrática média de 2%, exceto em dois pontos: dosímetros 2 e 6. A discrepância no dosímetro 6 chegou a 23%. As regiões monitoradas pelos dosímetros 2 e 6 ficavam na borda do PTV e, portanto, havia penumbra com gradiente significativo de dose. Pequenos erros no posicionamento do objeto simulador ou dos dosímetros implicam em discrepâncias, uma vez que a posição de medida se torna ligeiramente diferente da posição de cálculo. Além disso, o volume desenhado no planejamento era ligeiramente maior que o volume do dosímetro e caso ele não fosse desenhado na posição exata, discrepâncias ocorridas tornam-se mais acentuadas.

O resultado relativo a um segundo “tratamento” do mesmo local do ARP e a série de medidas correspondente, estão na Figura 69. Aqui foi possível comparar valores absolutos de dose, calculados com o sistema de planejamento ECLIPSE com medidas feitas com 3 dosímetros em cada posição, com dose determinada por curva de calibração. As incertezas do cálculo e as incertezas experimentais também são mostradas no gráfico.

Figura 69 - Resultado obtido com a irradiação dos dosímetros posicionados na cabeça do ARP, simulando um tratamento de tumor cerebral. Para comparação, o gráfico mostra os valores de dose extraídos do sistema de planejamento ECLIPSE.

Nota-se que a maioria dos pontos experimentais destoa sistematicamente do planejamento. As regiões monitoradas pelos dosímetros apresentam valores de dose aproximadamente 3% inferiores aos valores esperados. De acordo com as incertezas envolvidas, apenas o dosímetro 3 apresenta dose compatível com o planejamento no intervalo de confiança de 68%.

Young and Gaylord (1970) apresentam em seu trabalho fatores de correção para feixes de ^{60}Co que atravessam diversas heterogeneidades. Apesar da radiação usada neste trabalho (raios-X produzidos por potencial de 6 MV) ser diferente da usada por Young (^{60}Co), é possível usar os dados publicados para comparar qualitativamente os resultados obtidos. Supondo que, ao invés de raios-X de 6MV, fossem aplicados quatro feixes de ^{60}Co na cabeça do ARP, seriam necessárias correções de aproximadamente 2,0% para cada campo (de acordo com a espessura do crânio e distância do osso até o isocentro), resultando em correção total de aproximadamente 2,0%. Verifica-se que o fator de correção calculado tem a mesma ordem de grandeza daquele obtido experimentalmente, e isso torna evidente a atenuação da radiação pelo osso do crânio.

Usando a técnica de radioterapia com feixe de intensidade modulada (IMRT), obteve-se o resultado mostrado na Figura 70. As regiões explicitadas na figura foram monitoradas com 3 dosímetros por ponto e os valores de dose comparados com o cálculo do Helax em dois algoritmos (collapsed cone e pencil beam).

Figura 70 - Resultado obtido com a irradiação dos dosímetros colocados no ARP, simulando o tratamento de um tumor de orofaringe avançado com IMRT. Para comparação, o gráfico também mostra os valores extraídos do sistema de planejamento usando dois algoritmos: collapsed cone e pencil beam.

Verificou-se que ambos os algoritmos de cálculo são compatíveis dentro do intervalo de confiança de 68%, exceto em um ponto no interior do PTV: o collapsed cone avaliou dose 3% superior ao pencil beam no volume representado pelo dosímetro 3. A escala das ordenadas é logarítmica para que as discrepâncias entre resultados experimentais e planejamento sejam melhor visualizadas.

Os dosímetros colocados no interior do PTV apresentaram subdosagem de 1,5% com relação ao planejamento (pencil beam), porém há concordância levando-se em conta as incertezas obtidas tanto dos resultados experimentais quanto do planejamento. Nas regiões monitoradas pelos dosímetros 4 a 7 há altos gradientes de dose, evidenciados pelos tamanhos das barras de erro extraídas do planejamento. O dosímetro 5 avalia doses compatíveis com o planejamento, porém o dosímetro 4 só é compatível considerando dois desvios padrão. Os valores de dose medidos nas regiões próximas a ossos são 15% menores que os valores planejados, mas são compatíveis com eles dentro de dois desvios padrão e correspondem a regiões distantes do PTV.

VIII.7. IRRADIAÇÃO DO TÓRAX

A seguir, estão apresentados os resultados referentes às irradiações feitas no tórax do ARP, simulando um tumor de pulmão (no caso 3D) e um tumor de mediastino (no caso de IMRT).

Durante o planejamento 3D, a geometria da mesa de tratamento não foi levada em, conta. Em consequência, um dos campos propostos, aquele que possuía

ângulo de gantry de 120°, emitia feixe que era interceptado por uma barra metálica pertencente à mesa de tratamento. Isso fez com que sua intensidade fosse atenuada antes mesmo de incidir no objeto simulador, provocando discrepâncias sistemáticas comparadas com os resultados esperados. Estes testes foram feitos sem a placa de isopor em baixo do objeto simulador.

No gráfico da Figura 71, estão os valores de dose experimental e planejadas para este tratamento. O algoritmo de Batho foi utilizado na correção das curvas de isodose para as heterogeneidades existentes (pulmões). É interessante notar que apesar da correção ter sido aplicada, não foram percebidas alterações significativas nas doses extraídas do planejamento, pois as doses monitor foram corrigidas de forma que as doses calculadas para o PTV permanecessem as prescritas. A escolha da correção leva o algoritmo a identificar a densidade eletrônica dos materiais envolvidos e prever a quantidade de unidades monitor para obter a dose prescrita inicialmente. Desta forma as doses medidas nos casos onde o algoritmo é aplicado devem ser menores, comparadas com o caso em que não se corrigem as curvas de isodose.

