MARTHA AURELIA ALDRED

SBI-IFUSP

305M810.T0958

ESTUDO "IN VIVO" DA INFLUÊNCIA DE HETEROGENEIDADE DE TECIDOS
NA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE EM TERAPIAS COM RAIOS X DE ALTA ENER
GIA.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Instituto de
Física da Universidade de São Paulo

Martha Aldred
Shiguo Watanabe

Orientador: Prof. Dr. Shiguo Watanabe

539,7
A365 e

M

ex. 2

FICHA CATALOGRÁFICA

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

Aldred, Martha Aurelia

Estudo "in vivo" da influência de heterogeneidade
de tecidos na distribuição de dose em terapias com
raios-x de alta energia. São Paulo, 1987.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Pau-
lo. Instituto de Física. Departamento de Física Nu-
clear.

Área de Concentração: Física Nuclear
Orientador: Prof. Dr. Shigueo Watanabe

Unitermos: 1.Dosimetria TL; 2.Radioterapia; 3.He-
terogeneidade de tecidos; 4.Medidas "in vivo".

USP/IF/SBI - 05/87

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Shigueo Watanabe, pela oportunidade de realizar este trabalho e pela dedicação e entusiasmo sempre presentes.

Ao Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz, na pessoa do Dr. Dirceu Martins Vizeu, por viabilizar a execução do projeto.

À CAPES pelo suporte financeiro.

À Dra. Marília Teixeira da Cruz, pela paciência nas discussões que foram de valor inestimável.

À Dra. Emico Okuno, pelo estímulo incondicional e pelo exemplo de dedicação.

Ao Dr. Masao Matsuoka, pela colaboração na seção II.3.

À minha irmã, Vera Lúcia Aldred, pela participação na seção I.4.

Ao Homero Lavieri Martins e ao Renato Rossetto, pelo fornecimento de valiosas informações.

À Regina Casseb Lima e à Maria Silvia Santos Braga, pelo auxílio na parte experimental.

Aos funcionários do Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz, pela boa vontade manifestada em todas as ocasiões, em especial, ao físico Luiz Alberto M. Scaff.

A todos os membros do Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, pela amizade e pelo excelente ambiente de trabalho.

Ao João Carlos Terrassi, pelo capricho e precisão na confecção dos desenhos.

À Dirce Umisedo, pela esmerada datilografia.

RESUMO

O estudo dos efeitos da heterogeneidade de tecidos nas doses administradas em radioterapia tem sido alvo de diversos trabalhos. A maioria deles mostra medidas "in vitro" em fantasmas homogêneos nos quais são introduzidos materiais que simulam a presença de ossos ou de cavidades de ar.

No presente trabalho optou-se por um estudo "in vivo" para o qual utilizou-se como instrumento de medida a dosimetria termoluminescente, bastante apropriada por motivos bem conhecidos. Foram escolhidos oito pacientes com tumor na região pélvica, tratados com raios x do Acelerador Linear de 4 MeV do Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz.

A relação entre as doses medidas na entrada e na saída do feixe, quando comparada ao valor previsto para fantasmas homogêneos, indica a influência da heterogeneidade na distribuição da dose. A análise das medidas efetuadas nos oito pacientes, mostrou que a dose administrada ao centro do tumor pode ser 8% menor do que aquela planejada sem levar-se em conta a referida heterogeneidade.

ABSTRACT

Several authors investigated the effect of the heterogeneity of tissue in the dose distribution in a radiation-therapy. Practically all of them carried out "in vitro" measurements using a solid body immersed in a water phantom, in order to simulate the inhomogeneity, such as bone, air cavity, etc.

In the present work, "in vivo" measurements were performed utilizing thermoluminescent dosimeters, whose appropriateness and convenience are well known. Eight patients at Instituto de Radioterapia Oswaldo Cruz were selected, that were under irradiation treatments in their pelvic region.

The ratio between body entry radiation dose and the corresponding exit dose, when compared to the same ratio for a homogeneous phantom, gives the influence of the heterogeneity of the tissue the radiation crosses.

The results found in those eight patients have shown that "in vivo" measurements present a ratio about 8% smaller than in homogeneous phantom case.

ÍNDICE

	Pag.
I. INTRODUÇÃO	1
I.1 - HISTÓRICO	2
I.1.1 - O homem e a radiação	2
I.1.2 - A descoberta dos raios x	4
I.1.3 - O precursor da radioterapia	6
I.1.4 - A evolução dos aparelhos de radioterapia	8
I.1.5 - Aceleradores lineares de megavoltagem para radioterapia	9
I.2 - DOSIMETRIA DA RADIAÇÃO	16
I.2.1 - Interação da radiação com a matéria.	16
I.2.2 - Grandezas e unidades	18
I.2.3 - Funções de interesse em radioterapia	25
I.2.4 - Dosímetros	28
I.3 - TERMOLUMINESCÊNCIA	29
I.3.1 - O fenômeno e sua aplicação à dosimetria	29
I.3.2 - Descrição fenomenológica do mecanismo TL	30
I.3.3 - Características dos fósforos TL	33
I.3.4 - Tratamentos térmicos dos fósforos TL	42
I.4 - NOÇÕES DE MEDICINA E RADIOBIOLOGIA	43
I.4.1 - Câncer	43
I.4.2 - Câncer do útero	45
I.4.3 - Radiobiologia.....	50

I.5 - PLANEJAMENTO DA RADIOTERAPIA	54
I.5.1 - Simulação e escolha da técnica	54
I.5.2 - Cálculos	57
I.5.3 - Curvas de isodose	60
I.5.4 - Correções	64
I.6 - OBJETIVOS DO PRESENTE TRABALHO	71
II - MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS	72
II.1 - DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES	73
II.2 - ACELERADOR LINEAR	76
II.3 - LEITOR TERMOLUMINESCENTE	82
II.4 - SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS	85
II.5 - CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS	90
II.6 - DOSIMETRIA "IN VITRO"	94
II.7 - DOSIMETRIA "IN VIVO"	96
II.7.1 - Dosímetros dispostos em matrizes.	96
II.7.2 - Dosímetros dispostos em fileiras.	104
III- RESULTADOS E DISCUSSÕES	112
III.1 - DOSIMETRIA "IN VITRO"	113
III.2 - DOSIMETRIA "IN VIVO"	116
III.2.1 - Dosímetros dispostos em matri-	
zes	116
III.2.2 - Dosímetros dispostos em filei-	
ras	147
III.3 - ANÁLISE GERAL	161
PROJETOS FUTUROS	168
REFERÊNCIAS	169
APÊNDICE	174

I - INTRODUÇÃO

I.1 - HISTÓRICO

I.1.1 - O homem e a radiação^(*)

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 de vidas a esta radiação.

Com o advento da Era Moderna e das descobertas científicas começaram a ser produzidas fontes artificiais de radiação que, com o tempo, passaram a ter as mais diversas aplicações.

O desenvolvimento tecnológico decorrente destas descobertas propiciou o emprego de fontes, naturais e artificiais, tanto a serviço do homem, como ocorre na Medicina, quanto contra ele, que é o caso da produção de armas nucleares.

Na Medicina, a radiação ionizante é utilizada, basicamente, para diagnose e terapia. A Radiologia Diagnóstica emprega, atualmente, além dos aparelhos de raios X convencionais, métodos e equipamentos bastante sofisticados que fornecem imagens das estruturas do corpo humano, cada vez mais precisas e detalhadas, como por exemplo, os Tomógrafos e as Gama-Câmaras Computadorizados. A Radioterapia Moderna aplica radiações, de diversas naturezas e energias, a tratamentos de

(*) por simplicidade de linguagem, o termo radiação será muitas vezes aqui empregado com o significado implícito de radiação ionizante.

lesões que podem ser tão simples como as decorrentes da mã cicatrização de incisões cirúrgicas, ou bem mais graves, como o temido câncer que pode acometer os diversos órgãos do corpo humano.

Paralelamente ao avanço da Medicina neste campo, com a progressiva constatação dos efeitos indesejáveis da radiação, foram sendo criados dispositivos e normas de proteção que, em constante evolução, têm permitido que as práticas atuais sejam infinitamente mais seguras do que o foram as pioneiras. Todavia, existem estudos não muito antigos, contendo estatísticas que demonstram o quanto a radioterapia de doenças benignas pode induzir um aumento na incidência de leucemia e outros tipos de câncer⁽³⁰⁾. É fato conhecido nos meios científicos que, em algumas localidades, a utilização médica da radiação é capaz de duplicar o nível de "radiação de fundo" a que o homem estaria naturalmente exposto.

Como os efeitos biológicos mencionados são o resultado de um processo probabilístico, é possível afirmar que qualquer utilização da radiação possui um risco intrínseco que deve ser limitado a um nível aceitável, para o indivíduo e para a população como um todo. Em Medicina, são aceitos os riscos da exposição à radiação cujos danos biológicos prováveis sejam contrabalançados pelas vantagens a ela associadas.

Dentro desta filosofia, cabe às autoridades científicas e governamentais, dentro de suas esferas de atuação, zelar para que a sociedade possa desfrutar dos benefícios da radiação ionizante, sem submeter-se a riscos desnecessários.

I.1.2 - A descoberta dos raios X

A descoberta dos raios X, atribuída a Wilhelm Conrad Röntgen, data de 1895. Estes raios, segundo ele, tinham a "estranha" propriedade de atravessar substâncias opacas à luz^(1,2).

Na época, Röntgen realizava experimentos com raios catódicos, produzidos num tubo de Hittorf - Crookes. Este aparato nada mais é do que um tubo de vidro contendo gás rarefeito (0,001 mm de Hg) em cujo interior existem dois eletrodos separados pela distância de alguns centímetros; estabelecendo-se entre eles a diferença de potencial de alguns milhares de Volts, com o auxílio de uma bobina de indução de Ruhmkorff, produz-se numa descarga elétrica, ou seja, um feixe de elétrons acelerados, também chamados de raios catódicos.

Existem pelo menos duas versões sobre o dia em que o ilustre pesquisador teria comunicado ao mundo seu feito.

Uma delas foi publicada no McClure's Magazine, em 1896, por Dam⁽³⁾, um repórter que diz ter entrevistado Röntgen logo após o evento, segundo ele, no dia 8 de novembro de 1895. Conta o artigo que o cientista, ao realizar experiências com raios catódicos notava algo diferente, relatado com a seguinte descrição:

Quando a descarga de uma bobina de indução avantajada passa através de um tubo de ar rarefeito, coberto com papelão enegrecido, observe, numa sala escura, a fluorescência de uma tela de papel pintada com platino-cianeto de bário, independentemente da face da tela que esteja voltada para o tubo de descarga; a fluorescên

cia é visível na tela a distâncias que podem chegar a dois metros.

Segundo outra versão⁽⁴⁾, a suspeita de que o Tubo de Crookes produzia, além dos raios catódicos, outros que eram invisíveis, partiu de Lénard; Röntgen teria investigado o fato mais profundamente, chegando à descoberta dos raios-X.

O primeiro comunicado desta descoberta teria sido feito ao Presidente da Sociedade de Física Médica de Würzburg, em dezembro de 1895, através de um relato⁽⁵⁾ em que Röntgen descrevia as primeiras observações dos novos raios.

De qualquer forma, num período de tempo surpreendentemente curto, o precursor da Radiologia pesquisou inúmeras propriedades físicas dos raios X, chegando a interpretações corretas na maioria dos casos. Observou também que, interpondo à fonte de radiação e à tela fluorescente um objeto metálico, conseguia projetar a sombra desse objeto sobre a tela. Em 22 de dezembro de 1895 teria substituído o objeto metálico pela mão de uma pessoa, produzindo, talvez, a imagem radiológica mais antiga da História⁽¹⁾.

Estava, então, iniciado o emprego dos raios-X para fins diagnósticos, que tanto benefício trouxe à humanidade, contribuindo para o progresso da Medicina.

Com muito mérito, o destacado cientista foi contemplado, em 1901, com o primeiro Prêmio Nobel.

É interessante notar, a partir dos fatos de que se tem notícia, que o incansável pesquisador realizava seus experimentos com tal cuidado que os efeitos destrutivos dos raios X passaram-lhe despercebidos.

I.1.3 - O precursor da radioterapia

Existem naturalmente informações conflitantes sobre quem teria sido a primeira pessoa a utilizar as propriedades terapêuticas das radiações ionizantes.

A história mais convincente é a que atribui o feito a Emil H. Grubbé que, em 1896, logo após a descoberta de Röntgen, teria submetido uma paciente portadora de câncer na mama a aplicações de raios X, obtendo resultados positivos.

São também controvertidas as circunstâncias em que Grubbé, um estudante de Medicina de "Hahnemann Medical College", em Chicago, E.U.A., teria constatado, em seu próprio corpo, efeitos biológicos produzidos por esses raios.

De acordo com Von Pfuhl⁽⁶⁾, o estudante de medicina, empolgado com a descoberta que tanto impacto causava na Europa, tentou, em sua escola, reproduzir os experimentos de Röntgen; nesses procedimentos segurava, repetidamente, a tela fluorescente com a mão esquerda.

Em janeiro de 1896, Grubbé observou que sua mão esquerda estava inchada, vermelha e dolorida; dirigiu-se, então, aos professores da referida instituição que, examinando cuidadosamente o caso, tentaram avaliar a gravidade da lesão. Um deles, patologista, verificou que, além da pele, havia com prometimento de outros tecidos mais profundos; outros teriam sugerido que a nova radiação, capaz de afetar tão seriamente os tecidos normais, poderia ter, eventualmente, ação terapêutica sobre certas patologias como câncer e lupus. Alguns dias depois, seguindo orientação de seus mestres, Grubbé atendia a paciente que teria recebido o primeiro tratamento com radia-

ção ionizante.

Segundo outro autor⁽⁷⁾, Grubbé, além de estudante de Medicina, era fabricante de lâmpadas incandescentes e de Tubos de Crookes e, em função da descoberta de Röntgen, estaria pesquisando a fluorescência de diferentes substâncias químicas.

Nestas circunstâncias, em janeiro de 1896, teria observado, no dorso da mão com que segurava as telas, alterações que descrevia como^(8,9): eritema, hiperemia, hiperestesia, formação de bolhas, depilação e escamação da pele, seguida de rachaduras, ulceração e formação de cicatrizes. Estes efeitos teriam dado a Grubbé a idéia de utilizar os raios X para tratamento de lesões como o câncer, o que levaria a cabo ainda naquele mês.

É notável que, tanto na Europa quanto nos Estados Unidos, ainda no decorrer de 1896, foram publicados inúmeros trabalhos que relatavam além das propriedades destrutivas dos raios X, os resultados de suas aplicações diagnósticas e terapêuticas.

É claro que, devido à pequena penetrabilidade da radiação produzida na época, felizmente, os danos causados às pessoas a ela expostas ficaram confinados aos tecidos superficiais.

I.1.4 - A evolução dos aparelhos de radioterapia

A partir de 1945, o aparecimento de Unidades de Teleterapia Isotópicas revolucionou as práticas radioterapêuticas. Estes aparelhos, que utilizavam inicialmente fontes de rádio, por emitirem radiação de alta energia, permitiram o tratamento de lesões localizadas em profundidades não atingidas pelas radiações até então utilizadas.

O desenvolvimento de reatores nucleares possibilitou a produção artificial de radioisótopos de atividades elevadas e meia-vida relativamente longa, como o ^{60}Co e o ^{137}Cs que substituíram o Rádio que, além de emitir um feixe de radiação de pequena intensidade, apresentava custo elevado.

A primeira fonte de ^{60}Co destinada a fins terapêuticos⁽¹⁰⁾ foi produzida em Saskatchewan, Canadá, em 1951, tendo uma atividade de 1 kCi ($3,7 \times 10^{13}$ Bq). Desde então, milhares de unidades de Cobalto e de Césio, este em menor número, têm sido empregadas no mundo inteiro.

Paralelamente, começaram a surgir os aceleradores de partículas carregadas como do de Van de Graff⁽¹¹⁾, o acelerador linear (A.L.)^(12,13,14,15,16), o bétatron^(17,18), o cíclotron e seus derivados^(19,20). Alguns destes aparelhos, inicialmente destinados apenas à pesquisa, foram, com o tempo, adaptados à utilização em radioterapia.

O A.L., entre eles, é o mais importante na área médica e será, por isso, descrito em detalhes na Seção I.1.5. O bétatron é também usado nesse campo, embora em menor escala; ambos produzem além de elétrons acelerados, raios X de alta energia.

Em muitos países as Unidades de Cobalto vêm sendo substituídas por aceleradores lineares. De acordo com publicação de 1984⁽²¹⁾, nos Estados Unidos, os A.L. constituem metade das unidades de teleterapia e 90% das novas instalações. No Brasil, a proporção é diferente; existem atualmente cerca de 99 Unidades de Cobalto e, 52 A.L., 18 dos quais no Estado de São Paulo^(*).

I.1.5 - Aceleradores lineares de megavoltagem para radioterapia

O primeiro acelerador linear, desenvolvido por Wideröe⁽¹²⁾, em 1928, foi destinado a íons pesados. Consistia de uma série de tubos cilíndricos justapostos, chamados tubos de arrastamento, ligados, alternadamente, aos terminais de polaridades opostas de uma fonte de radiofrequência, de tensão oscilante. Os íons eram acelerados através dos pequenos espaços existentes entre os tubos, atingindo velocidades que dependiam do comprimento destes. Não era, entretanto, apropriado à aceleração de elétrons, os quais, neste acelerador, atingiam energias elevadas com extrema facilidade.

O acelerador linear de elétrons foi desenvolvido entre as décadas de 40 e 60, por Fry⁽¹³⁾, na Inglaterra e, paralelamente, por Ginzton⁽¹⁴⁾ e Chorodow⁽¹⁵⁾, nos Estados Unidos.

Seu desenvolvimento foi fruto das pesquisas realizadas com fontes de microondas de alta potência, durante a

(*) Dados fornecidos pela ABFM (Associação Brasileira de Físicos em Medicina) e pelo CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia).

Segunda Guerra Mundial, para a utilização em radares. Com o emprego da nova tecnologia foi possível gerar nesses aparelhos, campos elétricos muito intensos, capazes de acelerar um feixe de elétrons até as energias desejadas.

Os aceleradores lineares de elétrons utilizados atualmente em radioterapia são de diversas fabricações, apresentados em vários modelos, fornecendo feixes de elétrons com energias que cobrem um intervalo de 4 a 35 MeV. Podem também produzir feixes de raios-X de alta energia, gerados por bremsstrahlung, isto é, pelo freamento dos elétrons provocado por uma placa de metal adequado (e.g. tungstênio), colocada na saída do feixe.

Qualquer que seja o modo de operação do aparelho (raios-X ou elétrons), os feixes têm intensidade suficiente para produzir altas taxas de exposição, propiciando tempos de tratamento convenientemente curtos, mesmo para grandes distâncias (80 a 100 cm) entre o paciente e a fonte de radiação.