Os pontos que representam o planejamento são mostrados na figura como a média dos valores entre as duas situações: planejamento com correção e planejamento sem correção, já que os resultados são muito próximos.

Por outro lado, observa-se que, no PTV, os valores experimentais obtidos quando a correção de Batho é aplicada, são sistematicamente 17% menores que os valores de dose planejados. Da mesma forma os valores de dose experimental, para

Figura 71 - Resultado da irradiação feita no ARP com dosímetros posicionados no tórax, simulando um tumor pulmonar genérico. Para comparação, são mostrados valores de dose calculados com o ECLIPSE. A correção de Batho para heterogeneidades foi usada neste caso.

o caso em que nenhuma correção é aplicada, são 13% sistematicamente maiores que os valores esperados em todas as regiões monitoradas. Levando em consideração um dos feixes era interceptado pela barra metálica da mesa, as discrepâncias encontradas estão mal avaliadas, ou seja, as discrepâncias devem ser menores no caso do uso da correção de Batho e maiores no caso onde ela não é aplicada.

Assim como no caso de cabeça, o planejamento referente a aplicações de IMRT em pulmão foi feito usando os algoritmos collapsed cone e pencil beam. Foi verificado que as doses calculadas com o pencil beam são sistematicamente menores que as calculadas com o collapsed cone, no entanto, ambos os resultados são compatíveis entre si dentro do intervalo de confiança de 68%. Os valores de dose extraídos do planejamento IMRT, bem como os resultados experimentais, estão na Figura 72.

Os quatro primeiros dosímetros, aqueles que foram posicionados no interior do PTV, na região de interface entre o pulmão e o mediastino e em uma região de gradiente, apresentaram discrepância média de 1,5% em relação ao planejado (pencil beam). Discrepâncias médias de 11% foram encontradas na região do mediastino e pulmão. O dosímetro 7 monitorou uma região do pulmão onde era depositada uma dose bem menor que a do PTV e observou-se superdosagem de 73% relativamente ao planejamento com pencil beam.

Na literatura, existem trabalhos que comparam doses medidas com doses planejadas, estabelecendo relações entre a exatidão dos resultados e o tamanho de

Figura 72 - Resultado relativo à irradiação do tórax do ARP usando IMRT. Os dosímetros foram posicionados de modo a verificar o tratamento de um tumor de mediastino. Neste caso, utilizaram-se dois algoritmos de cálculo: collapsed cone e pencil beam.

campo de radiação. Segundo Carrasco et al (2004), quando o feixe começa a ficar muito estreito, os elétrons Compton gerados no interior do campo passam a depositar maior quantidade de energia no exterior, causando o chamado desequilíbrio eletrônico lateral. A consequência direta desse fenômeno é a diminuição da dose no interior do campo. No caso do tecido ser pulmão, os elétrons têm alcance muito maior que nos tecidos moles e o desequilíbrio eletrônico lateral passa a ser mais crítico. Os códigos usados nos TPSs, Batho e pencil beam, não levam em conta o desequilíbrio eletrônico lateral e por esta razão superestimariam a dose calculada. O problema no cálculo é pior quanto menor for o tamanho do campo e este efeito é importante em casos de IMRT, onde os campos são compostos de segmentos que eventualmente podem ter área muito pequena.

A perda de equilíbrio eletrônico lateral é observada claramente nas medidas com radioterapia conformacional, onde as doses planejadas são sistematicamente superestimadas. Nas medidas com IMRT, não foi possível observar tal desequilíbrio, provavelmente por causa do posicionamento dos dosímetros. As posições não foram bem escolhidas, tanto que pouca diferença entre as doses calculadas pelos algoritmos foi notada, fato que é discrepante dos resultados apresentados na literatura (Carrasco et al. 2004).

VIII.8. IRRADIAÇÃO DA PELVE

Os resultados apresentados na Figura 73 correspondem à aplicação radioterápica com um único campo de raios-X gerados com 6MV, incidente pela parte anterior da pelve do ARP. A resposta dos dosímetros posicionados ao longo do eixo do feixe, na direção AP, resultaram em uma curva semelhante ao PDP. O planejamento deste caso foi feito no CadPlan, de onde as doses foram extraídas e também estão representadas na figura.

Comparando-se os resultados experimentais com o planejamento, verificou-se discrepâncias da ordem de 1% para a maioria das medidas e 4% em um dos pontos. A maior discrepância foi encontrada no primeiro dosímetro posicionado em torno de 0,8 cm da superfície do objeto simulador. Em adição, comparou-se estes

Figura 73 - Resultados sobre irradiação da pelve do ARP com um campo incidindo pela parte anterior. Para comparação, mostra-se valores de dose extraídos do sistema de planejamento CadPlan. Neste caso, utilizaram-se três dosímetros por ponto de medida. Uma curva de PDP medida em água pela instituição, também foi colocada no gráfico.

resultados com uma curva de PDP em água, obtida pela própria instituição por meio de um objeto simulador padrão de água automatizado. Desejando-se comparar uma curva relativa de PDP com doses absolutas, atribuiu-se ao ponto com 92% da dose máxima, 0,27 Gy.

As barras de incerteza horizontais correspondem ao erro existente no posicionamento dos dosímetros. As posições foram medidas no objeto simulador, com uma régua, relativamente à superfície do objeto simulador, e a incerteza atribuída é de 6 mm (diâmetro dos orifícios).

Tanto os resultados obtidos com TLD quanto os valores de dose extraídos do planejamento têm comportamento com a profundidade n'água muito semelhante à forma da curva de PDP, mesmo sendo obtidos em meios diferentes (ARP e água). Levando em conta as barras de erro atribuídas aos pontos, foi possível verificar compatibilidade dos mesmos com a curva de PDP, para profundidades maiores que ~2 cm.

Observa-se que, a razão para ocorrência de discrepância entre os resultados experimental e planejado no dosímetro mais próximo da superfície, está diretamente ligada à presença de gradiente de dose. Por ser uma região de buildup, pequenas variações no posicionamento acarretam diferenças significativas na dose pontual, fato que fica evidente ao observar que a incerteza da dose planejada é relativamente grande. Desta maneira, verifica-se que, apesar da discrepância observada entre experimento e planejamento, ambos os resultados são compatíveis com a curva de PDP esperada e refletem a dose monitorada na região.

Com o sistema ECLIPSE, foram efetuados planejamentos das duas fases na verificação do tratamento de tumor prostático. Em ambos os casos, havia dosímetros posicionados no interior do ARP, exatamente nos mesmos locais. Os volumes monitorados foram: PTV, região com gradiente e local afastado do PTV.

Na Figura 74(a) está o resultado da dosimetria para a primeira fase. A discrepância chega a 2,5% nos dosímetros sujeitos a um gradiente de dose, no entanto, levando-se em conta as barras de erro atribuídas aos resultados experimentais e às doses extraídas do sistema de planejamento, é possível afirmar que todos os pontos experimentais são compatíveis com os valores planejados.

Na Figura 74(b) está o resultado de dosimetria para a segunda fase, com seis campos. Os feixes cujos ângulos de gantry eram 220° e 140° atravessavam as barras metálicas pertencentes à mesa de tratamento proporcionando certa atenuação. Neste caso, foi encontrado subdosagem sistemática de 1,5% na região do PTV e de 2% na região de gradiente. A região de baixa dose, afastada do volume de tratamento, apresentou níveis de dose compatíveis com o planejamento, considerando as barras de erro.

Metade da mesa de tratamento possui barras metálicas e havendo possibilidade de rotação, repetiu-se o experimento com a mesa girada. Obtiveram-se resultados (Figura 74(b)) compatíveis ao planejamento com flutuações da ordem de 1%, exceto nas regiões de baixa dose, onde foi encontrada superdosagem de 4 a 13%.

Figura 74 - Resultado obtido para irradiações da pelve do ARP, simulando tumor prostático tratado com radioterapia 3D. Em (a) mostra-se a comparação entre valores medidos e planejados para a primeira fase; em (b) mostra-se o resultado equivalente à segunda fase do tratamento.

Figura 75 - Resultado da irradiação por IMRT, da pele do ARP em simulação de tratamento para tumor prostático. Na figura, mostram-se os valores de dose extraídos do planejamento usando algoritmo pencil beam e são indicados os volumes monitorados pelos dosímetros.

As aplicações de IMRT na pele do ARP, simulando tratamento de próstata (Figura 75), apresentaram resultados em concordância com o planejamento, levando em conta as barras de erro atribuídas aos pontos. As discrepâncias para este caso são de 2% em média, para a maioria dos órgãos avaliados, chegando a 8% em regiões de baixa dose, distantes do PTV.

VIII.9. SÍNTESE

Em suma, dos resultados obtidos, é importante notar as discrepâncias obtidas em irradiações da cabeça cujo planejamento foi feito com o ECLIPSE (Tabela 9). Uma vez que este sistema não leva em conta a heterogeneidade criada pelo crânio, obteve-se subdosagem sistemática das medidas experimentais, quando comparadas com as doses planejadas.

Destaca-se também a conclusão de que o material constituinte do ARP é equivalente à água para os feixes de radioterapia que foram empregados. Este resultado foi obtido através da irradiação da pele com um único campo, planejado com o CadPlan.

Não foi possível, na situação de maior heterogeneidade (medidas no pulmão), identificar diferenças entre o collapsed cone e o pencil beam, algoritmos de cálculo do Helax-TMS (Tabela 10). Ambos apresentaram resultados semelhantes dentro de um desvio padrão.

Em dois testes, ocorreu interceptação do feixe por barras metálicas laterais à mesa de tratamento, proporcionando medidas subdosadas comparadas com o plano inicial. Um dos casos foi a irradiação do pulmão e o outro foi a irradiação da

segunda fase da pelve. Apenas no segundo caso foi possível quantificar a discrepância, que foi em média 3%. Ambos os casos foram planejados com ECLIPSE.

Tabela 9 - Tabela contendo a coluna “média” mostrada na Tabela 4, cujos valores foram usados como referência na comparação com os valores de dose experimental. Também são mostrados os valores de dose experimental obtidos com dosimetria TL. A identificação dos dosímetros segue as figuras 42, 45 e 50.