Princípios de funcionamento

Um acelerador linear de elétrons, esquematizado na Fig. I.1.A, pode ser dividido em quatro seções:

- 1^a) fonte DC
- 2^a) fonte de micro-ondas
- 3^a) tubo acelerador
- 4^a) componentes de ajuste do feixe.

Na 1^a seção os pulsos de alta voltagem são produzidos por um gerador elétrico; esses pulsos, transmitidos à

Figura I.1.A - Esquema de A.L. clínico de 8-12 MeV ilustrando as quatro seções principais.

Figura I.1.B - Representação esquemática do cabeçote de um A.L. de 20-25 MeV ilustrando os componentes de ajuste do feixe.

2ª seção, convertem-se em rádio-freqüência. As microondas são transmitidas ao tubo acelerador através de cavidades convenientemente dispostas, gerando um campo axial intenso que acelera grupos de elétrons injetados em fase com o campo. O feixe de elétrons de alta energia passa, então, para a 4ª seção onde existem filtros e colimadores, ilustrados na Fig. I.1.B, escolhidos de acordo com o uso pretendido.

Um acelerador clínico possui, ainda, sistemas de dosimetria e segurança, bem como, dispositivos para direcionamento do feixe e posicionamento do paciente.

Componentes principais

Todos os componentes do aparelho são, em princípio, importantes. Entretanto, serão aqui citados aqueles que desempenham papéis fundamentais para que o conjunto constitua um acelerador linear de elétrons.

- A fonte DC fornece ao canhão de elétrons e ao klystron ou magnetron, pulsos DC de dezenas de quilovolts e ampères, com potência de pico da ordem de megawatts.

- O guia de onda é o meio mais eficiente para a transferência de energia sob forma de campo eletromagnético; a potência nela contida propaga-se axialmente com perda de energia mínima. Na maioria dos aparelhos, é uma estrutura de seção retangular, com comprimento maior do que 0,6 vezes o comprimento de onda da radiofreqüência e, largura, variando entre 0,2 e 0,5 vezes este comprimento de onda. Em alguns casos são utilizados guias de onda cilíndricos.

- As cavidades ⁽²¹⁾ do guia de ondas, de material

condutor, com dimensões convenientes e dispostas ao longo do mesmo, têm a finalidade de distribuir o campo de radiofrequência ao longo dessa estrutura, provendo um campo elétrico axial, de oscilação adequada (onda progressiva ou estacionária) à aceleração dos elétrons. A figura I.1.C ilustra os dois tipos de campo mencionados.

Fig. I.1.C - Representação esquemática de um guia de onda com cavidades igualmente espaçadas: a) o campo elétrico é uma onda progressiva; b) o campo elétrico é uma onda estacionária.

- O mágnatron é um diodo cilíndrico que atua como oscilador de microondas de alta potência, quando ativado por um pulso DC intenso. Tipicamente, os mágnetrons de banda - S fornecem potência de pico na faixa de 2 MW.

- O klystron, cujo princípio de funcionamento está esquematizado na figura I.1.D, é uma válvula de microondas de alta potência.

Fig. I.1.D - Esquema de funcionamento de um klystron.

Um oscilador de radiofrequência, de baixa potência, fornece microondas à primeira cavidade, chamada agrupador ("buncher"). Aplicando-se uma tensão de aceleração, fornecida por fonte DC, sob a forma de pulsos DC, elétrons com energia de alguns keV são injetados nesta cavidade, onde têm sua velocidade modulada pelo componente elétrico do campo de microonda; esta modulação provoca o agrupamento dos elétrons em pacotes. Ao atingirem a segunda cavidade, chamada receptora ("catcher") os elétrons são desacelerados, emitindo energia que é transformada em microondas de alta potência. A eficiência de conversão de pulsos DC em microondas, em klystrons com mais cavidades, pode chegar a 55%, com potência de pico da ordem de 24 MW.

Fig. I.1.D - Esquema de funcionamento de um klystron.

Um oscilador de radiofrequência, de baixa potência, fornece microondas à primeira cavidade, chamada agrupador ("buncher"). Aplicando-se uma tensão de aceleração, fornecida por fonte DC, sob a forma de pulsos DC, elétrons com energia de alguns keV são injetados nesta cavidade, onde têm sua velocidade modulada pelo componente elétrico do campo de microonda; esta modulação provoca o agrupamento dos elétrons em pacotes. Ao atingirem a segunda cavidade, chamada receptora ("catcher") os elétrons são desacelerados, emitindo energia que é transformada em microondas de alta potência. A eficiência de conversão de pulsos DC em microondas, em klystrons com mais cavidades, pode chegar a 55%, com potência de pico da ordem de 24 MW.

- Ímãs defletores são utilizados em muitos casos, para defletir o feixe de elétrons, de 90° a 270° . Como a curvatura da trajetória de elétrons num campo magnético é diretamente proporcional à energia dessas partículas, estes sistemas podem selecionar as energias do feixe.

- Ímãs defletores são utilizados em muitos casos, para defletir o feixe de elétrons, de 90° a 270° . Como a curvatura da trajetória de elétrons num campo magnético é diretamente proporcional à energia dessas partículas, estes sistemas podem selecionar as energias do feixe.

I.2 - DOSIMETRIA DA RADIAÇÃO

Nesta seção, como nas outras, apenas fótons de alta energia - raios x ou γ - serão considerados, já que o presente trabalho não envolve outros tipos de radiação.

Fundamentalmente, a dosimetria da radiação consiste na caracterização quantitativa da radiação, tanto teórica quanto experimentalmente. Esta quantificação é feita através da medida da interação desses fótons com um meio material. Para tanto é necessária a definição de quantidades físicas pertinentes e das unidades respectivas.

I.2.1 - Interação da radiação com a matéria

Os processos de interação de fótons de alta energia com um meio material dependem da energia da radiação e das características desse meio. São eles:

- a) efeito fotoelétrico
- b) efeito Compton
- c) produção de pares
- d) reações nucleares

No efeito fotoelétrico, processo predominante em energias baixas, a energia do fóton incidente é totalmente absorvida por um elétron das camadas internas do átomo do meio, o qual é ejetado do átomo com certa energia cinética. A probabilidade de ocorrência deste efeito é dependente da energia do fóton e do número atômico efetivo^(*) do meio.

(*) A definição de número atômico efetivo ($\bar{Z}$) aparece na seção I.3.3, ítem g.

No efeito Compton, o fóton incidente é espalhado inelasticamente por um elétron da camada externa do átomo do meio, resultando em: um fóton espalhado de energia menor e um elétron dotado de energia cinética. A seção de choque deste efeito, dependente da energia do fóton, independe do número atômico efetivo do meio.

O efeito Compton é o processo de interação predominante para fótons de energias entre 0,8 e 4 MeV; para fótons de energias maiores, tem importância relativa apenas em materiais de número atômico baixo.

A produção de pares ocorre quando um fóton de alguns MeV interage com o núcleo de um átomo do meio, desaparecendo e dando origem a um par elétron-pósitron, dotados de energia cinética; o pósitron ao encontrar-se com um elétron do meio poderá aniquilar-se emitindo dois fótons em sentidos opostos. A seção de choque deste efeito depende de modo complicado da energia do fóton e do número atômico efetivo do meio⁽²²⁾.

A produção de pares é o processo de interação predominante para fótons de energias superiores a 10 MeV; no tecido vivo, tem importância relativa para energias acima de 3 ou 4 MeV.

A importância relativa dos três processos acima descritos pode ser ilustrada pela Figura I.2.A.

Reações nucleares de um fóton com elementos leves, como $^{12}_6\text{C}$, $^{14}_7\text{N}$ e $^{16}_8\text{O}$ que são os principais elementos constituintes dos tecidos vivos, ocorrem para fótons de energias a partir de 16 MeV. As seções de choque destas reações fotonucleares são, no entanto, bem menores que aquelas dos três processos descritos anteriormente, motivo pelo qual a

Fig. I.2.A - Esboço da ocorrência relativa de efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares, em função da energia do fóton incidente e do número atômico do material.

transferência de energia ao meio através deste processo poderá ser desprezada.

I.2.2 - Grandezas e unidades

Como foi descrito na Seção I.2.1, um feixe de fótons de alta energia, ao incidir sobre um meio material, transfere-lhe energia, inicialmente, através de múltiplos processos que resultam, em última instância, na aceleração de partículas eletricamente carregadas a altas velocidades. As partículas assim aceleradas cederão energia ao meio, finalmente, ao longo de seus percursos, através de excitações e ionizações que resultarão em alterações químicas e quebras de liga-

ções moleculares.

A Figura I.2.B ilustra, com o auxílio de um diagrama de blocos, os passos acima citados.

Fig. I.2.B - Esquema simplificado da interação de fótons de alta energia com um meio biológico.

A fim de quantificar as energias transferidas e cedidas ao meio, serão definidas algumas grandezas físicas e suas respectivas unidades⁽²³⁾.

a) Coeficiente linear de atenuação (μ)

De um feixe de N fótons, ao incidir perpendicularmente sobre um meio material, uma fração dN sofrerá interações numa espessura $d\ell$ desse meio. O coeficiente linear de atenuação (μ) é definido por:

$$\mu = \frac{1}{N} \frac{dN}{d\ell}$$

No sistema internacional, a unidade de μ é m^{-1} .

Na prática, ao invés do coeficiente linear de atenuação, utiliza-se o coeficiente de atenuação de massa, que se obtém dividindo μ pela densidade (ρ) do meio.

Sendo τ , σ , e k as seções de choque do efeito fotoelétrico, do efeito Compton e da produção de pares, respectivamente, para raios-X ou raios- γ ,

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{k}{\rho}$$

As reações fotonucleares foram excluídas.

No sistema internacional, a unidade de μ/ρ é $m^2 kg^{-1}$.

b) Coeficiente de transferência de energia de massa (μ_t/ρ)

Quando um feixe de N fótons de energia E

atravessa uma espessura $d\ell$ do meio, uma fração $\frac{dE_t}{E}$ da energia incidente é transferida aos elétrons desse meio sob forma de energia cinética. O coeficiente de transferência de energia de massa (μ_t/ρ) é definido por:

$$\frac{\mu_t}{\rho} = \frac{1}{\rho E} \frac{dE_t}{d\ell}$$

No sistema internacional, a unidade deste coeficiente é, também, $\text{m}^2.\text{kg}^{-1}$.

c) Coeficiente de absorção de energia de massa
(24)
 (μ_{en}/ρ)

Quando um feixe de N fótons de energia E atravessa uma espessura $d\ell$ do meio, uma fração $\frac{dE_{en}}{E}$ da energia incidente é absorvida pelo meio devido às interações das partículas secundárias com esse meio. O coeficiente de absorção de energia de massa (μ_{en}/ρ) é definido por:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{1}{\rho E} \frac{dE_{en}}{d\ell}$$

No sistema internacional, a unidade deste coeficiente é, também, $\text{m}^2.\text{kg}^{-1}$.

As partículas secundárias, eletricamente carregadas, não raramente, interagem com o campo coulombiano dos núcleos dos átomos do meio, sendo desaceleradas com a emissão de raios-X, chamados radiação de bremsstrahlung. Se a fração da energia transferida às partículas secundárias que é convertida neste tipo de radiação for g , $(1 - g)$ será a fração da

energia transferida, efetivamente absorvida na espessura $d\ell$ do meio. Por isso,

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_t}{\rho} (1 - g)$$

d) Dose absorvida (D)

As grandezas acima definidas envolvem a extensão do meio em que a radiação incide e são importantes por caracterizarem a deposição de energia ou a alteração do feixe em função da profundidade desse meio.

Em dosimetria da radiação, é igualmente importante a especificação da energia depositada num dado volume ou numa dada massa do meio.

Define-se, então, dose absorvida (D) por:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}$$

onde, $d\bar{E}$ é a energia média cedida a um volume de massa dm do meio, pela radiação ionizante.

A energia cedida (E) ao meio é definida por:

$$E = R_{in} - R_{em} + \Sigma Q$$

onde:

R_{in} = energia radiante incidente no volume, isto é, a soma das energias de todas as partículas ionizantes, com ou sem carga, que entram no volume, com exclusão das energias de massas em repouso;

R_{em} = energia radiante emergente no volume, isto é, a soma das energias de todas as partículas ionizantes, com ou sem carga, que saem do volume, com exclusão das energias de massas em repouso;

ΣQ = soma de todas as variações de energia de massa em repouso de núcleos e partículas elementares de qualquer transformação nuclear que ocorra no volume.

A unidade de dose absorvida, no sistema internacional, é o Gray (Gy)*:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$$

A unidade de dose absorvida usada anteriormente era o rad (rad)**:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J.kg}^{-1}$$

e) Kerma ("Kinetic Energy Release") (K)

Esta grandeza é definida como a soma das energias cinéticas iniciais (dE_{tr}) de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas, liberadas pelas partículas ionizantes sem carga numa massa dm do meio.

(*) Esta unidade (Gy) foi adotada pela Conferência Geral de Pesos e Medidas, em encontro realizado em 1975, a qual planejou para 1985 o prazo limite para a substituição oficial da unidade antiga (rad)

(**) Esta unidade (rad) foi criada em 1953 ($1 \text{ rad} = 100 \text{ erg.g}^{-1}$) e, apesar da recomendação da C.G.P.M., continua sendo ainda bastante utilizada na prática.

No sistema internacional, a unidade de Kerma é o Gray (J.kg^{-1}).

A figura I.2.B mostra as variações de dose absorvida e de Kerma para um mesmo meio material, em função da profundidade.

Fig. I.2.B - Gráfico esquemático de Dose Absorvida e Kerma em função da profundidade. A região hachurada corresponde à camada de "build-up".

A figura I.2.B mostra que o valor máximo de dose absorvida é atingido após o feixe atravessar a chamada camada de "build-up". A profundidade d é também conhecida por espessura (ou profundidade) de equilíbrio eletrônico, embora, a rigor, devido à atenuação do feixe, equilíbrio eletrônico perfeito não seja nunca atingido.

f) Exposição (X)

Esta grandeza quantifica a "capacidade da radiação de ionizar o ar", através da medida do número de íons de mesmo sinal, por ela produzidos num volume de ar de massa conhecida. Está, portanto, mais relacionada com o Kerma do que com dose absorvida.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

No sistema internacional, a unidade de X é $C.kg^{-1}$ (*).

Originalmente utilizava-se a unidade Röntgen (R) para Exposição:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C.kg^{-1} (**)$$

A exposição é definida exclusivamente para fótons e com a condição de que todos esses fótons sejam freados no volume de ar em que são coletados os íons por eles produzidos. Esta última restrição impossibilita, na prática, a utilização da grandeza para feixes de energias superiores a 3 MeV.

Para transformar exposição em dose absorvida no ar, basta saber que, para produzir nesse meio a carga de 1 C, é requerida a energia de 33,85 J. Portanto:

$$1 C.kg^{-1} = 33,85 J.kg^{-1} = 33,85 Gy$$

$$1 R = 8,73 \times 10^{-2} Gy = 8,73 rad.$$

I.2.3 - Funções de interesse em radioterapia⁽²⁴⁾

Em radioterapia utilizam-se frequentemente, si-

(*) Esta unidade ($C.kg^{-1}$) também foi adotada pela C.G.P.M no encontro de 1975

(**) $1R = 1 \text{ e.s.u./cm}^3$ de ar a CNTP
 $1 \text{ e.s.u.} = 3,335 \times 10^{-10} C$
 1 cm^3 de ar (CNTP) = $1,293.10^{-6} kg$

muladores de tecido humano, chamado fantasmas^(*), para diversos tipos de dosimetria. Esses fantasmas são feitos de materiais equivalentes do ponto de vista de interação com a radiação, ao "tecido mole", que é o principal constituinte do corpo humano; os materiais mais empregados para fótons de alta energia são água, lucite, madeira, borracha, etc.

As medidas efetuadas com esses fantasmas permitiram o estudo de funções de interesse em radioterapia, no que diz respeito principalmente aos planejamentos de tratamentos. Algumas dessas funções, por terem sido utilizadas no presente trabalho, serão sumariamente definidas a seguir, com o auxílio da figura I.2.D.

Fig. I.2.D - Esquema ilustrativo da radiação incidindo num fantoma ou no ar; y é a profundidade de equilíbrio eletrônico.

(*) A palavra fantoma é derivada do inglês "phantom" cuja tradução é fantasma; em Física Médica, no entanto, o termo fantoma ficou consagrado pelo uso.

a) Razão Tecido-Ar (TAR)

Razão entre a dose no ar (Dx') e a dose no fantoma (Dx), medidas à mesma distância do foco do feixe de radiação. O valor de TAR depende da energia do feixe, do tamanho do campo e da profundidade do ponto em relação à superfície do fantoma.

$$TAR = \frac{Dx'}{Dx}$$

b) Fator de Retroespalhamento (B)

Fator pelo qual a dose medida num determinado ponto é multiplicada, devido à contribuição de radiação retroespalhada. O valor de B depende da energia do feixe e do tamanho do campo; fixados esses parâmetros, B coincide com o TAR correspondente à profundidade de equilíbrio eletrônico.

$$B = \frac{Dx''}{Dx'}$$

c) Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Relação percentual entre a dose na profundidade (Dx) e a dose máxima (Dy), medidas no fantoma, sobre o eixo central do feixe de radiação. O valor de PDP depende da energia do feixe, da profundidade e da distância da superfície do fantoma ao foco do feixe.

$$PDP = \frac{Dx}{Dy} \cdot 100$$

As funções aqui definidas costumam ser tabeladas a partir de medidas efetuadas em fantasmas de água para as energias de radiação utilizadas em radioterapia, para os tamanhos de campo e profundidades mais usuais. As tabelas referentes ao aparelho empregado neste trabalho aparecem na seção II.2.

Serão citados alguns dosímetros, apenas a título de ilustração, com a menção dos princípios em que se baseiam as medidas da radiação por eles efetuadas.

- câmaras de ionização: a dose é uma função do número de ionizações produzidas num meio gasoso, desde que em condições de equilíbrio eletrônico.
- dosímetros químicos: a taxa de determinada reação química é proporcional à dose.
- dosímetros calorimétricos: a quantidade de calor produzida é proporcional à dose.
- filmes: o enegrecimento da película é uma função da dose.
- cristais termoluminescentes: a intensidade de emissão luminosa é uma função da dose.

Todos esses instrumentos podem, em princípio, adaptar-se à dosimetria de feixes utilizados em Medicina. Entretanto, para a dosimetria "in vivo", que é o objetivo do presente trabalho, apenas os dois últimos apresentam adequação, principalmente, em virtude de suas dimensões. O dosímetro termoluminescente, bem como as razões que levaram à sua escolha como instrumento de dosimetria "in vivo", serão tratados em detalhes na Seção I.3.

1.3 - TERMOLUMINESCÊNCIA

1.3.1 - O fenômeno e sua aplicação à dosimetria da radiação.

Termoluminescência (TL) é o fenômeno físico caracterizado pela emissão de luz por um material submetido a aquecimento. Foi observada pela primeira vez⁽²⁵⁾ em 1683, por Robert Boyle, ao esquentar um pedaço de diamante, numa sala escura.