	Dosímetro	Planejamento (10 ⁻² Gy)	Experimental* (10 ⁻² Gy)
CÉREBRO	dos01	30,00(3)	28,90(20)
	dos02	30,20(1)	29,08(29)
	dos03	26,8(18)	28,68(26)
	dos04	29,70(11)	27,06(16)
	dos05	15,00(3)	14,01(47)
	dos06	1,40(12)	1,85(6)
TÓRAX	(sem correção)	dos01	31,90(4)
		dos02	31,80(4)
		dos03	31,00(9)
		dos04	30,50(37)
		dos05	1,00(5)
		dos06	0,60(2)
		dos07	2,20(3)
		dos08	1,60(2)
	(Batho)	dos01	32,00(8)
		dos02	32,30(13)
		dos03	30,20(12)
		dos04	30,40(44)
		dos05	1,00(5)
		dos06	0,50(2)
		dos07	2,40(3)
		dos08	1,90(2)
PÉLVE	(1ª fase)	dos01	30,70(4)
		dos02	30,20(11)
		dos03	29,20(18)
		dos04	29,50(36)
		dos05	17,10(8)
		dos06	3,00(49)
	(2ª fase)	dos01	30,20(2)
		dos02	30,10(8)
		dos03	29,00(13)
		dos04	30,02(8)
		dos05	11,6(12)
		dos06	12,10(30)

* No caso da pelve (2ª fase) a coluna da direita mostra os resultados das medidas em que o feixe atingia as barras metálicas da mesa..

** Leituras perdidas.

Apesar das discrepâncias encontradas nos testes, resultados satisfatórios foram obtidos, especialmente nos volumes que limitavam os PTVs. Para a maior parte dos casos, obteve-se resultados experimentais compatíveis com os planejamentos dentro de 2% de exatidão.

Tabela 10 - Cópia da Tabela 5. Nesta tabela estão incluídos os resultados experimentais obtidos com dosimetria TL. Os volumes dos dosímetros estão mostrados nas figuras 44, 47 e 52.

Região Tratada	Descrição do Volume	Dose planejada (Gy)		Experimental (Gy)
		Pencil Beam	Collapsed Cone	
Cabeça e pescoço	Linfonodo E	1,976(14)	1,998(20)	1,952(25)
	Linfonodo D	1,925(14)	1,982(12)	1,871(20)
	PTV1	2,131(19)	2,143(18)	2,099(14)
	Osso	0,296(33)	0,316(29)	0,251(3)
	Alto grad.	1,819(45)	1,844(43)	1,634(28)
	Medula	0,495(49)	0,502(44)	0,420(23)
	Buildup	0,720(79)	0,741(63)	0,731(46)
Tórax	PTV (dos01)	2,154(25)	2,187(12)	2,147(66)
	PTV (dos02)	2,092(6)	2,133(7)	2,179(41)
	Pulmão (dos01)	0,134(41)	0,159(25)	0,232(31)
	Pulmão (dos02)	0,804(55)	0,845(64)	0,710(17)
	Pulmão-Mediastino	2,053(19)	2,018(17)	2,081(55)
	Mediastino	0,937(42)	0,958(41)	0,845(27)
	Buildup	1,172(61)	1,186(59)	1,173(39)
Pelve	Próstata	2,028(3)		2,054(29)
	Reto (dos01)	1,817(74)		1,857(26)
	Reto (dos02)	1,717(94)		1,718(82)
	Bexiga	1,897(81)		1,945(76)
	Osso	0,337(6)		0,365(11)
	Espalhamento	0,048(3)		0,052(2)
	Buildup	0,719(3)		0,744(10)

IX. CONCLUSÕES

IX.1. DA METODOLOGIA

Inicialmente, 5 conjuntos de TLD-100 foram selecionados a partir de 172 dosímetros que possuíam sensibilidade diferentes. Em particular um deles foi usado em grande parte dos experimentos (grupo GWMM) por ser constituído de quantidade razoável de dosímetros com dispersão relativamente pequena. Como pôde ser observado, a utilização de 3 dosímetros por ponto de medida promove redução de dispersão e ao mesmo tempo garante obtenção da informação pontual da dose, caso haja perda de leitura de um dosímetro.

Com base na literatura, atualmente discute-se que as doses administradas aos pacientes devem ter desvio padrão próximo de 2,5%, para que haja controle tumoral e redução da toxicidade em tecidos sadios. Ao compor as respostas dos três dosímetros, obteve-se maior exatidão no valor de dose e isso possibilitou identificar discrepâncias entre resultados experimentais e planejamento. Além disso, foi verificado quão próximo do limite estão as doses monitoradas em algumas regiões, dependendo do sistema de planejamento.

O suporte de PMMA, usado para comportar câmaras de ionização cilíndricas do tipo farmer de 0,6 cm³ em medidas de imersão em água, foi submetido a alguns testes para quantificar eventuais perturbações. Utilizaram-se dosímetros posicionados internamente e externamente ao suporte, que ficava vazio ou era preenchido com água ou com a câmara. A partir dos resultados obtidos, verificou-se reprodutibilidade e compatibilidade com resultados da literatura. Com base nos resultados, pode se afirmar que não foram detectadas perturbações na fluência da radiação pelo suporte.

O suporte para dosímetros TL foi confeccionado em PMMA e era usado em medidas de calibração. Com geometria de uma câmara de ionização do tipo farmer de 0,6 cm³, eram acomodados 3 dosímetros em sua ponteira cuja média de respostas fornecia a dose relativa a uma dada posição.