Trata-se, na realidade, de "emissão termoluminescente que decorre da remoção de excitação prévia, sob condições de aumento de temperatura"⁽²⁶⁾. O processo seria, então, corretamente denominado Luminescência Termo-Estimulada, uma vez que o calor não é o agente excitador. A excitação pode ser provocada por radiação ionizante ou vibrações mecânicas.

O fenômeno é principalmente observado em sólidos dielétricos cristalinos, podendo também ocorrer em alguns cristais orgânicos e alguns vidros.

O emprego da TL, induzida em cristais pela radiação ionizante, foi introduzido em dosimetria da radiação por Daniels⁽²⁷⁾ que, em 1950, utilizou o fluoreto de lítio - LiF - para medir a radiação de uma bomba atômica de prova.

Nos anos que seguiram, novos materiais - fósforos - foram pesquisados e, desenvolveram-se equipamentos destinados ao registro da leitura TL. A partir de 1960, a Dosimetria TL teve grande impulso sendo, hoje em dia, aplicada a vários campos como a medicina, a indústria, a arqueologia e geo

cronologia. Conseqüentemente, incrementou-se a produção industrial de fósforos e a disponibilidade comercial de instrumentação associada.

A dosimetria TL, embora não seja atualmente a mais empregada, apresenta certas vantagens que a tornam muito conveniente a certos propósitos, comparada com outros métodos de medida da radiação.

As principais vantagens dos dosímetros TL são:

- alta sensibilidade: podem ser utilizados para medidas de doses baixas, da ordem de 10^{-5} a 10^{-6} Gy.
- diversidade de aplicação: podem ser utilizados num intervalo de dose que vai de 10^{-6} a 10^6 Gy.
- resposta linear à dose absorvida: a intensidade da emissão TL é proporcional ao valor da dose, na faixa de valores das aplicações médicas.
- versatilidade: são apresentados em tamanhos diminutos, o que possibilita a colocação em locais inacessíveis a outros dosímetros e permite o transporte com extrema facilidade.
- baixo custo de produção.
- possibilidade de reutilização.

A principal desvantagem desses dosímetros é a reprodutibilidade das leituras, que apresenta flutuações, às vezes grandes, o que obriga o usuário a executar procedimentos de seleção e de constantes calibrações.

I.3.2 - Descrição fenomenológica do mecanismo TL

Esta descrição explica o que acontece com os elétrons liberados pela radiação num cristal dielétrico, através

do modelo de bandas de energia ⁽²⁸⁾.

Os cristais isolantes apresentam a banda de valência totalmente ocupada e a banda de condução vazia, não posuindo, portanto, elétrons livres. Estas duas bandas estão separadas por uma banda proibida, de alguns elétron-volts de largura. Às imperfeições ou defeitos da rede desses cristais, associam-se, no presente modelo, níveis de energia permitidos dentro da banda proibida; estes níveis de energia são conhecidos por armadilhas.

Os defeitos da rede cristalina podem ser classificadas em *intrínsecos* ou *extrínsecos*. Como defeitos *intrínse*cos podem ser citadas as vacâncias (ausência de íons nas posições normais da rede) e os defeitos intersticiais (presença de íons fora das posições normais da rede), que podem aparecer associados. Os *extrínsecos* são devidos à presença de átomos estranhos à rede, chamados de impurezas ou dopantes, podendo aparecer isolados ou associados aos defeitos *intrínse*cos.

Uma impureza aliovalente substitucional, como por exemplo, o magnésio em fluoreto de lítio (LiF:Mg), provoca o aparecimento, em sua vizinhança, de íon de mesma carga, para manter a neutralidade global do cristal; impureza e vacância formam, então, um dipolo elétrico. Há evidências de que estes dipolos, ou agregados deles (dímeros, trímeros, etc), criam na banda proibida, um nível de energia que pode armadilhar um elétron ou um buraco.

A presença de dopantes é essencial à ocorrência do fenômeno, embora os defeitos intrínsecos possam também ser sede de termoluminescência.

A figura I.3.A sintetiza o processo de TL induzido num cristal pela radiação ionizante.

A radiação, ao incidir no cristal, transfere ao elétron, na banda de valência, parte ou o total de sua energia, promovendo-o à banda de condução. O buraco deixado na banda de valência comporta-se como uma partícula de carga positiva. Elétron e buraco movimentam-se, então, livremente, nas respectivas bandas, até recombinarem-se ou serem capturados pelas armadilhas compatíveis (Figura I.3.A.(a)).

Fig. I.3.A - Esquema do mecanismo TL em cristais dielétricos através do diagrama de níveis de energia.

O aquecimento posterior fornece ao elétron (b) (ou buraco (c)) energia suficiente para liberá-lo da armadilha, passando-o para a banda de condução (ou de valência) por onde vagueia até recombinar-se com um buraco (ou elétron). Esta recombinação dá-se com a emissão de um fóton, chamada luz TL.

A armadilha que é esvaziada pelo aquecimento é chamada de centro de termoluminescência, enquanto que a outra, onde ocorre a recombinação, centro de luminescência.

Acrescente-se ainda que, de acordo com o mecanismo TL aqui descrito, o número de centros de termoluminescência cresce com o aumento da concentração de impurezas, até um certo limite. Todavia, quando a concentração atinge um valor crítico, forma-se um precipitado que não se constitui mais em centros de termoluminescência.

Nos fósforos dopados com elementos de terras raras (TR), como o sulfato de cálcio ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ou $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$), o mecanismo TL pode ser diferente⁽²⁹⁾.

De acordo com este modelo, a irradiação remove um elétron do radical sulfativo da matriz cristalina (p. ex. SO_4^{--}) e transfere-o para o íon de terras raras (TR^{3+}), enquanto que o buraco permanece no radical (SO_4^-). Os buracos armadilhados são termicamente mais estáveis do que os elétrons capturados pelos íons de TR, de modo que, com o aquecimento subsequente do cristal, os elétrons são liberados de (TR^{3+}) e recombina-se com os elétrons de (SO_4^-) sem emissão de luz. O íon de TR^{3+} é deixado num estado excitado, que ao decair ao estado fundamental emite a luz TL.

O processo pode ser esquematicamente descrito pela seguinte reação:

I.3.3 - Características dos fósforos TL

A utilização de fósforos TL em dosimetria da radiação requer o conhecimento de certos comportamentos caracterizados por curvas e parâmetros descritos a seguir.

a) Curva de emissão

Como será visto em mais detalhes na seção II.3, a luz TL emitida por esses fósforos pode ser recebida por uma válvula fotomultiplicadora (VFM) que a transforma em corrente elétrica, a qual, após amplificação, é transmitida a um registrador que constrói, finalmente, uma curva que expressa a variação da intensidade luminosa em função da temperatura (ou do tempo de aquecimento) do material previamente irradiado. Esta curva recebe o nome de curva de emissão e é, em geral, composta de dois, três ou mais picos, cada um dos quais aparece numa temperatura fixa, cujo valor depende da taxa de aquecimento.

A corrente elétrica que emerge da VFM pode ser integrada num integrador e, a carga total fornecida digitalmente. Esta carga pode ser convertida, de modo bem determinado, em dose absorvida. Na dosimetria de rotina, este valor é utilizado, ao invés da curva de emissão.

Até o momento, não foram encontrados dois materiais TL em que estas curvas fossem coincidentes, isto é, a curva de emissão é a "impressão digital" de um fósforo.

A altura de um pico, bem como a área debaixo da curva que o contém, dependem, de modo bem determinado, da dose de radiação absorvida pelo fósforo irradiado. Por esta razão, tanto a altura quanto a referida área podem ser usados para medir a dose, uma vez que se adote uma calibração bem definida. Estes parâmetros podem ser chamados de resposta TL à dose de radiação.

A variação da altura de um pico em função da dose será tratada na parte (b) desta seção.

Quando se adota a área sob a curva de emissão como medida de dose, é necessário que se tome o cuidado de não incluir a área debaixo de pico(s) de baixa(s) temperatura(s). A temperatura em que ocorre um determinado pico está diretamente relacionada com a profundidade da armadilha, isto é, com a energia E que a separa da banda de condução (ou de valência). Quanto menor o valor de E , menos estável é o nível de energia em que se encontra o elétron (ou buraco) e, portanto, mais provável o decaimento espontâneo do elétron (ou buraco) que se encontra na referida armadilha. Em outras palavras, as meia-vidas de picos de baixas temperaturas são pequenas à temperatura ambiente, não sendo portanto, adequados à dosimetria.

A altura de um pico e a temperatura em que ocorre dependem da taxa de aquecimento em que se faz a leitura TL, sendo, portanto, necessário o uso de uma taxa de aquecimento fixa, em trabalhos de rotina. Este requisito não é indispensável quando a leitura é feita pela área sob a curva, que não apresenta tal dependência. Na prática, esta área pode ser digitalizada (esta área é a carga integrada acima mencionada) facilitando enormemente o trabalho de dosimetria.

As figuras I.3.B(a) e (b) mostram as curvas de emissão dos dosímetros utilizados neste trabalho, obtidas em leitor TL do Laboratório de Dosimetria do I.F.U.S.P.*

As siglas TLD-100 e TLD-200 são, respectivamente, os nomes comerciais de fluoreto de lítio e do fluoreto de cálcio produzidos pela Harshaw Chemical Co., USA. O primeiro é dopado com Mg e Ti e, o segundo, com Dy.

No TLD-100, o pico nº 5 aparece em torno de 200°C (taxa de aquecimento de $3,7^{\circ}\text{C/s}$) e tem uma meia-vida aproximada de 80 anos, sendo, portanto, muito adequado à dosimetria.

* Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Fig. I.3.B (a) Curva de emissão do
LiF:Mg,Ti (TLD-100)

(b) Curva de emissão
do $\text{CaF}_2\text{:Dy}$ (TLD-200)

No TLD-200, os dois picos mais estáveis ocorrem em temperaturas de 200°C e 250°C . Contudo, o pico nº 2 que aparece a 140°C , apesar de menos estável, foi usado neste trabalho, uma vez que as leituras dos dosímetros foram efetuadas antes que se passassem cinco dias da data de exposição à radiação.

b) Curva da resposta TL à dose de radiação

O gráfico da resposta TL em função da dose de radiação nada mais é do que uma curva de calibração. Ideal seria que esta curva fosse uma reta, desde as doses baixas até as mais altas, o que não acontece com a maioria dos fósforos.

Na realidade, à medida que se aumenta a dose, a curva de resposta TL costuma ser dividida em três faixas de dose, que variam dependendo do material.

1^a) região quasi-linear: a resposta TL apresenta um ligeiro desvio para mais em relação à reta de linearidade.

2^a) região supralinear: a resposta TL cresce acentuadamente, afastando-se da reta de linearidade até atingir um valor

máximo.

3ª) região de dano da radiação: a resposta TL decresce.

A figura I.3.C mostra as curvas da resposta TL à dose absorvida para TLD-100 e TLD-200.

Fig. I.3.C - Resposta TL à dose de radiação

(a) TLD-100; (b) TLD-200

No TL-100, a região quasi-linear vai de 0 até cerca de 10 Gy, onde começa a supralinearidade. O máximo se dá em torno de $2,2 \times 10^3$ Gy.

No TLD-200, a região quasi-linear vai de 0 até aproximadamente 6 Gy, ponto em que a resposta TL torna-se supralinear. O máximo é atingido em cerca de 10^2 Gy.

As doses de radiação típicas em radioterapia, para estes dois dosímetros, encontram-se, felizmente, na região quasi-linear.

c) Sensibilidade

A sensibilidade de um material TL é definida como sendo a intensidade de luz TL emitida por unidade de massa do material, por unidade de dose absorvida.

Trata-se, portanto, de uma qualidade do dosímetro muito importante para a medida de doses baixas.

O TLD-100 não é dos materiais mais sensíveis; um

dosímetro comercial típico pode detectar doses da ordem de centenas de μGy (dezenas de mrad). O TLD-200 é mais sensível, sendo capaz de acusar leitura para doses da ordem de poucas dezenas de μGy .

A tabela I.3.A apresenta as sensibilidades de alguns dosímetros TL, relativas à do TLD-100.

Tab. I.3.A - Sensibilidades de dosímetros TL relativas ao TLD-100

DOSÍMETRO	SENSIBILIDADE
LiF:Mg,Ti (TLD-100)	1,0
LiF:Mg,Cu,P	25,0
$\text{CaF}_2\text{:Dy}$ (TLD-200)	16,0
$\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	30
$\text{CaSO}_4\text{:Tm}$	60

d) Estabilidade

Já se referiu, no item a) desta seção, que certos picos de alguns dosímetros apresentam pequena estabilidade à temperatura ambiente.

Um elétron (ou buraco) capturado numa armadilha de profundidade E , tem, de acordo com a Mecânica Estatística, uma probabilidade $p = s \exp(-E/kT)^*$ de escapar dessa armadilha, à temperatura absoluta T .

(*) s é chamado fator de frequência
 k é a constante de Boltzman

Esta expressão mostra que a probabilidade de escape decresce exponencialmente à medida que a profundidade da armadilha aumenta, isto é, quanto mais distante o elétron (ou buraco) estiver da banda de condução (ou valência), maior será a sua estabilidade. De qualquer forma, independentemente do valor de E, o elétron (ou buraco) tem uma probabilidade não nula de escapar da armadilha, em qualquer temperatura T.

A temperatura T_p em que um determinado pico aparece na curva de emissão está relacionada à profundidade das armadilhas por ele responsável, da seguinte forma:

$$\beta E / (k T_p^2) = s \exp (-E / k T_p),$$

onde β é a taxa de aquecimento e T_p , a temperatura em que ocorre o pico. Note-se que quanto maior for o valor de E, mais alta será T_p .

Em suma, o pico será tão mais estável quanto maior for a temperatura em que é observado.

A primeira vista, portanto, os picos mais estáveis seriam os mais apropriados à dosimetria. Frequentemente, no entanto, os picos que ocorrem a altas temperaturas apresentam alturas relativas muito pequenas, o que dificulta a leitura. No TLD-100, por exemplo, os picos de números entre 6 e 10, que aparecem em temperaturas acima de 200°C, são muito pequenos comparados ao pico de número 5, que é, portanto, mais utilizado em dosimetria.

e) Reprodutibilidade

Um bom dosímetro TL, uma vez usado, se tratado convenientemente, deve responder do mesmo modo que antes. Es-

ta reprodutibilidade permite a reutilização do material centenas de vezes, o que torna o processo ainda mais econômico, uma vez que o próprio material é de baixo custo.

Atente-se para o fato de que a reprodutibilidade não é total: leituras sucessivas de um mesmo dosímetro, submetido às mesmas condições de irradiação, apresentam respostas que podem flutuar com um desvio de $\pm 5\%$. Por esta razão é sempre aconselhável que todo procedimento seja acompanhado da execução de uma curva de calibração.

f) Dependência da resposta TL em relação à energia da radiação

A dependência da resposta TL em relação à energia da radiação será tratada apenas para fótons de alta energia, uma vez que foi o único tipo de radiação empregada no presente trabalho.

Como já foi mencionado na Seção I.2.1, os principais modos de interação dessa radiação com a matéria são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. São estes, na verdade, os processos responsáveis pela promoção de elétrons da banda de valência à banda de condução, num cristal iônico exposto à radiação.

A ocorrência relativa desses efeitos, que depende da energia da radiação incidente e do número atômico efetivo ($\bar{Z}$) (*) do dosímetro, determinará a "dependência energética"

(*) - Efeito fotoelétrico é proporcional a $\bar{Z}^m$

$m = 4$, para $\bar{Z}$ elevado ($\bar{Z} > \bar{Z}_{ar}$)

$m = 4,8$, para $\bar{Z}$ baixo ($\bar{Z} < \bar{Z}_{ar}$)

- efeito Compton independente de $\bar{Z}$

- produção de pares é proporcional a $\bar{Z}^2$

$$\bar{Z} = \sqrt[m]{a_1 z_1^m + a_2 z_2^m + \dots + a_n z_n^m}; \quad \bar{Z}_{ar} = 7,64$$

onde a_n é a fração de elétrons por grama pertencentes ao elemento de número atômico Z_n .

da resposta TL.

Dosímetros com baixos valores de $\bar{Z}$ ($\bar{Z} < \bar{Z}_{ar}$) apresentam predominância de efeito fotoelétrico para fótons de energias inferiores a 15 keV; de 15 keV a 10 MeV é maior a ocorrência de interação Compton e, a partir de 10 MeV, a produção de pares passa a ser importante. Um dosímetro com estas características apresenta resposta TL quasi-constante.

Por outro lado, nos fósforos com valores elevados de $\bar{Z}$ ($\bar{Z} > \bar{Z}_{ar}$) o espalhamento Compton predomina para fótons com energias 0,1 e 10 MeV. O efeito fotoelétrico é importante para energias abaixo de 0,1 MeV e, a produção de pares, para valores acima de 10 MeV. Estes materiais apresentam, portanto, na região de efeito fotoelétrico, resposta TL elevada quando comparada àquela apresentada na região de efeito Compton.

A figura I.3.D mostra a dependência da resposta TL em relação à energia para os dosímetros utilizados neste trabalho.

Fig. I.3.D - Curva da resposta TL em função da energia dos fótons para TLD-100 e TLD-200.

Para os feixes de raios x utilizados neste trabalho, com energias na faixa de milhares de keV, a dependência da resposta TL em relação à energia dos fótons pode ser ignorada.

I.3.4 - Tratamentos térmicos dos fósforos TL

Um dosímetro TL, submetido à irradiação e, posteriormente aquecido, para a obtenção da leitura, não retorna, de maneira geral, às condições iniciais, anteriores à irradiação. Isto ocorre devido ao fato do aquecimento não ter sido suficiente para esvaziar todas as armadilhas, ou ainda, porque os aglomerados de defeitos, por elas responsáveis podem ter sofrido alterações.

Na maioria dos casos, um tratamento térmico apropriado, chamado recozimento, reconduz o cristal às condições iniciais, permitindo a sua reutilização.

A tabela I.3.B ilustra os tratamentos térmicos a que costumam ser submetidos alguns materiais TL.

Tabela I.3.B - Procedimentos de recozimento de alguns dosímetros TL

DOSÍMETRO	RECOZIMENTO
LiF:Mg,Ti (TLD-100)	1 h a 400°C + 24 h a 80°C ou 2 h a 100°C
CaF ₂ :Dy (TLD-200)	1 h a 400°C
Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	15 min a 300 °C
CaSO ₄ :Dy	30 min a 400°C

I.4.1 - Câncer

Câncer, designação dada pelos leigos às neoplasias malignas, é uma das doenças que mais assusta as pessoas, de maneira geral. Embora seja sabido que os tratamentos modernos, além de prolongarem a vida dos pacientes e, em muitos casos, conseguirem erradicar a doença, a preocupação geral não é desprovida de justificação. Segundo as estatísticas, nos E.U.A., em 1978⁽³⁰⁾, 18,5% das mortes eram causadas pelo câncer, sendo que apenas as doenças cardiovasculares superavam este mal em termos de mortalidade.

A palavra câncer, utilizada há muito tempo, designava, inicialmente, as neoplasias malignas de mama que, macroscopicamente, tinham o aspecto de um caranguejo.

Neoplasia, que significa literalmente "crescimento novo", é o termo utilizado na medicina para designar células, modificadas em relação às normais que compõem o tecido em que se encontram, que se dividem de modo autônomo, não respeitando os mecanismos de controle existentes em tecidos normais, nos quais esta divisão ocorre em função da substituição.

A neoplasia é freqüentemente referida por tumor, mesmo no meio médico, tanto que a especialidade a ela relacionada é a Oncologia (oncos = tumor). Entretanto, corretamente falando, nem todo crescimento tumoral é uma neoplasia, apesar desta produzir inchaço ou entumescimento, característicos do tumor.

As neoplasias podem ser benignas ou malignas. Esta classificação baseia-se nos efeitos que elas têm sobre o organismo do hospedeiro⁽³¹⁾. As neoplasias benignas de crescimento lento e localizado, são bem toleradas pelo organismo do hospedeiro; já as malignas, de crescimento rápido e infiltrativo, produzem metástases, provocando efeitos nocivos aos tecidos normais e podendo levar à morte. Outra característica importante que discrimina estes dois tipos de neoplasia é o grau de diferenciação das células: os tumores benignos são compostos de células parecidas com aquelas do tecido de origem e semelhantes entre si (células bem diferenciadas), ao passo que os malignos, compõem-se de células com características morfológicas bem diferentes daquelas do tecido originário e de aspectos variados (células indiferenciadas).

Os principais tumores malignos podem ser classificados de acordo com o folheto^(*) do qual são provenientes as células neoplásicas:

- carcinomas são as neoplasias originárias de células pertencentes à ectoderme ou à endoderme. Exemplos: carcinoma epidermóide de colo uterino, adenocarcinoma de útero, carcinoma de tireóide.
- sarcomas são as neoplasias originárias de células pertencentes à mesoderme. Exemplos: liposarcoma, miosarcoma, ostiosarcoma, angiosarcoma.
- teratomas malignos são neoplasias que contêm vários tipos de células pertencentes aos três folhetos; são originários

(*) O tecido embrionário possui três camadas germinativas chamadas folhetos, que são: ectoderme, endoderme e mesoderme.

de células totipotenciais^(*). Exemplos: teratoma maligno de testículo, teratoma maligno de ovário.

Existem neoplasias malignas cujas denominações não seguem a classificação acima, pelas seguintes razões:

- não se conhece exatamente a origem real das células que constituem o tumor. Exemplo: melanoma
- existem outras denominações consagradas pelo uso: Exemplos: leucemia, linfoma.

O diagnóstico de um tumor é feito a partir de um exame anátomo-patológico que fornece, além de sua classificação, o grau de diferenciação das células que o compõem.

A doença então identificada deverá passar por um estadiamento que traduzirá o grau de invasão do tumor e fornecerá as diretrizes da terapia a ser empregada.

I.4.2 - Câncer de útero

As principais neoplasias malignas do útero são o carcinoma epidermóide da cérvix, o adenocarcinoma da cérvix e o adenocarcinoma do endométrio. (adeno = glândula)

A Figuras I.4.A e I.4.B mostram as principais estruturas do útero.

a) Carcinoma epidermóide de colo uterino

Este tumor é às vezes referido por carcinoma espinocelular. De acordo com Fletcher⁽³²⁾ pode apresentar-se em quatro estádios, divididos em sub-estádios, a saber:

(*) As células totipotenciais têm a capacidade de diferenciarem-se em células de qualquer um dos folhetos.

Fig. I.4.A - Desenho esquemático do útero

Fig. I.4.B - Corte transversal do colo uterino

- I_A : não invasivo ("in situ")
- I_B : invasivo, com diâmetro inferior a 1 cm
- I_C : invasivo, com diâmetro maior ou igual a 1 cm ou presente em dois ou mais quadrantes da cérvix
- II_A : acometimento da porção superior da vagina ou do paramétrio medial
- II_B : acometimento de mais de metade da pélvis
- III_A : acometimento de uma das paredes pélvicas ou da porção inferior da vagina
- III_B : acometimento de parede pélvica (uma ou mais) e da por-

ção inferior da vagina

IV_A : acometimento do reto ou da bexiga, comprovado por biópsia

IV_B : metástases à distância

Os programas de terapia são estabelecidos de acordo com o estadiamento acima descrito e com as condições gerais do paciente, avaliadas pelo ginecologista e/ou pelo radioterapeuta. Para o estágio I_A indica-se, em geral, a conização (retirada cirúrgica do colo uterino, em cone, com margem de segurança). A partir do estágio I_B, os tratamentos consistem na associação de radioterapia intracavitária^(*) e externa^(**).

Segundo Fletcher⁽³²⁾, as regras de combinação dessas terapias são estabelecidas através de tentativa e erro. A tabela I.4.A apresenta um sumário dessas regras.

Os resultados apresentados por estes tratamentos podem ser avaliados através do acompanhamento dos pacientes com determinação dos índices de sobrevida em 5 e 10 anos.

A tabela I.4.B⁽³³⁾ permite uma apreciação desses índices.

b) Adenocarcinoma de útero

Este tumor pode ocorrer na cérvix ou no endométrio.

O adenocarcinoma de cérvix é originário da endo-

(*) a radioterapia intracavitária é feita com sondas intra-uterinas e ovóides (colocados junto ao colo) dentro dos quais são colocadas fontes radiativas (p. ex. ¹³⁷Cs)

(**) a radioterapia externa é feita com aparelhos de Teleterapia; as técnicas serão descritas na seção I.5.

Tabela I.4.A - Programa de tratamento para o carcinoma epidermóide de colo uterino não operado
(Hospital M.D. Anderson - Texas - USA)

Estádio	Radioterapia Intracavitária	Irradiação Externa
I _B	10^3 mg.h	-
I _C	$(9 \text{ a } 10) \cdot 10^3$ mg.h	$(3 \text{ a } 4) 10^2$ Gy (paramétrios)
II _A	$(9 \text{ a } 10) \cdot 10^3$ mg.h	$(3 \text{ a } 4) \cdot 10^2$ Gy (paramétrios)
	$(8 \text{ a } 9) \cdot 10^3$ mg.h	$2 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total) $2 \cdot 10^2$ Gy (paramétrios)
	$(5,5 \text{ a } 6,5) \cdot 10^3$ mg.h	$4 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total)
	$(5,5 \text{ a } 6,5) \cdot 10^3$ mg.h	$4 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total)
II _B	$(5,5 \text{ a } 6,5) \cdot 10^3$ mg.h	$4 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total) $(1,0 \text{ a } 1,5) \cdot 10^2$ Gy (lado envolvido)
	$(4 \text{ a } 5) \cdot 10^3$ mg.h	$5 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total) 10^2 Gy (lado envolvido)
II _B	$(3 \text{ a } 6) \cdot 10^3$ mg.h	$6 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total)
IV		$7 \cdot 10^2$ Gy (pélvis total)

Tabela I.4.B - Taxa de sobrevida para Carcinoma Epidermóide de colo uterino inoperado. 1.705 pacientes (*) (1954 a 1963)

Estádio	Sobrevida %	
	5 anos	10 anos
I	91,5	90,0
II _A	83,5	79,0
II _B	66,5	57,0
III _A	45,0	39,5
III _B	36,0	30,0
IV	14,0	14,0

(*) excluídos os pacientes de morte causada por doenças intercorrentes.

cérvix e tem um poder de invasão maior que o do carcinoma epidermóide, sendo freqüente o acometimento de reto, bexiga e útero.

Quando a lesão é pequena indica-se em geral, a pan-histerectomia (retirada cirúrgica do útero e dos ovários). Para lesões invasivas os esquemas de tratamento são semelhantes aos descritos para o carcinoma epidermóide, com uma tendência de aumento da dose e diminuição dos tamanhos de campo, uma vez que a disseminação linfática do adenocarcinoma é menos freqüente.

O adenocarcinoma do endométrio pode ser histologicamente bem ou pouco diferenciado, sendo este último mais

invasivo que o primeiro.

As terapias indicadas para este tumor dependem do estadiamento e do grau de diferenciação das células tumorais. Tratam-se de associações entre radioterapia intracavitária e/ou externa e cirurgias; as irradiações podem ser pré ou pós-operatórias, dependendo do caso.

I.4.3 - Radiobiologia

O emprego da Radioterapia em Oncologia está baseado nos efeitos biológicos provocados pela radiação ionizante; o objetivo desta prática é a destruição das células indesejadas.

Em radiobiologia, de acordo com Robbins⁽³⁰⁾, os principais efeitos da radiação sobre os tecidos vivos são:

- morte celular
- bloqueio do poder de divisão celular
- alterações não letais em estruturas importantes da célula
- mutações genéticas.

Os mecanismos através dos quais estes efeitos ocorrem podem ser explicados pela ação direta ou indireta da radiação.

A ação direta supõe que a radiação interage diretamente com as moléculas constituintes das estruturas celulares, alterando-as de modo a produzir um ou vários dos efeitos citados.

A ação indireta preconiza que a radiação interage inicialmente com as moléculas de água da célula, liberando, através de uma série de reações em cadeia, radicais reativi

vos como H_2O_2^0 e HO_2^0 ; estes radicais, ao reagirem com componentes citoplasmáticos ou nucleares da célula, podem dar origem ao(s) efeito(s) mencionado(s).

A ocorrência de um determinado efeito biológico depende, principalmente, do tipo de radiação, da dose, da frequência das exposições e da radio-sensibilidade das células irradiadas.

A dependência em relação ao tipo de radiação e à dose diz respeito à quantidade de energia depositada no tecido.

A influência dos intervalos de tempo entre exposições sucessivas está ligada ao fato de haver, após uma determinada exposição, um certo número de células que readquirem suas funções normais (reparo celular). Observa-se, experimentalmente, que o dano biológico produzido por uma dose única de radiação é menor do que aquele produzido pela mesma dose fracionada em diversas aplicações.

Este fato, observado empiricamente desde as primeiras aplicações terapêuticas da radiação⁽²⁴⁾ é de grande importância no planejamento das radioterapias atuais. A irradiação externa de um tumor localizado, por exemplo, no útero, envolve a irradiação indesejada dos tecidos normais que o circundam; o objetivo é destruir o tumor, sem causar complicações sérias aos tecidos não comprometidos. Isso só é conseguido com um fracionamento adequado da dose total e com a alteração de incidências em campos localizados em diferentes regiões anatômicas. Como será mostrado em detalhes na Seção I.5, para estes tumores são utilizadas duas ou quatro incidências diferentes.

A radio-sensibilidade dos diversos tipos das células que compõem os tecidos do corpo humano varia grandemente. "A sensibilidade de uma célula à radiação é diretamente proporcional à sua atividade reprodutiva e inversamente proporcional ao seu nível de diferenciação"⁽³⁴⁾. A Tabela I.4.C ilustra esta afirmação; em geral a radio-sensibilidade das células tumorais é semelhante a das células dos tecidos de que são originárias.

Tabela I.4.C - Radio-sensibilidade das células e de seus tumores. (Adaptação simplificada de tabela publicada por Robbins⁽³⁰⁾, pag. 553)

Rádio-sensibilidade	Células	Tumores
alta	linfóides, hematopoiéticas	leucemias, linfomas
consideravelmente alta	epiteliais (cêrvix, bexiga)	carcinomas epidermóides
média	endoteliais	angiosarcoma
consideravelmente baixa	ósseas epiteliais (glândulas, pulmão)	osteosarcomas adenocarcinomas carcinomas epidermóides
baixa	musculares	miosarcomas

Apesar destas constatações, segundo Rubin⁽³⁵⁾: "A variação de respostas dos tumores à radiação é um dos mais

desconcertantes aspectos da radioterapia. Radio-sensibilidades diferentes, desde as mais altas até as mais baixas, são encontradas não somente entre tumores de diferentes tipos histopatológicos, mas também, entre processos malignos semelhantes em diferentes hospedeiros e, ocasionalmente, no mesmo hospedeiro".

Acredita-se atualmente⁽²⁴⁾ que a sensibilidade da célula à radiação depende também da fase do ciclo reprodutivo em que ela se encontra e do seu grau de oxigenação. Estas observações explicariam em parte a citação anterior.

Fica claro, então, que os estudos em Radiobiologia fornecem parâmetros importantes ao planejamento de uma radioterapia, não sendo, entretanto suficientes para a escolha do esquema de tratamento ideal, indicado a um determinado tumor.

Como é comum em Medicina, a evolução das técnicas utilizadas em Radioterapia ocorre em função de análises estatísticas dos resultados observados a partir do acompanhamento dos casos.

O tratamento de um tumor, diagnosticado e estadiado, para o qual tenha sido indicada a radioterapia externa, é precedido por um planejamento que envolve o trabalho conjunto de um médico radioterapeuta e de um físico-médico.

1.5.1 - Simulação e escolha da técnica

A primeira etapa desse planejamento consiste na correta localização do tumor, bem como no seu dimensionamento. Isto é levado a cabo com o auxílio de radiografias ou tomografias que evidenciam a região a ser tratada. A partir desas imagens, o médico define o "volume alvo" a ser irradiado, que contém, além do tumor, um volume de tecidos normais que o envolvem, que é tratado por margem de segurança.

Definido o "volume alvo" são feitas radiografias e/ou radioscopias em circunstâncias que simulem os tratamentos possíveis para que se definam as incidências do feixe e os tamanhos de campo. Em serviços de radioterapia mais equipados, a simulação pode ser feita com o auxílio de computador.

Com esses dados o radioterapeuta determinará a dose total a ser administrada (ao centro do tumor, ou à superfície que envolve o volume alvo), o fracionamento da dose e a técnica de irradiação.

A escolha da técnica de irradiação, como já foi sugerido anteriormente, tem por objetivo o fornecimento da dose desejada ao tumor, através de incidências do feixe em vários ângulos, o que propicia menor irradiação dos tecidos sãos;

além disso, os ângulos são escolhidos de modo a proteger órgãos mais sensíveis.

Para tumores localizados na pélvis, por exemplo, as técnicas mais empregadas são a de dois campos e a de quatro campos.

A técnica de dois campos consiste na irradiação alternada de um campo anterior e outro posterior, ambos de mesma área, desenhados sobre a pele do paciente em torno de um eixo, que passa pelo centro do tumor e coincide com o eixo central do feixe de radiação.

A técnica de quatro campos emprega a alternância de quatro incidências - anterior, posterior, lateral esquerda e lateral direita - com pesos relativos que podem ser diferentes. Os campos são desenhados em torno de dois eixos ortogonais (ântero-posterior e lâtero-lateral) que se cruzam no centro do tumor.

As fig. I.5.A e I.5.B ilustram as localizações dos campos pélvicos relativos às técnicas descritas. Os contornos desses campos devem permanecer desenhados sobre a pele do paciente, durante todo o tratamento.

Nesta fase do planejamento estão, portanto, definidas as diretrizes da radioterapia a ser executada. A última etapa do planejamento fica a cargo do físico que, conhecendo a dose diária e as circunstâncias de irradiação em que deve ser administrada, executará os cálculos necessários à definição das condições de operação do aparelho para cada aplicação.

Fig. I.5.A - Localização dos campos anterior e posterior utilizada em radioterapia da pélvis

Fig. I.5.B - Localização dos campos laterais utilizada em radioterapia da pélvis

Para a melhor compreensão dos cálculos que se fazem em radioterapia serão definidos certos parâmetros, alguns dos quais utilizados rotineiramente, outros de interesse específico para o presente trabalho.

a) Distância Foco-Pele (DFPe)

Distância entre o foco do feixe de radiação e a pele do paciente; é também chamada de distância de tratamento, por ser normalmente fixa para cada aparelho, para a grande maioria dos tratamentos.

b) Dose Tumor (DTu)

Dose no centro do "volume alvo" ou na superfície que o envolve.

c) Dose Referência (DR)

Dose máxima obtida no eixo central do feixe, num fantoma ou paciente, relativa a uma incidência; ocorre na profundidade de equilíbrio eletrônico, que depende da energia do feixe.

$$DR = \frac{DTu}{PDP} .100 ,$$

onde PDP é o valor da porcentagem de dose profunda, já definida, referente à profundidade do tumor e ao tamanho de campo escolhido.

d) Fator de Campo (F)

Relação entre a dose referência (DR') no centro de um campo qualquer e a dose referência (DR) no centro de um campo considerado padrão (em geral, 10 x 10 cm²).

O fator de campo, obviamente unitário para o campo padrão, leva em conta a contribuição de radiação espalhada na dose medida, sendo, portanto, maior que a unidade para campos maiores que o padrão e menor no caso contrário. Este fator, obtido experimentalmente de maneira simples, é revisto periodicamente e tabelado para a utilização de rotina.

e) Dose Monitor (DM)

Dose ajustada no comando do aparelho, em dispositivo acoplado a um monitor situado na saída do feixe e programado para desligar o aparelho no momento em que a dose escolhida é atingida. O monitor é calibrado para o campo padrão, para o qual $DM = DR$. O cálculo de DM para um campo qualquer requer a utilização do fator de campo.

$$DM = \frac{DR}{F}$$

Utilizando os parâmetros descritos é possível calcular-se, a partir da DTu estipulada para cada incidência do feixe, o valor de DM, conhecendo-se o tamanho do campo e a profundidade do tumor

$$DM = 100 \frac{DTu}{DPD} \cdot \frac{1}{F}$$

A título de exemplo, serão mostrados os cálculos efetuados para o Paciente nº 7, portador de um tumor na pélvis, tratado pela técnica de dois campos; o centro do tumor era equidistante das superfícies sobre as quais incidia o feixe, como mostra a figura I.5.C.

Fig. I.5.C - Corte transversal esquemático de p $\acute{e}$ lvis ilustrando a t $\acute{e}$ cnicade dois campos.

Dados e c $\acute{a}$ lculos:

- diagn $\acute{o}$ stico; carcinoma epiderm $\acute{o}$ ide de colo uterino, bem diferenciado
- dose total: 40,00 Gy
- fracionamento: 20 aplica $\acute{o}$ es de 2,00 Gy
- t $\acute{e}$ cnicade: 2 campos por dia
- campos anterior e posterior: 14,5 x 14,5 cm²
- profundidade do tumor: 8,5 cm
- DTu: 1,00 Gy (por campo, por dia)
- PDP (14,5 x 14,5 cm²; 8,5 cm): 69,3%
- F (14,5 x 14,5 cm²): 1,027
- DR = $\frac{1,00}{0,693} = 1,44$ Gy

Fig. I.5.C - Corte transversal esquemático de pêlvis ilustrando a técnica de dois campos.