Obteve-se curvas de PDP com dois grupos de dosímetros (GM39 e GWMM), as quais foram levantadas utilizando o suporte para dosímetros TL inserido no suporte para câmaras de ionização. Assumindo que o suporte para câmaras de ionização não perturbava significativamente a dose local, foi possível avaliar isoladamente o efeito causado pelo suporte de dosímetros.

Dos testes realizados, verificou-se que a PDP medida com ambos os conjuntos de dosímetros era compatível com os resultados da literatura. Desta forma, é possível afirmar que ambos os suportes confeccionados para este trabalho não perturbam de maneira significativa o campo de radiação, dentro das condições analisadas (meio, qualidade da radiação, etc).

Os dosímetros apresentaram comportamento sistemático, dependendo da posição no suporte. Porém, sabendo que a flutuação do grupo GWMM é de 4%, definida inicialmente pela calibração, verifica-se que os desvios observados estão dentro da flutuação do grupo. Desta forma, é possível afirmar que a distribuição de dose no suporte é homogênea e independe da posição.

Neste trabalho, utilizou-se câmaras de ionização do tipo farmer pertencentes ao laboratório e ao Hospital-1, com objetivo de testar seu funcionamento e alguns efeitos causados pela sua presença na dose medida. Todos os testes foram feitos com as câmaras imersas em água, inseridas no suporte projetado para este fim e irradiadas com feixes de ^{60}Co . Diversos fatores como exatidão do objeto simulador construído no laboratório, perturbação do suporte, espalhamento e ionização na haste da câmara foram analisados e forneceram resultados satisfatórios. Experimentos usando PDP, TAR e TPR, mostraram concordância de 1 a 2% entre os valores medidos e esperados pela literatura. A intercomparação entre as câmaras de ionização pertencentes ao hospital e ao laboratório, mostrou respostas com diferenças quadráticas médias de 0,5%, indicando que a resposta de ambas é semelhante. Contudo, a melhor contribuição destes testes, está relacionada com o objeto simulador de água do laboratório. A curva de PDP pode ser medida até profundidades³¹ próximas de 35 cm, semelhantemente às curvas obtidas com um objeto simulador Wellhöfer-Scanditronix comercial. Clinicamente não há necessidade de medir PDP com profundidades tão grandes, mas este recurso pode ser útil para testar comportamento de câmaras de ionização, por exemplo. A espessura da janela e as paredes laterais de alumínio não comprometem e nem limitam a utilização do objeto simulador, de forma que, baseando-se nos testes realizados, ele pode ser considerado apropriado para dosimetria.

IX.2. VERIFICAÇÃO DOS TRATAMENTOS

Através de diversas irradiações feitas em dois hospitais, usando um objeto simulador antropomórfico (Alderson Rando Phantom - ARP), foi possível avaliar o

³¹ Deixando uma espessura de 5 cm de água após a câmara para garantir contribuição de retroespalhamento (IAEA, 1987; IAEA, 2001).

funcionamento de alguns algoritmos usados para cálculo de dose e correção de heterogeneidades (Batho Power Law, pencil beam e collapsed cone), implementados nos seguintes sistemas de planejamento: CadPlan, ECLIPSE, KonRad e Helax-TMS.

Foi verificado que, por padrão, os sistemas CadPlan e ECLIPSE não fazem correções para heterogeneidades. Os sistemas de planejamento calculam as distribuições de isodose levando em conta apenas a geometria externa do paciente e assumem que todo tecido (osso, pulmão, gordura) é equivalente à água. Para o ECLIPSE, o fato pôde ser observado analisando os resultados relativos à irradiação da cabeça. Doses inferiores aos valores planejados foram sistematicamente medidas. Atribuiu-se essa discrepância à presença do crânio, que não é computada no cálculo sem correção.

O material constituinte do ARP, que simula tecido mole, é equivalente à água. Este fato pôde ser observado na irradiação da pelve por um campo anterior. Da maneira como os dosímetros foram dispostos e o campo de radiação aplicado, a distribuição de dose no objeto simulador assemelhou-se a uma distribuição de PDP em água. De fato, comparando os resultados medidos com os dosímetros, os extraídos do CadPlan e os obtidos com uma curva de PDP fornecida pela instituição (medida em água nas mesmas condições de DFS, tamanho de campo e energia de feixe), verifica-se compatibilidade de todos os resultados dentro de um desvio padrão. Neste caso, pode se desconsiderar a limitação do cálculo para heterogeneidades, pois, a região onde o campo incidia e os dosímetros eram posicionados era homogênea, isto é, havia somente um tipo de material.

Em uma irradiação do pulmão foi possível avaliar o comportamento de dois algoritmos de cálculo do Helax: pencil beam e collapsed cone. Pelos resultados obtidos, não foi possível identificar diferenças significativas entre os dois algoritmos e ambos os resultados extraídos do planejamento foram compatíveis entre si dentro de um desvio padrão. De acordo com Carrasco et al (2004), o pencil beam deve apresentar resultados satisfatórios apenas nas regiões externas ao pulmão, mas diverge no interior. O collapsed cone, por outro lado, é construído com base em algoritmos de convolução que se aproximam mais das medidas experimentais que o pencil beam. Os resultados deste trabalho não conferiram com a literatura por dois motivos prováveis: a má escolha dos pontos para medida de dose e a diferença entre os tipos de objeto simulador (Carrasco utiliza um objeto simulador de placas homogêneas).

Deve-se ficar atento com a escolha dos ângulos de gantry usados em alguns tratamentos. É importante, antes de iniciar a terapia, verificar se o gantry pode girar livremente ao redor do paciente. Caso haja uma situação em que o gantry colida com a mesa de tratamento e não é possível definir um arranjo de campos diferente, deve-se tomar cuidado para que o feixe não intercepte as barras metálicas da mesa. A maioria das mesas de tratamento permite rotação de 180° e, em geral, o outro lado não possui tais barras. Em dois testes, ocorreu interceptação do feixe pelas barras. Um deles, em irradiação do tórax e outro, na irradiação da segunda fase da pelve. No segundo teste, houve subdosagem sistemática de cerca de 1,5 a 2%, atribuída à presença da barras.

Aplicadas as correções para heterogeneidade, verificou-se que os resultados obtidos nas regiões de PTV foram compatíveis com o planejamento com exatidão de 2% para a maioria dos testes. Isto está de acordo com variação recomendada pelo ICRU62 (1999) que é de +3,5%/-2,5% na administração de dose para o volume alvo. As regiões com gradiente de dose são de difícil interpretação. Em alguns milímetros, a dose pode variar mais de 10% e isso é crítico na técnica de IMRT, a qual produz gradientes relativamente grandes quando há tentativa de aumentar a dose no volume alvo e reduzir simultaneamente a toxicidade em tecidos sadios. Nas regiões afastadas do PTV, todos os sistemas de planejamento apresentaram discrepâncias relativamente grandes, evidenciando possíveis limitações quanto ao cálculo de radiação espalhada.

Ao comparar doses medidas dentro do PTV com as extraídas do planejamento, verificou-se que a técnica de radioterapia 3D mostrou níveis aceitáveis de dose enquanto a técnica de IMRT mostrou valores mais exatos, com maior compatibilidade entre medido e planejado, de acordo com o ICRU62 (1999).

REFERÊNCIAS

- AAPM, 1983 AAPM American Association of Physicists in Medicine – Task Group 21, A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. *Med.Phys.*, 1983, 10, 6, p. 741-771.
- AAPM, 1999 AAPM American Association of Physicists in Medicine – Task Group 51, AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.*, 1999, 26, 9, p. 1847-1870.
- Ahnesjö and Andreo, 1989 AHNESJÖ, A. and ANDREO, P. Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations. *Phys. Med. Biol.*, 1989, 34, 10, p. 1451-1464.
- Ahnesjö et al, 1992 AHNESJÖ, A., SAXNER, M. and TREPP, A. A pencil beam model for photon dose calculation. *Med. Phys.*, 1992, 19, 2, p. 263-273.
- Aldred, 1987 ALDRED, M. A. *Estudo “in vivo” da influência de heterogeneidades de tecidos na distribuição de doses em terapias com raios-X de alta energia*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade de São Paulo, 1987. Dissertação de Mestrado.
- Almond et al, 1966 ALMOND, P. R., WRIGHT, A. and LONTZ, J. F. The use of LiF thermoluminescent dosimeters to measure the dose distribution of high energy electron beams. *Phys. Med. Biol.*, 1966, 11, p. 622.
- ANVISA, 2006 AGENCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, *Regulamento técnico para o funcionamento dos serviços de radioterapia, visando a defesa da saúde dos pacientes, dos profissionais envolvidos e do público em geral*. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC nº20, 2006.
- Batho, 1964 BATHO, H. F. Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. *J. Can. Assoc. Radiol.*, 1964, 15, p. 79-83.
- Benavides, 2003 BENAVIDES, S. O., ROJAS, J. C. y OLAYA, H. Implementación de un sistema de dosimetria personal utilizando dosimetria termoluminescente. *Rev. Col. Fís.*, 2003, 35, 1, p. 202-205.

- Bilski, 2002 BILSKI, P. Lithium Fluoride: from LiF:Mg:Ti to LiF:Mg,Cu,P. *Rad. Prot. Dosimetry*, 2002, 100, 1-4, p. 196-206.
- Cameron et al, 1968 CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N. and KENNEY, G. N. *Thermo-luminescent dosimetry*. The University of Wisconsin Press, 1968.
- Carrasco et al, 2004 CARRASCO, P., JORNET, N., DUCH, M. A., WEBER, L., GINJAUME, M., EUDALDO, T., JURADO, D., RUIZ, A. and RIBAS, M. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med. Phys.*, 2004, 31, 10, p. 2899-2911.
- Constantinou et al, 1982 CONSTANTINO, C., ATTIX, D. F. H. and PALIWAL, B.R. A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and γ -ray beam calibrations. *Med. Phys.*, 1982, 9, 3, p. 436.
- Cosset et al, 1995 COSSET, J. M., MAHER, M. and HABRAND, J. L. New particles in radiotherapy: an introduction. *Radiat. Environ. Biophys.*, 1995, 34, 1, p. 37-39.
- Curie and Garlick, 1963 CURIE, D. and GARLICK, G. F. J. *Luminescence in crystals*. Methuen and Co Ltd, 1963.
- da Silva, 2000 DA SILVA, A. A. R. *Determinação da concentração de ^{222}Rn e filhos em ambientes fechados com detectores plásticos*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade da São Paulo, 2000. Tese de Doutorado.
- Daniels et al, 1953 DANIELS, F., BOYD, C. A. and SAUNDERS, D. F. Thermoluminescence as a research tool, *Science*, 1953, 117, 343.
- Freitas, 2000 FREITAS, M. B. *Termoluminescência*. São Paulo: IF-USP, 2000. Monografia para o curso FMT708.
- Guimarães, 2005 GUIMARÃES, C. C. *Monitoração individual externa: experimentos e simulações com o Método de Monte Carlo*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade da São Paulo, 2005. Tese de Doutorado.
- Gum et al, 2002 GUM, F., SCHERER, J., BOGNER, L., SOLLEDER, M., RHEIN, B. and BOCK, M. Preliminary study on the use of an inhomogeneous anthropomorphic frick gel phantom and 3D magnetic resonance dosimetry for verification of IMRT treatment plans. *Phys. Med. Biol.*, 2002, 47, p. N67-N77.