Dados e cálculos:

- diagnóstico; carcinoma epidermóide de colo uterino, bem diferenciado
- dose total: 40,00 Gy
- fracionamento: 20 aplicações de 2,00 Gy
- técnica: 2 campos por dia
- campos anterior e posterior: $14,5 \times 14,5 \text{ cm}^2$
- profundidade do tumor: 8,5 cm
- DTu: 1,00 Gy (por campo, por dia)
- PDP ($14,5 \times 14,5 \text{ cm}^2$; 8,5 cm): 69,3%
- F ($14,5 \times 14,5 \text{ cm}^2$): 1,027
- $DR = \frac{1,00}{0,693} = 1,44 \text{ Gy}$

I.5.3 - Curvas de isodose

Em planejamentos mais complexos do que o exemplificado na seção I.5.1, além da utilização dos parâmetros descritos, é, muitas vezes necessário o conhecimento da distribuição de dose em outros pontos fora do centro do tumor.

É o caso, por exemplo, das radioterapias de pélvis com a técnica de quatro campos, em que se utilizam, para o planejamento, mapas com curvas de isodose.

Essas curvas são construídas a partir de medidas de dose obtidas com uma pequena câmara de ionização acoplada a um dispositivo, com controle remoto, que faz a varredura do volume irradiado, para diversos tamanhos de campo. A varredura é feita em diferentes profundidades de um meio equivalente ao tecido humano (e.g. água), sobre um plano que contém o eixo central do feixe de radiação. Os pontos de mesma leitura, para um determinado tamanho de campo, são unidos, formando as curvas de isodose que compõem o mapa desse campo. Os valores de dose de cada curva são normalizados em relação à DR do campo, sendo portanto exibidos como percentuais.

Na figura I.5.D é apresentado o mapa de isodoses do A.L. utilizado neste trabalho (Clinac-4), para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Esse mapa refere-se, na verdade a qualquer plano que contenha o eixo central, uma vez que os aparelhos de radioterapia costumam apresentar distribuição uniforme de dose, em torno desse eixo, conseguida com filtros adequados.

Em geral, os mapas de isodose são construídos pelo fabricante do aparelho, para os tamanhos de campo mais utilizados.

Fig.I.5.D - Mapa de isodoses do Clinac-4 (IROC) para um campo de 10 x 10 cm²

Fig.I.5.D - Mapa de isodoses do Clinac-4 (IROC) para um campo de 10 x 10 cm²

Nos planejamentos em que se utilizam mapas de isodose procede-se do seguinte modo:

1º) Define-se o contorno do paciente, no plano que contém os eixos centrais dos campos de irradiação.

2º) Assinalam-se sobre o contorno os centros e as dimensões dos campos escolhidos.

3º) Desenham-se, dentro do contorno, as curvas de isodose para cada incidência.

4º) Somam-se, nas interseções das curvas, as contribuições devidas a todas as incidências.

5º) Unem-se os pontos que apresentarem a mesma soma.

Os passos 3º, 4º e 5º podem ser executados por um computador. A figura I.5.E ilustra o resultado do procedimento acima descrito, efetuado manualmente.

Fig. I.5.E - Contorno de pêlvís mostrando a distribuição de dose devida à incidência da radiação em quatro campos, obtida com mapas de isodose

A composição de mapas de isodoses é apresentada ao médico, que escolhe a curva que melhor engloba o "volume alvo" e determina o valor de DTu a ser administrado.

O exemplo apresentado a seguir ilustra os cálculos que devem ser feitos pelo físico, a fim de determinar o valor de DM para cada incidência; trata-se do paciente nº 4.

Dados e cálculos

- diagnóstico: adenocarcinoma de endométrio, moderadamente diferenciado, parcialmente necrótico
- dose total: 50,00 Gy (no tumor)
- fracionamento: 25 aplicações de 2,00 Gy
- técnica: 4 campos, em ciclos de 3 dias
 - . 1º dia - anterior e posterior
 - . 2º dia - anterior e posterior
 - . 3º dia - lateral esquerdo e direito
- campos anterior e posterior: 15,5 x 14 cm²
- campos laterais: 10 x 14 cm²
- volume alvo: englobado pela curva de 120%
- cálculo dos valores de DM.

Estes cálculos são feitos a partir da hipótese de que cada incidência deva contribuir com 1,00 Gy na superfície do "volume alvo" de modo a obter-se um ciclo de 6,00 Gy a cada três dias, com as irradiações laterais tendo um peso equivalente à metade daquele das irradiações anteriores e posteriores.

Portanto, num ciclo de 6,00 Gy, o valor de DR para cada incidência é:

$$DR = \frac{6,00 \times 100\%}{120\%} \cdot \frac{1}{2} = 2,50 \text{ Gy}$$

O valor de DM para os campos anterior e posterior é

$$DM = \frac{DR}{F} = \frac{2,50}{1,025} = 2,44 \text{ Gy}$$

O valor de DM para os campos laterais é:

$$DM = \frac{DR}{F'} = \frac{2,50}{1,008} = 2,48 \text{ Gy}$$

I.5.4 - Correções

Como foi mencionado, as tabelas de PDP e as curvas de isodose são elaboradas para fantasmas de água homogêneos e de contornos planos, atributos que nem sempre são encontrados nos campos de irradiação de pacientes reais.

a) Irregularidades dos contornos dos campos

Quando a superfície do campo a ser irradiado apresenta curvatura muito acentuada, recorre-se à utilização de filtros em cunha colocados na saída do feixe que impedem que as curvas de isodose fiquem "paralelas" à superfície do campo, na região do tumor, como mostra a Fig. I.5.F.

Quando a curvatura é menos pronunciada, para saber-se exatamente a distribuição de dose na região tumora, é necessário proceder-se à correção das curvas de isodose a serem utilizadas, de acordo com o contorno do paciente.

Fig. I.5.F - Diagrama esquemático ilustrativo da utilização de filtros compensadores

Como será observado, no caso de campos na região pélvica esta correção é pequena, o que justifica a sua desconsideração na prática hospitalar.

Esta correção leva em conta a camada de ar existente abaixo do plano horizontal (SS') que corta o eixo central no ponto que corresponde à DFPe, bem como a camada de tecido que fica acima desse plano, como mostra a figura I.5.G.

As curvas de isodose adequadamente corrigidas adquiriram aspecto semelhante ao mostrado na figura I.5.F.(a). Para efetuarem-se as devidas correções existem diversos mêto-dos que não serão aqui descritos e que estão, obviamente ba-seados, na diferente absorção da radiação pelos meios ar e tecido, bem como as diferentes DFPe dos pontos que compõem o contorno.

Utilizou-se no presente trabalho um método basea

do no trabalho de Van der Giessen⁽³⁶⁾ escolhido pela simplicidade e rapidez de aplicação. Consiste basicamente em traçar raios paralelos ao feixe, levando em conta sua divergência em relação ao eixo central, ao longo dos quais são medidas as espessuras h em relação ao plano SS' , as quais multiplicadas por um fator k ($k = 0,7$ para o Clinac-4) fornecerão o valor do deslocamento a ser efetuado na curva de isodose, conforme mostra a figura I.5.G.

Fig. I.5.G - Perfil do contorno irregular de um campo radioterápico, ilustrando a correção de uma curva de isodose

b) Presença de heterogeneidades de tecidos

A presença de tecidos heterogêneos no volume de tecidos atravessado pela radiação, altera a distribuição de dose de maneira complicada. Essas heterogeneidades, como ossos e cavidades de ar, já que os outros tecidos podem ser con

siderados equivalentes à água, na maioria dos casos, não são levados em consideração, particularmente para radiação de alta energia, dada a complexidade das correções necessárias.

Entretanto, há regiões como o tórax, para as quais a desconsideração dessas correções acarretaria em erros da ordem de 20%, o que seria inaceitável num tratamento. De acordo com a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU)*, a precisão das doses administradas em radioterapia deve ser $\pm 5\%$.

A preocupação com este tipo de correção não é recente, tanto que existem vários métodos para efetuá-las.

O problema consiste basicamente em encontrar um fator de correção (C) pelo qual a dose esperada, num determinado ponto de um fantoma homogêneo de água, deve ser multiplicada a fim de encontrar-se a dose real naquele ponto, num meio heterogêneo.

Para tanto é, obviamente, necessário o conhecimento das características da heterogeneidade quanto à intera-ção com a radiação, bem como sua localização.

Existem métodos simples como o do "coeficiente efetivo de atenuação"⁽³⁷⁾ que, levando em conta as densidades dos meios atravessados pela radiação, permite o cálculo da espessura equivalente da heterogeneidade, ou seja, a espessura que esta teria se fosse do mesmo material que o meio que a envolve. Este método permite o cálculo da dose real em pontos "abaixo" da heterogeneidade, como o ponto B da figura I.5.H.

De acordo com este método, o fator de correção

(*) ICRU - publicação 24 (1976)

Fig. I.5.H - Esquema de um fantoma que pode ser utilizado para medidas da influência de uma heterogeneidade na distribuição de dose no meio

(C) é calculado do seguinte modo:

$$C = e^{\mu' (d-d')}, \text{ onde}$$

μ' = coeficiente efetivo de atenuação

d = profundidade do ponto de interesse

d' = profundidade equivalente do ponto de interesse.

Métodos mais elaborados^(38,39) levam em conta as dimensões laterais da heterogeneidade. Outros, ainda mais sofisticados⁽⁴⁰⁾, permitem, com o auxílio de um computador e a partir de imagens tomográficas, a obtenção da disposição das curvas de isodose nos diversos cortes.

Existem também métodos específicos que são baseados em medidas efetuadas em fantoma homogêneo dentro do qual são colocados objetos de materiais que simulam as heterogeneidades, como é o caso de um trabalho publicado por Greene⁽⁴¹⁾,

cujas conclusões, para um AL de 4 MeV, referentes à presença de ossos, são as seguintes:

"i) as curvas de isodose próximas ao osso não são consideravelmente alteradas.

ii) as curvas de isodose mais distantes do osso alteram-se apenas em pontos situados sob a "sombra" desse osso.

iii) as correções das curvas de isodose são feitas ao longo de retas paralelas ao eixo central, deslocando as curvas "para cima" de um valor igual à metade da espessura do osso nessa reta."

Outro método⁽³⁷⁾, de relativa facilidade de aplicação prática, e o que utiliza a razão tecido-ar (TAR). De acordo com este método:

$$C = \frac{\text{TAR}(d', Ld')}{\text{TAR}(d, Ld)}, \text{ onde}$$

d = profundidade do ponto de interesse

d' = profundidade do ponto de interesse se a heterogeneidade fosse substituída pelo meio que a envolve, com espessura equivalente.

Ld = tamanho do campo à profundidade d

Ld' = tamanho do campo à profundidade d' .

A aplicação dos dois últimos métodos descritos para um corte anatômico de pêlvis em que são consideradas heterogeneidades apenas os ossos, aparece no Apêndice (pag.174).

c) Dose na saída do feixe

Junto à superfície corpórea do paciente, nas saí

das do feixe de radiação, não existe material que produza retroespalhamento da radiação, do modo que ocorre em pontos situados no interior do paciente.

Normalmente, a mesa, sobre a qual a paciente é acomodado, possui uma área recoberta apenas por tela de nylon sobre a qual deve ficar o campo de irradiação, para a incidência do feixe pelo lado posterior. Considerando, então, a ausência de retroespalhamento nesta superfície, que corresponde à saída do feixe relativa à irradiação pelo lado anterior, a dose prevista pelo mapa de isodoses é maior do que a real. O mesmo acontece para as incidências posterior e laterais, uma vez que nestes casos as superfícies corpóreas do paciente nas saídas do feixe, relativas a essas incidências, estão diretamente em contato com ar.

Para encontrar-se o valor corrigido da dose na saída do feixe, basta dividir o valor da dose prevista pela PDP pelo fator de retroespalhamento (B) desse feixe, para o tamanho do campo de irradiação.

I.6 - OBJETIVO DO PRESENTE TRABALHO

A grande maioria dos planejamentos da radioterapia utiliza tabelas de Porcentagem de Dose Profunda e mapas de isodoses obtidos a partir de medidas efetuadas em fantomas de água. Não é recente a indagação sobre a influência que a presença de heterogeneidades de tecido possa exercer sobre a distribuição de dose prevista dessa maneira.

Existem dados experimentais, que mostram a alteração da distribuição de dose em fantomas de água nos quais são introduzidos objetos, que simulam as heterogeneidades do corpo, dados estes, obtidos com câmaras de ionização, ou dosímetros TL em poucos casos. Não foram encontrados dados relativos a medidas "in vivo" desses efeitos.

O objetivo do presente trabalho é um estudo "in vivo" do possível efeito das heterogeneidades, com a utilização de dosímetros TL, através de medidas de dose, na entrada e na saída do feixe de radiação, em radioterapias efetuadas em oito pacientes.

II MATERIAIS E MÉTODOS
EXPERIMENTAIS

II. MATERIAIS E MÉTODOS EXPERIMENTAIS

II.1 - DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

Foram empregados dois tipos de dosímetros termoluminescentes:

- a) TLD-100 (LiF:Mg:Ti) é o nome comercial do fluoreto de lítio com impurezas de magnésio (100 p.p.m.) e de titânio (15 p.p.m.);
- b) TLD-200 ($\text{CaF}_2\text{:Dy}$) é o nome comercial do fluoreto de cálcio com impurezas de disprósio (0,35% em massa).

Esses dosímetros, fabricados pelo método de extrusão, pela "Harshaw Chemical Co., USA", têm a forma de paralelepípedos de 3mm x 3mm x 0,9mm, com massa de 24 mg cada um.

Dispôs-se, ao todo, de 253 unidades que foram separadas em grupos, detalhadamente descritos na seção II.4.

A utilização dos dosímetros, para cada série de medidas, constava de três etapas básicas, cada uma das quais deveria ser executada, necessariamente, no mesmo dia.

1ª Etapa: preparação

Os dosímetros eram recozidos em forno, à temperatura de 400°C, por uma hora e resfriados rapidamente, até a temperatura ambiente, através do contato com uma superfície de bronze. Os TLD-100, eram, então colocados em estufa a 100°C, por duas horas e, em seguida, resfriados rapidamente.

Uma vez à temperatura ambiente, eram acondicionados individualmente em pacotes plásticos que seriam dispostos de modo adequado às medidas "in vivo". Nas medidas "in vitro", como será explicado na seção II.6, os dosímetros não eram em-

pacotados.

A preparação era feita no Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP), de um a três dias antes da irradiação.

2ª Etapa: irradiação

As irradiações eram feitas com feixe de raios x de 4 MeV de um acelerador linear clínico, instalado no Hospital Osvaldo Cruz.

Os dosímetros eram irradiados em condições de equilíbrio eletrônico e retroespalhamento, como mostra a fig. II.1.A.

Fig. II.1.A - Esquema ilustrativo das condições de irradiação dos dosímetros

3a. Etapa: leitura

A leitura dos dosímetros era efetuada num prazo máximo de três dias que sucedia a irradiação. Eram utilizados os equipamentos do Laboratório de Dosimetria do IFUSP, descritos na seção II.3.

Obtinham-se, nesta etapa, as curvas de emissão TL do material irradiado, nas quais eram medidas as alturas dos picos escolhidos; essas alturas de pico, confrontadas com a curva de calibração forneciam os valores de dose.

Para o TLD-100 escolheu-se o pico nº 5 que ocorre a 200°C aproximadamente e, para o TLD-200, o pico nº 2, que aparece ao redor de 140°C .

As curvas de emissão TL desses materiais são exibidas na fig. II.1.B.

Fig. II.1.B - Curvas de emissão TL em função da temperatura obtidas com leitor do Laboratório de Dosimetria da I.F.U.S.P. (a) TLD-200 (grupo N); (b) TLD-200 (grupo Q); (c) TLD-100

II.2 - ACELERADOR LINEAR

As irradiações foram efetuadas com acelerador linear, modelo Clinac-4, de fabricação da "Varian Associates, USA", instalado no Instituto de Radioterapia Osvaldo Cruz (IROC), localizado no hospital de mesmo nome, em São Paulo - Capital. A fig. II.2.A mostra o perfil desse aparelho, com os componentes externos principais.

Em condições normais de operação, o Clinac-4 funciona com radiofrequência de 3000 MHz, diferença de potencial de 25 kV e corrente de 80 A, produzindo apenas feixes de raios X. O diagrama de blocos da Fig. II.2.B esquematiza o funcionamento desse aparelho.

Este acelerador produz, nas condições acima, uma taxa de dose de 2,50 Gy/min, à profundidade de dose máxima de um meio, colocado a 80 cm de distância do foco. A fig. II.2.C mostra a curva de "build-up" do Clinac-4.

Na saída do feixe existe um sistema de colimadores, acionados eletronicamente, que permite a definição de campos de irradiação quadrados ou retangulares, com dimensões que podem chegar a $32 \times 32 \text{ cm}^2$, a 80 cm de foco.

Nos tratamentos de rotina, o paciente é acomodado, sobre a mesa regulável, em decúbito dorsal. O cabeçote do aparelho pode ser girado em torno de um eixo, de 0° a 360° , direcionando o feixe no ângulo desejado. De maneira geral, a distância de tratamento, também chamada de distância-foco-pele (DFPe), é de 80 cm; esta distância é ajustada com boa precisão, com auxílio de um sistema de "laser".

Fig.II.2.A - Perfil do Clinac-4 (Varian Associates)

SISTEMA DE ALTA POTÊNCIA
 SISTEMA DE CONTROLE DO CAMPO
 SISTEMA DE CONTROLE DE DOSE

Fig. II.2.B - Diagrama de Blocos dos Subsistemas principais do Clinac-4

As irradiações foram feitas com o cabeçote a 0° , para as medidas "in vitro". Nas medidas "in vivo" o feixe foi direcionado a 0° e 180° (campo anterior e posterior) e a 90° e 270° (campos laterais).

As tabelas II.2.A e II.2.B mostram respectivamente, as variações da Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e da Razão Tecido-Ar (TAR), em função da profundidade, para diversos tamanhos de campo, do Clinac-4, as quais foram utilizadas para os cálculos.

Fig. II.2.C - Porcentagem de dose em função da espessura do meio Clinac-4 (campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$)

Tab. II.2.A - Porcentagens de dose profunda (PDP) e fatores de campo (F) do Clinac-4, no eixo central, para DFPe de 80 cm. Dados fornecidos pelo fabricante (21/7/71)

	3x3	5x5	7x7	9x9	11x11	13x13	15x15	17x17	19x19	21x21	23x23	25x25	30x30
Fator de campo	0.91	0.95	0.97	0.99	1.006	1.018	1.03	1.039	1.049	1.053	1.065	1.07	1.08
profund. (cm)													
1	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
2	94.4	95.2	95.8	95.9	96.0	96.1	96.2	96.3	96.5	96.5	96.6	96.6	96.8
3	83.5	90.4	91.1	91.5	91.7	91.9	92.0	92.3	92.5	92.5	92.7	92.8	93.0
4	83.0	85.0	86.4	87.1	87.4	87.7	88.0	88.4	83.6	88.9	89.1	89.3	89.7
5	78.0	80.0	81.5	82.2	82.7	83.2	83.5	83.9	84.3	84.7	85.1	85.5	86.0
6	72.5	75.0	76.5	77.5	78.2	78.8	79.3	79.8	80.3	80.7	81.1	81.5	82.2
7	67.2	70.0	71.8	73.2	74.3	74.9	75.5	76.0	76.3	76.7	77.1	77.5	78.9
8	62.5	65.4	67.5	69.0	70.0	70.8	71.5	72.1	72.5	73.0	73.5	74.0	75.0
9	58.0	61.0	63.0	64.6	65.7	66.6	67.5	68.1	68.7	69.2	69.8	70.3	71.5
10	53.5	56.5	59.0	60.6	62.0	62.9	63.5	64.5	65.3	65.8	66.4	67.0	68.5
11	50.0	52.8	55.0	56.7	58.0	59.0	60.0	60.8	61.6	62.3	62.9	63.5	65.0
12	46.2	49.0	51.2	53.0	54.4	55.5	56.6	57.5	58.4	59.2	59.8	60.4	62.0
13	43.0	45.5	47.7	49.3	50.8	52.0	53.0	54.0	55.0	55.8	56.4	57.0	58.8
14	39.5	42.5	44.6	46.4	48.1	49.2	50.4	51.2	52.0	53.0	53.7	54.2	55.5
15	36.7	39.5	41.5	43.2	44.7	46.0	47.0	48.1	49.1	49.9	50.7	51.5	52.5
16	34.0	36.8	39.0	40.7	42.7	43.5	44.5	45.5	46.4	47.2	47.8	48.5	50.0
17	31.7	34.5	36.5	38.2	39.7	41.0	42.0	43.0	43.7	44.4	45.2	46.0	47.0
18	29.5	32.0	34.0	35.7	37.1	38.4	39.5	40.3	41.0	41.9	42.7	43.5	44.5
19	27.5	30.0	31.8	33.2	34.7	36.0	37.0	38.0	39.0	39.9	40.7	41.5	42.5
20	25.5	28.0	29.6	31.2	32.6	33.9	35.0	36.0	37.0	37.7	38.4	39.0	40.0
21	23.2	25.5	27.6	29.2	30.6	31.9	33.0	33.8	34.6	35.4	36.2	37.0	38.0
22	21.8	24.0	25.6	27.1	28.4	29.9	30.5	31.5	32.5	33.3	34.0	34.6	35.8
23	20.0	22.5	24.2	25.7	27.0	28.0	29.0	30.0	30.7	31.4	32.2	33.0	34.0
24	19.0	20.8	22.5	23.9	25.0	26.0	27.0	28.0	28.9	29.6	29.3	31.0	32.0
25	17.5	19.5	21.0	22.4	23.5	24.5	25.5	26.5	27.3	28.0	28.6	29.2	30.5

Tab. II.2.B - Razão Tecido-Ar (Clinac-4)

profund. (cm)	"0"	3 x 3	4 x 4	5 x 5	6 x 6	8 x 8	10 x 10	12 x 12	15 x 15	20 x 20	25 x 25	30 x 30
1,2	1.000	1.011	1.015	1.018	1.022	1.030	1.037	1.044	1.055	1.066	1.071	1.074
2	.952	.982	.993	.998	1.003	1.012	1.021	1.030	1.042	1.054	1.060	1.064
3	.899	.940	.954	.962	.971	.985	.998	1.007	1.019	1.033	1.040	1.044
4	.847	.898	.910	.923	.933	.951	.966	.979	.995	1.008	1.017	1.026
5	.799	.850	.867	.883	.897	.917	.933	.949	.967	.984	.995	1.004
6	.753	.810	.827	.842	.856	.881	.900	.918	.937	.955	.968	.979
7	.710	.767	.785	.801	.819	.845	.866	.884	.908	.928	.941	.954
8	.670	.727	.746	.764	.782	.809	.832	.852	.875	.900	.916	.929
9	.632	.689	.708	.727	.744	.775	.800	.818	.844	.873	.889	.903
10	.598	.656	.671	.690	.710	.740	.765	.786	.812	.843	.862	.876
11	.564	.620	.637	.655	.673	.706	.731	.752	.780	.813	.834	.850
12	.529	.588	.601	.620	.641	.673	.698	.720	.749	.786	.808	.824
13	.500	.555	.570	.590	.608	.639	.666	.690	.718	.757	.780	.796
14	.471	.525	.542	.560	.577	.609	.636	.661	.689	.728	.752	.768
15	.444	.495	.512	.529	.547	.578	.605	.630	.660	.701	.725	.743
16	.419	.471	.487	.502	.519	.549	.576	.601	.631	.673	.698	.717
17	.395	.445	.461	.476	.493	.521	.549	.574	.605	.645	.672	.693
18	.373	.421	.436	.451	.465	.494	.521	.545	.576	.618	.646	.669
19	.351	.399	.412	.428	.444	.471	.496	.520	.550	.593	.620	.644
20	.331	.376	.392	.406	.421	.448	.473	.496	.527	.568	.597	.620
21	.312	.356	.371	.385	.399	.424	.450	.473	.503	.543	.573	.595
22	.294	.337	.351	.364	.378	.404	.428	.450	.481	.521	.549	.572
23	.277	.319	.332	.346	.359	.383	.408	.429	.459	.499	.525	.549
24	.262	.302	.315	.328	.340	.365	.383	.408	.438	.477	.504	.528
25	.246	.285	.298	.310	.323	.346	.368	.389	.419	.455	.482	.505

II.3 - LEITOR TERMOLUMINESCENTE

Um leitor TL é constituído basicamente de um sistema de aquecimento, que provoca a emissão TL, uma válvula fotomultiplicadora, que transforma a luz em corrente elétrica. A corrente elétrica, devidamente amplificada, pode ser transmitida a um registrador, que constrói a curva de emissão TL, ou a um integrador, que fornece, digitalizado, o valor da área sob essa curva.

Os dosímetros são lidos individualmente. Cada um deles é colocado sobre uma prancheta de platina com um pequeno sulco que o acomoda adequadamente, permitindo a reprodutibilidade do posicionamento; a prancheta, ligada ao sistema de aquecimento, funciona como uma resistência, que se aquece com a passagem de corrente elétrica. A luz emitida, antes de ser transmitida à fotomultiplicadora, passa por uma janela e por um filtro de cor azul^(*), como mostra o esquema da fig. II.3.A.

Fig. II.3.A - Alguns componentes de um leitor TL

(*) Foi utilizado o filtro Corning 4-70 que transmite na faixa de 330 a 600 nm.

O equipamento utilizado para a maior parte das medidas (leitor 1), construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP, utilizava um sistema de aquecimento que fornecia taxas constantes, pré-fixadas para alguns valores. Além disso, possuía controlador de temperatura máxima, também pré-estabelecida para alguns valores.

As medidas foram efetuadas com taxa de aquecimento de $3,7^{\circ}\text{C/s}$ e temperatura máxima de 400°C .

A fig. II.3.B ilustra o funcionamento do leitor 1.

Fig. II.3.B - Diagrama de blocos do funcionamento do leitor TL com curva de aquecimento linear em relação ao tempo

As medidas preliminares, efetuadas antes da construção do leitor acima descrito, foram feitas com equipamento semelhante (leitor 2), construído no mesmo laboratório, que não possuía controlador automático de temperatura máxima e que fornecia taxas de aquecimento ajustáveis manualmente através de um "variac".

Além desses dois equipamentos, utilizou-se, para algumas medidas, o leitor TL da Harshaw Chemical Co., mod. 2000 A, que além de digitalizar o valor integrado da dose, estava acoplado ao registrador que fornecia as curvas de emissão. A fig. II.3.C mostra este equipamento.

Fig. II.3.C - Esquema do leitor TL mod. 2000 A da Harshaw Chemical Co.

Em todos os casos, utilizou-se como leitura TL da dose a altura do pico considerado "dosimétrico".

II.4 - SELEÇÃO DOS DOSÍMETROS

Os dosímetros foram inicialmente divididos em três grupos, respeitando-se a natureza do material e as diferentes remessas do fornecedor, a saber:

- Grupo L: fluoreto de lítio (TLD-100), remessa única, 82 unidades.
- Grupo N: fluoreto de cálcio (TLD-200), 1^a remessa, 99 unidades.
- Grupo Q: fluoreto de cálcio (TLD-200), 2^a remessa, 72 unidades.

Esses grupos de dosímetros foram utilizados na primeira fase das medidas "in vivo".

Posteriormente, partiu-se para um estudo do comportamento de cada um dos três grupos iniciais, com a finalidade de selecionar subgrupos, com aproximadamente 50 dosímetros, que apresentassem leituras com flutuação média da ordem de 5%.

Para fazer a seleção, submeteu-se cada grupo de dosímetros a uma única irradiação no acelerador linear (DM = 1,00 Gy e campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$) em condições de equilíbrio eletrônico e retroespalhamento equivalentes às das medidas que seriam efetuadas com eles.

Após a irradiação procedeu-se à leitura, durante a qual os dosímetros foram separados de acordo com as respostas que apresentavam. Construíram-se, então, três histogramas, que aparecem nas fig. II.4.A, II.4.B e II.4.C, a partir dos quais foram escolhidos três subgrupos, de acordo com os critérios de seleção mencionados.

Fig. II.4.A - Grupo L (TLD-100)

Fig. II.4.B - Grupo N (TLD-200)

Fig. II.4.C - Grupo Q (TLD-200)

A fig. II.4.A, referente ao Grupo L (TLD-100), mostra que existem dosímetros cujas leituras apresentam desvios em relação à média que podem ultrapassar 17%. O desvio padrão da média é 3,8%. A escolha do subgrupo, de acordo com os critérios de seleção, poderia recair sobre dosímetros com leituras que estivessem mais à esquerda ou mais à direita da média. Selecionou-se, então, arbitrariamente, um subgrupo de 41 dosímetros, com leituras dentro do intervalo $(8,75 \pm 0,25) \times 10^{-6}$ u.a.; estas leituras apresentam desvios relativos que não ultrapassam 4,6%. O subgrupo foi denominado Grupo LS.

A fig. II.4.B, relativa ao Grupo N (TLD-200), mostra leituras com desvios máximos que podem chegar a 13% em relação à média, que apresenta um desvio padrão de 4,3%. Selecionou-se um subgrupo de 67 dosímetros, com leituras dentro do intervalo $(3,55 \pm 0,15) \times 10^{-6}$ u.a., que foi denominado Grupo NS; estas leituras apresentam desvios relativos que não ultrapassam 5,6%.

A fig. II.4.C refere-se ao Grupo Q e mostra que existem dosímetros com leituras cujos desvios máximos em relação à média podem atingir 29%. O desvio padrão da média deste grupo é de 8,6%, o maior observado entre os três grupos. Dentro dos critérios de seleção pré-estabelecidos, não foi possível escolher, neste caso, um subgrupo; conseqüentemente, o Grupo Q foi excluído dos procedimentos experimentais subseqüentes.

O experimento realizado para a seleção de subgrupos mostrou que dosímetros aparentemente iguais - natureza, massa e forma iguais - mostram comportamentos diferentes. Foi o caso dos TLD-200, pertencentes a duas remessas do mesmo fabricante (Grupos N e Q) que apresentaram sensibilidade e flutua-

ção bem diferentes, para condições de preparação, irradiação e leitura equivalentes. O Grupo Q, além de apresentar sensibilidade seis vezes menor do que a do Grupo N, exibiu leituras com flutuações da ordem de $\pm 23\%$, nitidamente maiores que as do Grupo N que ficaram em torno de $\pm 11\%$.

O Grupo L (TLD-100), embora tenha sido irradiado nas mesmas condições em que o foram os outros grupos, foi submetido à leitura com um maior valor de alta tensão na fotomultiplicadora. Este fato pode levar à conclusão errônea de que o TLD-100 seja mais sensível que o TLD-200, quando se analisam os valores das alturas de pico, que aparecem em unidades arbitrárias (u.a.), obviamente diferentes neste caso.

Os dosímetros dos grupos LS e NS foram utilizados para as medidas "in vitro" e para a segunda fase das medidas "in vivo".

II.5 - CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

A curva de calibração era construída toda vez que se procedia a uma série de medidas.

Os dosímetros destinados à calibração eram escolhidos aleatoriamente entre os que seriam utilizados para as medidas, tendo sido, naturalmente, recozidos e empacotados do mesmo modo; eram, então, irradiados, sucessivamente, recebendo doses na faixa daquelas que seriam administradas nos tratamentos.

A curva de calibração (leitura TL x dose) era construída a partir de quatro ou cinco pontos; cada ponto correspondia à média de três ou quatro leituras da mesma dose.

As figuras II.5.A, II.5.B e II.5.C mostram algumas dessas curvas obtidas, respectivamente, para os dosímetros dos grupos L, N e Q. Observe-se que, para um mesmo grupo, a inclinação da reta depende do leitor utilizado e do dia em que foi feita a leitura. É fato sabido, em dosimetria TL, que a reprodutibilidade das leituras depende das condições dos equipamentos usados para recozimento, irradiação e leitura, que podem apresentar variações de um dia para outro.

Nota-se que, para um mesmo grupo de dosímetros, a mudança na inclinação da reta é mais significativa quando se muda de leitor TL; para um mesmo leitor, a variação das inclinações das retas é mais acentuada para o leitor 2.

Fig. II.5.A - Curvas de calibração dos TLD-100 obtidas com o leitor Harshaw (a, b, c) e com o leitor 1 (d, e, f), em diferentes datas

Fig. II.5.B - Curvas de calibração dos TLD-200 (Grupo N) obtidas com o leitor 1 (a, b, c) e com o leitor 2 (d, e, f), em diferentes datas

Fig. II.5.C - Curvas de calibração dos TLD-200 (grupo Q) obtidas com o leitor 1(a) e com o leitor 2(b,c,d) , em diferentes datas

II.6 - DOSIMETRIA TL "IN VITRO"

O objetivo da dosimetria "in vitro" foi verificar se as medidas efetuadas com dosímetros termoluminescentes forneciam valores de PDP (porcentagem de dose profunda) compatíveis com os que aparecem nas tabelas utilizadas nos planejamentos, uma vez que estes últimos são obtidos a partir de medidas com câmara de ionização.

As medidas foram feitas num fantoma que consistia na superposição de placas de madeira (A) de 1 cm de espessura, placas de lucite (B) de espessuras diversas e placas de madeira (C) de espessura 0,3 cm, providas de orifícios destinados à colocação dos dosímetros. As placas C eram intercaladas às A e B em diferentes profundidades. As placas (A, B e C) tinham área de $30 \times 35 \text{ cm}^2$; os orifícios das placas C, com $0,3 \times 0,7 \text{ cm}^2$, tinham profundidade igual à espessura dos dosímetros, comportando, exatamente, dois deles, colocados lado a lado.

Este arranjo experimental, ilustrado nas Figuras II.6.A e II.6.B, permitia, a partir de uma única irradiação, a obtenção das doses em várias profundidades do fantoma.

A irradiação foi efetuada no Acelerador Linear do IROC, com um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma dose de 1,00 Gy. Foram utilizados dosímetros do grupo LS, colocados nos orifícios que coincidiam com o eixo central do feixe e, dosímetros NS, em orifícios situados a 1 cm desse eixo.

As doses medidas nas diversas profundidades foram comparadas com a dose máxima, a 1 cm de profundidade, para a obtenção dos valores de PDP, com os dois grupos de dosímetros.

Fig. II.6.A - Perfil do fantoma

Fig. II.6.B - Detalhe do fantoma

II.7 - DOSIMETRIA TL "IN VIVO"

Para detectar a influência de heterogeneidades de tecido na dose administrada ao tumor, o ideal seria introduzir dosímetros na região de interesse. Devido à dificuldade prática desse procedimento, optou-se por um método não invasivo que pudesse dar subsídios às mesmas conclusões.

Os dosímetros TL foram colocados sobre a pele do paciente, na entrada e na saída do feixe de radiação. As doses assim obtidas, quando comparadas com aquela medida no eixo central do campo de incidência, forneciam as distribuições de PDP (porcentagem de dose profunda). Essas distribuições, confrontadas com as previstas pelo mapa de isodose de um fantoma homogêneo, indicariam a perturbação provocada pela presença de heterogeneidades.

Como, em princípio, qualquer tipo de radioterapia pudesse prestar-se ao estudo pretendido, foram escolhidos pacientes submetidos a tratamento na região pélvica, com raios X de alta energia, devido à abundância de casos, o que possibilitou um maior número de medidas no tempo disponível.

Foram estudados oito pacientes, sete dos quais portadores de tumor de colo uterino, procurando-se fazer, para cada um deles, medidas relativas a três incidências do feixe de radiação (anterior, posterior e lateral), uma vez que nesses casos a técnica mais empregada é a de quatro campos.

II.7.1 - Dosímetros dispostos em matrizes

Na primeira fase das medidas "in vivo" foram uti

lizados dosímetros TLD-200, não selecionados (grupos N e Q) para o estudo de quatro casos.

Os dosímetros eram acondicionados individualmente em envelopes de plástico preto, para evitar o efeito da luz; os envelopes eram dispostos matricialmente sobre folhas de plástico flexível que se adaptavam à superfície corpórea do paciente. As matrizes eram colocadas nos campos de incidência e emergência do feixe de radiação e tinham dimensões escolhidas de modo a cobrir esses campos, levando-se em conta a divergência do feixe. As Figuras II.7.A, II.7.B e II.7.C ilustram esta descrição.

A idéia inicial era dispor os dosímetros sobre a matriz com as menores distâncias relativas possíveis, a fim de obterem-se, pormenorizadamente, as distribuições de dose. Como se dispunha inicialmente de um número reduzido de dosí-

Fig. II.7.A - Corte transversal da região pélvica mostrando a disposição das matrizes dos dosímetros, relativas a duas incidências do feixe: (a) anterior ; (b) lateral

Fig. II.7.B - Disposição das matrizes com dosímetros dos grupos N ou Q, para incidência anterior do feixe: (a) matriz-entrada; (b) matriz-saída

Fig. II.7.C - Disposição das matrizes com dosímetros dos grupos N ou Q, para incidência do feixe pela lateral direita: (a) matriz-entrada; (b) matriz-saída

metros, as distâncias entre dois dosímetros vizinhos de cada matriz variou entre 2,5 e 10 cm, dependendo do caso.

Sobre os dosímetros que ficavam na incidência do feixe era sempre colocada uma placa de madeira, de 1 cm de es pes sura, de modo a garantir o "build-up" da dose antes de atingí-los.

São apresentados a seguir, para os quatro casos estudados nesta fase, dados relativos aos pacientes e aos tra tamen tos, bem como os detalhes das dosimetrias efetuadas.

Paciente nº 1

Nome: E.P. Coelho

Registro IROC: 28.354

Idade: 50 anos

Diagnóstico: adenocarcinoma de intestino grosso, invasivo, ulcerado, gânglios linfáticos ao nível do tumor comprometidos.