- Helene e Vanin, 1991 HELENE, O. A. M. e VANIN, V. R. *Tratamento estatístico de dados em física experimental*. Edgard Blücher, 1991.
- Hendee and Ibbott, 1996 HENDEE, W. R. and IBBOTT, G. S. *Radiation therapy physics*. 2nd Mosby-Year Book, Inc, St. Louis, MO, 1996.
- IAEA, 1987 International Atomic Energy Agency, *Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice*. Technical Report Series n°277, 2^aed. In 1997, Vienna, 1987.
- IAEA, 2001 International Atomic Energy Agency, *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Technical Report Series n°398, Vienna, 2001.
- IAEA, 2005 International Atomic Energy Agency, *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. E.B.Podgorsak (Tech. Editor), Vienna, 2005.
- Ibbott et al, 1975 IBBOTT, G. S., BARNES, J. E., HALL, G. R., and HENDEE, W. R. Steam corrections for ionization chambers. *Med. Phys.*, 1975, 2, 6 ,p. 328-330.
- ICRP23, 1975 International Commission on Radiological Protection, *Reference man: anatomical, physiological and metabolic characteristics*. ICRP Report n°23, 1975, Pergamon Press, Oxford.
- ICRU24, 1976 International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures*. ICRU Report n° 24, 1976, p. 13.
- ICRU30, 1979 International Commission on Radiation Units and Measurements, *Quantitative concepts and dosimetry in radiobiology*. ICRU Report n° 30, Bethesda, MD, 1979.
- ICRU44, 1988 International Commission on Radiation Units and Measurements, *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. ICRU Report n° 44, Bethesda, MD, 1989.
- ICRU50, 1993 International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. ICRU Report n° 50, Washington, DC, 1993.

- ICRU62, 1999 International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*, ICRU Reports N° 62, (Suplement to ICU Report 50), Bethesda, MD, 1999.
- INCA, 2001 TECDOC Protocolo de controle da qualidade n° 1151, *Aspectos físicos da garantia de qualidade*, Ministério da Saúde, INCA, 2001.
- Johns and Cunningham, 1983 JOHNS, H. E. and CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. Charles C. Thomas, 4^aed, 1983.
- Johns et al, 1953 JOHNS, H. E., WHITMORE, G. F., WATSON, T. A. and UMBERG, F. H. A system of dosimetry for rotation therapy with typical distributions. *J. Can. Assoc. Radiol.*, 1953, 4, 1.
- Johnston, 1962 JOHNSTON, W. G. Effect of impurities on the flow stress of LiF crystals. *J. Appl. Phys.*, 1962, 33, p. 2050.
- Khan, 1994 KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2nded., 1994.
- Kirov et al, 1995 KIROV, A. S., WILLIAMSON, J. F., MEIGOONI, A. S. and ZHU, Y. TLD, diode and Monte Carlo dosimetry of an ¹⁹²Ir source for high dose-rate brachytherapy. *Phys. Med. Biol.*, 1995, 40, p. 2015-2036.
- Klein, 1999 KLEIN, D., GUELEV, M., KOSTOVA, M. and HRISTOSKOVA, M. New Radon and Gamma Device Using TLD and SSNTD to Carry Out Monitoring in the Environment. *Radiation Measurements*, 1999, 31, 1, p. 319-324.
- Knöös et al, 1995 KNÖÖS, T., AHSNESJÖ, A., NILSSON, P. AND WEBER, L. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Phys. Med. Biol.*, 1995, 40, p. 1411-1420.
- Lederman, 1981 LEDERMAN M. The early history of radiotherapy: 1895-1939. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 1981, 7, p. 639-648.
- Lima, 1991 LIMA, J. F. *Mecanismo de Termoluminescência da Calcita*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade de São Paulo, 1991. Tese de Doutorado.