Início do tratamento: 28/12/82

Tratamento: 50,00 Gy (34 frações de 1,50 Gy)

Técnica: 2 campos

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 20 x 24 cm²

DAP* = 22 cm

DTu = 1,50 Gy

profundidade do tumor: 10,5 cm

PDP = 60,75%

F = 1,058

DR = 2,58 Gy

DM = 2,44 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre o campo posterior, com dosímetros TLD 200 do grupo N dispostos em duas matrizes, separados por distâncias de 5 ou 10 cm.

*DAP é a distância ântero-posterior

Paciente nº 2

Nome: M.A. dos Santos

Registro IROC: 28.399

Idade: 32 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, moderadamente diferenciado, ulcerado e invasivo.

Início do tratamento: 06/01/83

Tratamento: 40,00 Gy (20 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 4 campos

Curva de isodose escolhida: 160%

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 12 x 15 cm

DAP = 18 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,019

DR = 1,85 Gy

DM = 1,82 Gy

Campos laterais

dimensões = 8 x 15 cm

DLL* = 26,5 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,002

DR = 1,84 Gy

DM = 1,84 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas a duas incidências do feixe - anterior e posterior - utilizando-se dosímetros TLD-200 do grupo N, dispostos em quatro matrizes, separados por distâncias de 5 cm.

*DLL é a distância lâtero-lateral

Paciente nº 3

Nome: J.M.P. Vitor

Registro IROC: 28.138

Idade: 39 anos

Diagnóstico: neoplasia de colo uterino

Início do tratamento: 24/11/82

Tratamento: 34,00 Gy (17 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 4 campos

Curva de isodose escolhida: 175%

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 17 x 17 cm²

DAP = 18,3 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,036

DR = 1,72 Gy

DM = 1,66 Gy

Campos laterais

dimensões: 10 x 17 cm²

DLL = 28 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,013

DR = 1,72 Gy

DM = 1,70 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas a três incidências - anterior, posterior e lateral - utilizando-se dosímetros TLD-200 dos grupos N e Q, dispostos em seis matrizes, separados por distâncias de 2,5 cm.

Paciente nº 4

Nome: E. Oliveira

Registro IROC: 29.111

Idade: 61 anos

Diagnóstico: adenocarcinoma de endométrio, moderadamente diferenciado, parcialmente necrótico.

Início do tratamento: 03/05/83

Tratamento: 50,00 Gy (25 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 4 campos

Curva de isodose escolhida: 120%

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 15,5 x 14 cm²

DAP = 32 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,028

DR = 2,51 Gy

DM = 2,44 Gy

Campos laterais

dimensões: 10 x 14 cm²

DLL = 38 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,008

DR = 2,50 Gy

DM = 2,48 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas a uma incidência do feixe - lateral - utilizando-se dosímetro TLD-200 dos grupos N e Q, dispostos em duas matrizes, separados por distâncias de 2,5 cm.

II.7.2 - Dosímetros dispostos em fileiras

a) Pacientes n^{os} 5 e 6

Para estes dois casos as medidas "in vivo" foram efetuadas com dosímetros TLD-100 (grupo L), não selecionados.

Os dosímetros eram acondicionados, individualmente, em envelopes de plástico e dispostos em fileira sobre tiras de plástico flexível que eram colocadas nos campos de incidência e emergência do feixe de radiação. As tiras de plásticos, de $1 \times \ell \text{ cm}^2$, onde ℓ dependia das dimensões do campo, eram colocadas sobre a pele do paciente, de modo que seu ponto médio coincidisse com o centro do campo. As figuras II.7.D e II.7.E ilustram esta descrição.

A distância entre dois envelopes vizinhos numa mesma tira era de 0,7 cm, para a tira colocada na entrada do feixe e, de 0,87 cm naquela colocada na saída, de modo a levar-se em conta a divergência do feixe, tendo-se em vista que estes dois pacientes tinham DAP praticamente iguais.

Sobre os dosímetros que ficavam na incidência do feixe, como nos casos anteriores, era colocada uma placa de madeira, de 1 cm de espessura, de modo a garantir o "build-up" da dose antes de atingí-los.

São apresentados a seguir, para esses dois casos, os dados relativos aos pacientes e aos tratamentos, bem como os detalhes das dosimetrias efetuadas.

Fig. II.7.D - Disposição das tiras com dosímetros do grupo L, para incidência anterior do feixe; (a) entrada; (b) saída

Fig. II.7.E - Disposição das tiras com dosímetros do grupo L, para incidência lateral do feixe: (a) entrada; (b) saída

Paciente nº 5

Nome: N. A. Loureiro

Registro IROC: 31.120

Idade: 47 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, moderadamente diferenciado, invasivo.

Início do tratamento: 23/4/84

Tratamento: 40,00 Gy (20 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 4 campos

Curva de isodose escolhida: 150%

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 15 x 14,5 cm²

DAP = 22 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,025

DR = 2,01 Gy

DM = 1,96 Gy

Campos laterais

dimensões: 10 x 14,5 cm²

DLL = 34,8 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,009

DR = 2,01 Gy

DM = 1,99 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre o campo posterior com 22 dosímetros dispostos sobre uma tira de 1 x 15 cm², na entrada do feixe e, 22 dosímetros dispostos sobre uma tira de 1 x 19 cm², na saída.

Paciente nº 6

Nome: S.H. Amarante

Registro IROC: 31.211

Idade: 38 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, moderadamente diferenciado, invasivo, com áreas de necrose.

Início do tratamento: 23/4/84

Tratamento: 40,00 Gy (20 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 4 campos

Curva de isodose escolhida: 170%

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 14 x 15 cm²

DAP = 18 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,027

DR = 1,78 Gy

DM = 1,73 Gy

Campos laterais

dimensões: 10 x 15 cm²

DLL = 31 cm

DTu = 1,00 Gy

F = 1,010

DR = 1,77 Gy

DM = 1,75 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre um campo lateral com 5 dosímetros dispostos sobre uma tira de 1 x 4 cm², na entrada do feixe e, 5 dosímetros sobre uma tira de 1 x 5 cm², na saída.

b) Pacientes nºs 7 e 8

Para estes casos foram utilizados dosímetros TLD-100 e TLD-200 selecionados (grupos LS e NS).

Os dosímetros eram acondicionados em envelopes plásticos, dois a dois, de modo a ficarem superpostos. Os envelopes eram dispostos em fileira sobre tiras de plástico flexível como as descritas para os dois casos anteriores. Para cada paciente eram confeccionados dois pares de tiras, um para a entrada do feixe e outro para a saída; cada par era composto de uma tira com dosímetros do grupo LS e outra, com dosímetros do grupo NS. As tiras eram colocadas sobre a pele do paciente de modo que seus pontos médios ficassem equidistantes do centro do campo. As figuras II.7.F e G ilustram esta descrição.

A distância entre dois envelopes vizinhos era de 2,3 cm, na entrada do feixe e, de 2,8 cm, na saída, levando-se em conta a divergência do feixe, tendo em vista, novamente, que as DAP destes dois pacientes eram quase iguais.

Sobre os dosímetros que ficavam na incidência do feixe, para estes dois casos, foi colocada uma placa de borracha flexível (perspex) que se amoldava à superfície corpórea do paciente e garantia o "build-up" da dose antes de atingir os dosímetros.

Apresentam-se, a seguir, os dados relativos aos pacientes e seus tratamentos, bem como os detalhes das dosimetrias efetuadas.

Fig. II.7.F - Disposição das tiras com dosímetros dos grupos LS e NS, para incidência anterior do feixe: (a) entrada; (b) saída

Fig. II.7.G - Disposição das tiras dos dosímetros dos grupos LS e NS, para incidência lateral do feixe: (a) entrada; (b) saída

Paciente nº 7

Nome: F. F. dos Santos

Registro IROC: 33.388

Idade: 44 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, bem diferenciado.

Início do tratamento: 23/05/85

Tratamento: 40,00 Gy (20 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 2 campos

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 14,5 x 14,5 cm

DAP = 17 cm

DTu = 1,00 Gy

profundidade do tumor = 8,5 cm

PDP = 69,3 %

F = 1,027

DR = 1,45 Gy

DM = 1,41 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre o campo anterior com os dosímetros dispostos sobre tiras de 1 x 14 cm², na entrada e, 1 x 17 cm² na saída.

Paciente nº 8

Nome: A.C. dos Santos

Registro IROC: 33.545

Idade: 64 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, moderadamente diferenciado.

Início do tratamento: 21/06/85

Tratamento: 45,00 Gy (23 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 2 campos

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 15 x 15,5 cm²

DAP = 18 cm

DTu = 1,00 Gy

profundidade do tumor = 9 cm

PDP = 67,5%

F = 1,031

DR = 1,48 Gy

DM = 1,44 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre o campo anterior, com os dosímetros dispostos sobre tiras de 1 x 15 cm² na entrada e, 1 x 18,5 cm², na saída.

Paciente nº 8

Nome: A.C. dos Santos

Registro IROC: 33.545

Idade: 64 anos

Diagnóstico: carcinoma epidermóide de colo uterino, moderadamente diferenciado.

Início do tratamento: 21/06/85

Tratamento: 45,00 Gy (23 frações de 2,00 Gy)

Técnica: 2 campos

Planejamento das aplicações:

Campos anterior e posterior

dimensões: 15 x 15,5 cm²

DAP = 18 cm

DTu = 1,00 Gy

profundidade do tumor = 9 cm

PDP = 67,5%

F = 1,031

DR = 1,48 Gy

DM = 1,44 Gy

Dosimetria: Foram efetuadas medidas relativas à incidência do feixe sobre o campo anterior, com os dosímetros dispostos sobre tiras de 1 x 15 cm² na entrada e, 1 x 18,5 cm², na saída.

III - RESULTADOS E DISCUSSÕES

III.1 - DOSIMETRIA TL "IN VITRO"

Como já foi descrito na seção II.6, o objetivo das medidas "in vitro" era a confrontação dos valores de PDP, obtidos com dosímetros TL, com os valores da tabela, utilizados nos planejamentos de radioterapia.

A tabela III.1.A mostra os valores de PDP obtidos com TLD-100 e TLD-200. Cada um desses valores corresponde à média de duas leituras comparada com a média das duas leituras obtidas à profundidade de 1 cm, para cada tipo de dosímetro.

Os valores de PDP assim obtidos foram colocados sobre gráficos construídos com os valores da tabela, dando origem às figuras III.1.A e III.1.B que se referem respectivamente aos dosímetros TLD-100 e TLD-200.

Tab. III.1.A - Porcentagens de dose profunda do Clinac-4 (IROC) medidas, em fantoma de madeira e lucite, com dosímetros TL, para um campo de 10 x 10 cm².

Profundidade (cm)	PDP (%) (*) TLD-100	PDP (%) (**) TLD-200
1,0	100	100
3,9	81,2	86,9
13,7	49,3	48,7
15,0	43,8	47,0
16,4	40,4	41,2
17,7	36,3	35,6
19,0	34,1	34,1
20,2	31,6	29,8

(*) dosímetros grupo LS
colocados no eixo central do campo

(**) dosímetros do grupo NS
colocados a 1 cm do eixo central do campo

Esses gráficos mostram uma concordância muito boa entre os valores da tabela e aqueles obtidos com os dosímetros TL, o que revela confiabilidade suficiente para as medidas a que se propõe o presente trabalho.

Observa-se, também, que mesmo para os dosímetros TLD-200, que estavam deslocados de 1 cm em relação ao eixo central, os valores de PDP obtidos são compatíveis.

Fig. III.1.A - Porcentagem de dose profunda do Clinac-4 (IROC) medida com TLD-100, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Fig. III.1.A - Porcentagem de dose profunda do Clinac-4 (IROC) medida com TLD-200, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

III.2 - DOSIMETRIA "IN VIVO"

A colocação das matrizes ou fileiras de dosímetros nos pacientes, como era de se esperar, apresentou algumas dificuldades. A idéia inicial era, com o conhecimento das posições dos dosímetros em relação aos campos de entrada e de saída do feixe de radiação, detectar, por meio de múltiplas comparações, as influências das heterogeneidades de tecido na distribuição de dose no campo de saída. Na prática a comparação das doses ponto a ponto, não foi possível devido à imprecisão verificada na localização dos dosímetros, como será mostrado para cada caso.

Os pacientes estudados permaneciam, durante as aplicações, em decúbito dorsal sobre a mesa do aparelho, o que comprometeu, principalmente, a colocação de dosímetros no campo posterior. Outra dificuldade encontrada foi a colocação da placa de "build up", especialmente nos campos laterais, uma vez que nesses casos ela deveria ficar na posição vertical.

Em função dessas limitações optou-se por comparar as doses medidas na saída do feixe com a dose medida no centro do campo de entrada. Para alguns casos, em que era aparente o deslocamento da matriz ou da fileira de dosímetros, escolheu-se a medida que estivesse mais provavelmente no centro do campo; para outros, em que não havia um dosímetro exatamente no centro do campo, calculou-se a média das doses obtidas em torno desse ponto.

III.2.1 - Dosímetros dispostos em matrizes

As medidas efetuadas são apresentadas, para cada

caso, em tabelas que procuram reproduzir as matrizes utilizadas. As linhas são paralelas à cintura do paciente; as correspondências entre as matrizes e as tabelas estão ilustradas na figura III.A.

Fig. III.A - Numeração das linhas e colunas das matrizes colocadas nos pacientes

Nas tabelas aparecem, além das doses medidas (D), as porcentagens de dose em relação à dose medida no centro do campo de entrada (PD) e as porcentagens de dose em relação à dose planejada para o centro do campo de entrada (PD^*). Nas tabelas referentes aos campos de saída, são apresentados, além desses dados, os valores de dose "corrigida" (D') encontrados através da multiplicação da dose medida pelo fator de retroespalhamento (B). O cálculo de D' deveu-se à intenção de compa-

rar as doses medidas na saída do feixe com aquelas previstas pelos mapas de isodose, uma vez que as doses assim previstas, levam em conta a contribuição de radiação retroespalhada; a correção não foi feita de modo inverso, como seria de se esperar, devido à maior dificuldade de assim se proceder.

Para facilitar a análise, as definições desses parâmetros aparecem nos rodapés das tabelas e podem ser resumidas da seguinte maneira:

a) campo de entrada do feixe

$$PD = 100 \times \frac{D}{D^*}$$

$$PD^* = 100 \times \frac{D}{DR}$$

b) campo de saída do feixe

$$PD = 100 \times \frac{D'}{D^*}, \text{ onde } D' = D \times B$$

$$PD^* = 100 \times \frac{D'}{DR}$$

Nos dois casos:

D é a dose medida num ponto qualquer, na entrada ou na saída do feixe

D* é a dose medida no centro do campo de entrada, ou a média das doses medidas em torno desse ponto

DR é a dose planejada para o centro do campo de entrada

B é o fator de retroespalhamento

D' é a dose que "seria medida" num ponto qualquer do campo de saída se houvesse material retroespalhador.

Os valores de PD calculados foram utilizados na construção dos gráficos, nos quais aparecem em forma de "bar

ras" dispostas de modo a tentar reproduzir as posições dos do-
símetros em relação aos campos irradiados, sendo portanto cor-
respondentes às respectivas tabelas. Esses gráficos mostram,
na verdade, as distribuições de PD obtidas ao longo da(s) li-
nha(s) central(is) das matrizes. As curvas que aparecem sobre-
postas às barras referem-se às distribuições de PD previstas
pelos mapas de isodose para a linha central de cada campo; os

Fig. III.B - Correspondências entre tabelas e gráficos

pontos dessas curvas foram calculados levando-se em considera-
ção as correções relativas ao contorno do paciente, descritas
na Seção I.5.3.

As correspondências entre as tabelas e os gráfi-
cos estão ilustradas na figura III.B.

Paciente nº 1

Na tabela III.2.A foram escolhidas as medidas as sinaladas com asterisco cuja média (D^*) foi adotada como a do se medida no centro do campo, considerada 100%, em relação à qual calcularam-se os valores de PD. Observa-se que, para os dosímetros da coluna central, com exceção daqueles situados na primeira e na última linha, que estavam provavelmente nas bordas do campo, os valores de PD flutuam em torno do valor 100, com tendência a serem maiores do que este. Comparando-se, nessa coluna, os valores de PD^* com os de PD observa-se boa concordância, ou seja, as doses são compatíveis com as planejadas.

A figura III.2.A mostra que a matriz entrada pos terior estava deslocada à direita em relação ao campo de irradiação. É difícil estimar-se o deslocamento, mesmo comparando as distribuições de dose medidas com as esperadas, tendo em vista que nas bordas do campo a dose varia rapidamente.

A tabela III.2.B mostra boa concordância entre os valores de PD e PD^* o que é, na verdade, consequência desta concordância ter ocorrido na matriz entrada.

A figura III.2.B revela que a matriz saída poste rior estava deslocada à esquerda, em relação ao feixe de radiação que emerge do paciente. Observa-se nessa figura boa concordância entre as distribuições de dose medidas e esperadas, principalmente, da linha que está a 5 cm da linha central; a outra linha (- 5 cm) apresenta uma distribuição de do se com valores abaixo dos previstos.

Tab. III.2.A - Paciente nº 1: entrada posterior

D	10,2		11,2		10,2
PD	4,29		4,71		4,29
PD*	3,95		4,34		3,95
D	14,1		253		214
PD	5,92		106		89,9
PD*	5,46		98,0		82,8
D	14,3		209*		214
PD	6,01		87,8		89,9
PD*	5,54		80,9		82,8
D	17,2		267*		133
PD	7,22		112		55,9
PD*	6,66		103		51,5
D	8,33		262		194
PD	3,50		110		81,5
PD*	3,23		101		75,1
D	5,10		17,9		24,5
PD	2,14		7,52		10,3
PD*	1,98		6,93		9,49

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

PD = $\frac{D}{D^*} \times 100(\%)$, onde $D^* = 2,38$ Gy

Tab. III.2.B - Paciente nº 1: saída anterior

D	1,69		10,6		11,3		10,2		7,12		4,32
D'	1,80		11,3		12,1		10,9		7,60		4,61
PD	0,76		4,75		5,07		4,58		3,20		1,94
PD'	0,70		4,39		4,68		4,22		2,95		1,79
D	38,0		58,5		60,2		49,2		82,2		13,6
D'	40,6		62,5		64,3		52,5		87,8		14,5
PD	17,1		26,3		27,0		22,1		36,9		6,10
PD'	15,7		24,2		24,9		20,4		34,0		5,63
D	50,8		72,0		80,5		71,2		75,4		14,4
D'	54,3		76,9		86,0		76,0		80,5		15,4
PD	22,8		32,3		36,1		32,0		33,8		6,46
PD*	21,0		29,8		33,3		29,5		31,2		5,96
D	7,20		11,2		10,2		9,15		8,98		5,34
D'	7,69		12,0		10,9		9,77		9,59		5,70
PD	3,23		5,03		4,58		4,11		4,03		2,40
PD*	2,98		4,64		4,22		3,79		3,72		2,21

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,068$

$PD = \frac{D}{D^*} \times 100 \text{ (\%)}, \text{ onde } D^* = 2,38 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{D^*} \times 100 \text{ (\%)}, \text{ onde } D^* = 2,58 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 1

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.A - Entrada Posterior

FIG. III - 2.B - Saída Anterior

Paciente nº 2

Foram efetuadas medidas relativas a incidências do feixe sobre três campos: anterior, posterior e lateral.