- Mellenberg et al, 1990 MELLENBERG, E. D., DAHL, R. A. and BLACKWELL, C. R. Acceptance testing of an automated scanning water phantom. *Med. Phys.*, 1990, 17, 2.
- Mikado et al, 1978 MIKADO, T., TOMIMASU, T., YAMAZAKI, T. and CHIWAKI, M., *Nucl. Instrum and Meth.*, 1978, 107, 109.
- Nobel, 1967 Nobel Lectures: Physics. 1901-1921 - Including presentation speeches and Laureates' biographies, Amsterdam: Nobel Foundations, 1967.
- Okuno, 1984 OKUNO, S. F. *Dosagem da braquiterapia com ¹⁹²Ir do câncer de mama*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade da São Paulo, 1984. Dissertação de Mestrado.
- Pietrzyk et al, 1996 PIETRZYK, U., HERHOLZ, K., SCHULSTER, A., v. STOCKHAUSEN, H. -M., LUCHT, H. and HEISS, W. -D. Clinical applications of registration and fusion of multimodality brain images from PET, SPECT, CT, and MRI. *Eur. J. Radiol.*, 1996, 21, 3, p. 174-182.
- Piters et al, 1993(a) PITERS, T. M., MEULEMANS, W. H., AND BOS, A. J. J. An automated research facility for measuring thermoluminescence emission spectra using multichannel analyzer. *Rev. Sci. Instrum.*, 1993, 64, 1, p. 109-117.
- Piters et al, 1993(b) PITERS, T. M. *A study into the mechanism of thermoluminescence in a LiF:Mg,Ti dosimetry material*. Delft : Delft University of Technology, 1993. PhD Thesis.
- Powers et al, 1973 POWERS, W. E., KINZIE, J. J., DEMIDECKI, A. J., BRADFIELD, J. S. and FELDMAN, A. A new study of field shaping for external-beam radiation therapy. *Radiology*, 1973, 108, 2, p. 407-411.
- Ranogajec-Komor , 2002 RANOGAJEC-KOMOR, M. Thermoluminescence dosimetry - application in environmental monitoring. *Radiation Safety Management*, 2002, 2, 1, p. 2-16.
- Saw, 2002 SAW, C. B. *Therapeutic radiological physics*. University of Nebraska Medical Center, Omaha, NE, 2002.

- Sawakuchi, 2003 SAWAKUCHI, G. O. *Elucidando a gênese da cor do quartzo irradiado*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade de São Paulo, 2003. Dissertação de Mestrado.
- Shrimpton et al, 1981 SHRIMPTON, P. C., WALL, B. F. and FISHER, E. S. The tissue-equivalence of the Alderson Rando Anthropomorphic Phantom for X-rays of diagnostic quality. *Phys. Med. Biol.*, 1981, 26, 1, p. 133-139.
- Sterling et al, 1964 STERLING, T. D., PERRY, H. and KATZ, I. Derivation of a mathematical expression for the percent depth dose surface of ^{60}Co beams and visualization of multiple field dose distribution. *Br. J. Radiol.*, 1964, 37, p. 544.
- Sunta et al, 1994 SUNTA, C. M., YOSHIMURA, E. M. and OKUNO, E. Sensitization and supralinearity of CaF_2 : natural thermoluminescence phosphor. *Phys. Stat. Sol. (a)*, 1994, 142, p. 253-264.
- Suntharalingam et al, 1967 SUNTHARALINGAM, N., ZIMMERMAN, D. W. and KENNEY, G. N. *Personal dosimetry with single crystals of lithium fluoride*. Luminescence Dosimetry, Proc. Int. Conf. Stanford., 1965. AEC Symp. Ser., vol. 8, CONF-650637. Division of Technical Information, USAEC, 1967.
- Takahashi et al, 1961 TAKAHASHI, S., KITABATAKE, T., MORITA, K., OKAJIMA, S. and ILDA, H. Methods for improved adjustment of dosage distribution to deep-seated diseased foci in moving field radiation. *Strahlentherapie*, 1961, 115, p. 478-488.
- Takahashi, 1965 TAKAHASHI S. Conformation radiotherapy. Rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*, 1965, Suppl 242:1+.
- Thomas, 1991 THOMAS, S. J. A modified power-law formula for inhomogeneity corrections in beams of high-energy x rays. *Med. Phys*, 1991, 18, 4, p. 719-723.
- Wong and Henkelman, 1982 WONG, J. W. and HENKELMAN, R. M. Reconsideration of power-law (Batho) equation for inhomogeneity corrections. *Med. Phys.*, 1982, 9, 4, p. 521-530.

- Yoshimura, 1980 YOSHIMURA, E. M. *Determinação simultânea de dose e energia efetiva de raios-X com dosímetros termoluminescentes de fluorita natural*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade de São Paulo, 1980. Dissertação de Mestrado.
- Young and Gaylord, 1970 YOUNG, M. E. J. and GAYLORD J. D. Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy. *Br. J. Radiol.*, 1970, 43, p. 349-355.
- Yukihara, 2001 YUKIHARA, E. G. *Desvendando a cor e a termoluminescência do topázio: um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural*. São Paulo : Instituto de Física; Universidade de São Paulo, 2001. Tese de Doutorado.
- Yukihara et al, 2005 YUKIHARA, E. G., YOSHIMURA, E. M., LINDSTROM, T. D., AHMAD, S., TAYLOR, K. K. and MARDIROSSIAN, G. High-precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin Al₂O₃:C dosimeters. *Phys. Med. Biol.*, 2005, 50, p. 5619-5628.
- Zimmerman et al, 1965 ZIMMERMAN, D. W., RHYNER, C. R. and CAMERON, J. R. *Thermal annealing effects on the thermoluminescence of LiF*. USAEC Rept COO-1105-101, 1965.
- Zimmerman, 1971 ZIMMERMAN, J. The radiation-induced increase of the 100°C thermoluminescence sensitivity of fired quartz. *Journal of Physics C: Solid State Physics*, 1971, 18, 4, p. 3265-3276.