As figuras relativas aos campos de entrada mostram, com exceção da figura III.2.E (entrada posterior), coincidência entre as matrizes e os campos de irradiação. Nas tabelas correspondentes a esses campos verifica-se que as diferenças entre PD e PD* são bastante pronunciadas, especialmente na tabela III.2.G (entrada lateral); esta discrepância mostra que as doses medidas (D) são maiores do que as doses planejadas (DR) para o centro do campo de entrada, o que será analisado no final deste capítulo, por ocorrer em outros casos. Observa-se também, na tabela III.2.E (entrada posterior) que a matriz estava deslocada para "cima" em relação ao campo de irradiação, motivo pelo qual as posições das "linhas", que aparecem na figura correspondente, foram deslocadas em relação à tabela; por este mesmo motivo escolheram-se, para o cálculo de D*, as doses medidas em "linha" também deslocada em relação à central.

As figuras relativas às saídas dos feixes, permitem a avaliação da deslocação das matrizes em relação aos campos, nas três incidências, que é estranhamente mais acentuada na figura III.2.F (saída anterior). Observa-se, também, que as distribuições de dose medidas apresentam-se, sistematicamente, inferiores as distribuições esperadas, em especial, na figura III.2.H (saída lateral). Como estes fatos repetem-se em outros pacientes, serão discutidos no final.

Tab. III.2.C - Paciente nº 2: entrada anterior

D	7,00		154		148		5,00
PD	3,20		70,4		67,6		2,28
PD*	3,78		83,1		79,8		2,70
D	13,8		216*		225*		12,0
PD	6,31		98,7		117		5,48
PD*	7,44		117		138		6,47
D	8,00		194*		210*		10,2
PD	3,66		88,7		96,0		4,66
PD*	4,31		105		113		5,50
D	4,60		114		18,0		8,00
PD	2,10		52,1		8,23		3,66
PD*	2,48		61,5		9,71		4,31

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$PD = \frac{D}{D^*} \times 100 \text{ (\%)}, \text{ onde } D^* = 2,19 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} \times 100 \text{ (\%)}, \text{ onde } DR = 1,85 \text{ Gy}$

Tab. III.2.D - Paciente nº 2: saída posterior

D	6,60		35,0		20,0		8,80
D'	6,92		36,7		21,0		9,23
PD	3,17		16,8		9,59		4,22
PD*	3,73		19,8		11,3		4,98
D	33,0		68,0		58,0		57,6
D'	34,6		71,3		60,8		60,4
PD	15,8		32,6		27,8		27,6
PD*	18,7		38,5		32,8		32,6
D	49,0		65,0		48,0		31,4
D'	51,4		68,2		50,4		32,9
PD	23,4		31,2		23,0		15,1
PD*	27,7		36,8		27,2		17,7
D	22,2		63,0		59,0		14,0
D'	23,3		66,1		61,9		14,7
PD	10,6		30,2		28,3		6,71
PD*	12,6		35,7		33,4		7,93
D	7,50		31,0		17,7		4,80
D'	7,87		32,5		18,6		5,04
PD	3,60		14,9		8,49		2,30
PD*	4,24		17,5		10,0		2,72

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

D' = D $\times$ B $\times 10^2$ (Gy), onde B = 1,068

PD = $\frac{D'}{D^*} \times 100(\%)$, onde D* = 2,19 Gy

PD* = $\frac{D}{DR} \times 100(\%)$, onde DR = 1,85 Gy

PACIENTE Nº 2

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.C - Entrada Anterior

FIG. III - 2.D - Saída Posterior

Tab. III.2.E - Paciente nº 2: entrada posterior

D	5,00		65,0		92,0		6,00
PD	2,42		31,4		44,4		2,90
PD*	2,70		35,1		49,6		3,24
D	11,0		216		249		30,0
PD	5,31		104		120		14,5
PD*	5,93		117		134		16,2
D	11,4		210*		204*		60,0
PD	5,50		101		98,6		29,0
PD*	6,15		113		110		32,4
D	7,00		213		176		12,0
PD	3,38		103		85,0		5,80
PD*	3,78		115		94,9		6,47

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

$$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%); D^* = 2,07 \text{ Gy}$$

$$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,85 \text{ Gy}$$

Tab. III.2.F - Paciente nº 2: saída anterior

D	3,30		7,20		15,0		16,8
D'	3,46		7,55		15,7		17,6
PD	1,67		3,64		7,61		8,52
PD*	1,87		4,07		8,47		9,49
D	5,00		58,0		82,6		69,4
D'	5,25		60,8		86,6		72,8
PD	2,54		29,4		41,9		35,1
PD*	2,83		32,8		46,7		39,3
D	6,00		54,0		56,0		75,0
D'	6,29		56,6		58,7		78,7
PD	3,04		27,4		28,4		38,0
PD*	3,39		30,5		31,7		42,4
D	4,98		14,0		66,0		48,0
D'	5,22		14,7		69,2		50,4
PD	2,53		7,09		33,5		24,3
PD*	2,82		7,93		37,3		27,2
D	3,02		11,0		11,4		13,5
D'	3,17		11,5		12,0		14,2
PD	1,53		5,57		5,78		6,84
PD*	1,71		6,20		6,47		7,66

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

D' = D $\times$ B $\times 10^2$ (Gy), onde B = 1,049

PD = $\frac{D'}{D^*} 100(\%)$; D* = 2,07 Gy

PD* = $\frac{D}{DR} 100(\%)$; DR = 1,85 Gy

PACIENTE Nº 2

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. E - Entrada Posterior

FIG. III - 2. F - Saída Anterior

Tab. III.2.G - Paciente nº 2 : entrada lateral

D	9,00		75,0		192		9,40
PD	3,91		32,6		83,5		4,09
PD*	4,89		40,8		104		5,11
D	12,0		177 *		248 *		6,60
PD	5,22		77,0		108		2,87
PD*	6,52		96,2		135		3,59
D	7,80		249 *		246 *		7,80
PD	3,39		108		107		3,39
PD*	4,24		135		134		4,24
D	4,50		195		120		6,00
PD	1,96		84,8		52,2		2,61
PD*	2,45		106		65,2		3,20

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%); D^* = 2,30 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,84 \text{ Gy}$

Tab. III.2.H - Paciente nº 2: saída lateral

D	5,20		18,2		18,0		6,60
D'	5,40		18,9		18,7		6,85
PD	2,35		8,21		8,13		2,98
PD*	2,93		10,3		10,2		3,73
D	7,20		24,0		25,4		7,00
D'	7,47		24,9		26,4		7,27
PD	3,13		10,8		11,4		3,16
PD*	3,25		13,5		19,3		3,94
D	7,00		28,0		36,0		10,2
D'	7,27		29,1		37,4		10,6
PD	3,16		12,7		16,0		4,60
PD*	3,94		15,8		20,3		5,75
D	7,20		25,6		24,0		7,60
D'	7,47		26,6		29,9		7,89
PD	3,25		11,5		10,8		3,43
PD*	4,06		14,4		13,5		4,29
D	5,80		25,8		18,6		4,80
D'	6,02		26,8		19,3		4,98
PD	2,62		11,6		8,40		2,17
PD*	3,27		14,5		10,5		2,71

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,038$

$PD = \frac{D'}{D^*} 100(\%); D^* = 2,30 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,84 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 2

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. G - Entrada Lateral

FIG. III - 2. H - Saída Lateral

Paciente nº 3

Foram efetuadas, também neste caso, medidas relativas às três incidências do feixe já descritas. Destaca-se o fato de terem sido utilizados, para a incidência posterior, dosímetros de um grupo diferente (grupo Q).

As figuras que se referem aos campos de entrada permitem a observação dos deslocamentos das matrizes que só não ocorrem na figura III.2.I (entrada anterior). Nas tabelas correspondentes percebe-se que os valores de PD* são bem maiores que os de PD, menos acentuadamente para os dosímetros do grupo Q (tabela III.2.K).

As figuras revelam, ainda, que os dosímetros do grupo Q (figura III.2.K) apresentam flutuação de medidas bem maior do que os do grupo N, fato demonstrado na seção II.4.

Quanto às doses medidas nas saídas dos feixes, nota-se, nas figuras, boa concordância com os valores esperados, com tendência daqueles a serem menores do que estes; observa-se, também, maior flutuação de medidas para os dosímetros do grupo Q (figura III.2.L), neste caso menos acentuada que na entrada do feixe.

Paciente nº 4

Dos casos estudados, este paciente é o que apresenta contorno de pêlviz mais irregular, devido à gordura (DLL = 28 cm); este fato transparece na curva de PD prevista (figura III.2.P).

As figuras mostram coincidência da localização das matrizes com a dos feixes de radiação e flutuação de medi

Tab. III.2.I - Paciente nº 3: entrada anterior

D	264				276		263
PD	107				112		106
PD*	154				160		153
D		255		266		259	
PD		103		108		105	
PD*		148		155		151	
D	231	253	245	255*	245	247	255
PD	93,3	102	99,0	103	99,0	99,8	103
PD*	134	147	142	148	142		148
D	245	253	250	240*	233	260	247
PD	99,0	102	101	97,0	94,1	105	99,8
PD*	142	147	145	140	135	151	144
D	95,3		257		253		120
PD	38,5		104		102		48,5
PD*	55,4		149		147		69,8
D		13,4		15,3		13,4	
PD		233		266		233	
PD*		94,1		108		94,1	
		77,9		155		135	

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$PD = \frac{D}{D_*} 100(\%); D_* = 2,48 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

Tab. III.2.J - Paciente nº 3: saída posterior

D	10,3	17,7	78,1	87,3	82,5	80,2	81,4	72,7	15,8
D'	10,9	18,8	82,7	92,5	87,4	85,0	86,2	77,0	16,7
PD	4,40	7,60	33,4	37,4	35,3	34,3	34,8	31,1	6,75
PD*	6,34	10,9	48,1	53,8	50,8	49,4	50,1	44,8	9,71
D	14,1	78,1	80,0	87,7	83,5	82,1	81,8	80,7	39,9
D'	14,9	82,7	84,8	92,9	88,5	87,0	86,7	85,5	42,3
PD	6,02	33,4	34,3	37,5	35,6	35,2	35,0	34,5	17,1
PD*	8,66	48,1	49,3	54,0	51,5	50,6	50,4	49,7	24,6
D	37,8	77,3	82,5	79,9	81,6	80,7	84,5	80,7	79,9
D'	40,0	81,9	87,4	84,6	86,4	85,5	89,5	85,5	84,6
PD	16,2	33,1	35,3	34,2	34,9	34,5	36,2	34,5	34,2
PD*	23,3	47,6	50,8	49,2	50,2	49,7	52,0	49,7	49,2
D	58,9	73,8	79,9	76,4	71,5	78,5	74,7	76,6	74,5
D'	62,4	78,2	84,6	80,9	75,7	83,2	79,1	81,2	78,9
PD	25,2	31,6	34,2	32,7	30,6	33,6	32,0	32,8	31,9
PD*	36,3	45,5	49,2	47,0	44,0	48,4	46,0	47,2	45,9
D	19,6	71,5	78,3	76,4	69,4	78,5	77,6	77,6	72,6
D'	20,8	75,7	83,0	80,9	73,5	83,2	82,2	82,2	76,9
PD	8,40	30,6	33,5	32,7	29,7	33,6	33,2	33,2	29,3
PD*	12,1	44,0	48,3	47,0	42,7	48,4	47,8	47,8	44,7
D	15,6	70,8	75,5	78,0	72,0	81,6	77,3	71,2	26,9
D'	16,5	75,0	80,0	82,6	76,3	86,4	81,9	75,4	28,5
PD	6,67	30,3	32,3	33,3	30,8	34,9	33,1	30,5	11,5
PD*	9,59	43,6	46,5	48,0	44,4	50,2	47,6	43,8	16,6
D	13,4	21,7	74,3	69,4		74,7	71,2	31,8	13,9
D'	14,2	23,0	78,7	73,5		79,1	75,4	33,7	14,7
PD	5,74	9,29	31,8	29,7		32,0	30,5	13,6	5,94
PD*	8,26	13,4	45,8	42,7		46,0	41,4	19,6	8,55

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^{-2} \text{ (Gy)}$, onde $B = 1,059$

$PD = \frac{D'}{D^*} 100 (\%); D^* = 2,48 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D'}{DR} 100 (\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 3

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. I - Entrada Anterior

FIG. - 2. J - Saída Posterior

Tab. III.2.K - Paciente nº 3: entrada posterior

D	219	202	229	224	222	218	
PD	112	103	117	115	114	112	
PD*	127	117	133	130	129	127	
D	200	66,8	219	219	132	210	14,3
PD	102	34,2	112	112	67,5	107	7,31
PD*	116	38,8	127	127	76,8	122	8,31
D	219	219	134	172*	181	219	13,8
PD	112	112	68,5	88,0	92,6	112	7,06
PD*	127	127	77,9	100	105	127	8,02
D	230	219	186	219*	219	205	129
PD	118	112	95,1	112	112	105	66,0
PD*	134	127	108	127	127	119	75,0
D	234	231	220	215	229	129	11,5
PD	120	118	113	110	117	66,0	5,88
PD*	136	134	128	125	133	75,0	6,69
D	223	181	218	210	218	19,1	9,54
PD	114	92,6	112	107	112	9,77	4,88
PD*	130	105	127	122	127	11,1	5,55

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%); D^* = 1,96 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

Tab. III.2.L - Paciente nº 3: saída anterior

D	13,2	40,1	74,4	73,0	79,6	68,7	73,0	60,2	13,3
D'	14,0	42,5	78,8	77,3	84,3	72,8	77,3	63,8	14,1
PD	7,15	21,7	40,3	39,6	43,1	37,2	39,6	32,6	7,21
PD*	8,14	24,7	45,8	44,9	49,0	42,3	44,9	37,1	8,20
D	12,9	65,3	71,9	63,0	71,6	74,4	61,5	71,3	58,7
D'	13,7	69,2	76,2	66,7	75,9	78,8	65,2	75,5	62,2
PD	6,99	35,4	39,0	34,1	38,8	40,3	33,3	38,6	31,8
PD*	7,97	40,2	44,3	38,8	44,1	45,8	37,9	43,9	36,2
D	33,5	58,7	69,0	51,8	55,8	74,4	74,1	62,4	66,1
D'	35,5	62,2	73,1	54,9	59,1	78,8	78,5	66,1	70,0
PD	18,2	31,8	37,4	28,1	30,2	40,3	40,2	33,8	35,8
PD*	20,6	36,2	42,5	31,9	34,4	45,8	45,6	38,4	40,7
D	64,4	34,6	68,7	57,3	68,7	77,0	71,6	70,7	60,1
D'	68,2	36,7	72,8	60,7	72,8	81,6	75,9	74,9	63,7
PD	34,9	18,7	37,2	31,1	37,2	41,7	38,8	38,3	32,6
PD*	39,7	21,3	42,3	35,3	42,3	47,4	44,1	43,6	37,0
D	57,8	56,7	57,3	75,9	74,7	71,6	74,7	68,1	58,1
D'	61,2	60,1	60,7	80,4	79,1	75,9	79,1	72,1	61,6
PD	31,3	30,7	31,1	41,1	40,5	38,8	40,5	36,9	31,5
PD*	35,6	34,9	35,3	46,7	46,0	44,1	46,0	41,9	35,8
D	39,5	53,0	55,0	67,3	63,0	63,0	66,7	66,1	54,7
D'	41,8	56,1	58,3	71,3	66,7	66,7	70,7	70,0	57,9
PD	21,4	28,7	29,8	36,5	34,1	34,1	36,1	35,8	29,6
PD*	24,3	32,6	33,9	41,5	38,8	38,8	41,1	40,7	33,7
D	22,0	36,9	62,4	63,0	61,5	68,1	68,1	58,7	21,5
D'	23,3	39,1	66,1	66,7	65,2	72,1	72,1	62,2	22,8
PD	11,9	20,0	33,8	34,1	33,3	36,9	36,9	31,8	11,7
PD*	13,5	22,7	38,4	38,8	37,9	41,9	41,9	36,1	13,3

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,059$

$PD = \frac{D'}{D^*} 100 (\%); D^* = 1,96 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D'}{DR} 100 (\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 3

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. K - Entrada Posterior

FIG. III - 2. L - Saída Anterior

Tab. III.2.M - Paciente nº 3: entrada lateral

D		260	269	276		101
PD		97,9	101	104		38,0
PD*		151	156	160		58,7
D	20,8		281	294	279	
PD	7,83		106	111	105	
PD*	12,1		163	171	162	
D		271	277	276		54,7
PD		102	104	104		20,6
PD*		157	161	160		31,8
D	16,8		260*	271*	277	
PD	6,33		97,9	102	104	
PD*	9,76		151	157	161	
D		280	276	286		135
PD		105	104	108		50,8
PD*		163	160	166		78,4
D	14,8		289	294	288	
PD	5,57		109	111	108	
PD*	8,59		168	171	167	
D		269	297	307		234
PD		101	112	116		88,1
PD*		156	172	178		136

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%); D^* = 2,66 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

Tabela III.2.N - Paciente nº 3: saída lateral

D	36,5	33,0	30,7	28,6	30,4	31,1	28,3
D'	38,3	34,6	32,2	30,0	31,9	32,6	29,7
PD	14,4	13,0	12,1	11,3	12,0	12,3	11,2
PD*	22,2	20,1	18,7	17,4	18,5	18,9	
D	36,5	33,0	33,0	33,0	31,1	33,0	30,4
D'	38,3	34,6	34,6	34,6	32,6	34,6	31,9
PD	14,4	13,0	13,0	13,0	12,3	13,0	12,0
PD*	22,2	20,1	20,1	20,1	18,9	20,1	18,5
D	39,4	35,6	33,5	33,9	34,7	36,1	29,5
D'	41,4	37,4	35,2	35,6	36,4	37,9	31,0
PD	15,6	14,1	13,2	13,4	13,7	14,3	11,7
PD*	24,0	21,7	20,4	20,7	21,1	22,0	18,0
D	31,4	37,7	34,7	34,7	32,8	35,6	31,3
D'	33,0	39,6	36,4	36,4	34,4	37,4	32,8
PD	12,4	14,9	13,7	13,7	13,0	14,1	12,4
PD*	19,2	23,0	21,1	21,1	20,0	21,7	19,0
D		38,7	38,2	36,3	36,8	34,7	22,6
D'		40,6	40,1	38,1	38,6	36,4	23,7
PD		15,3	15,1	14,3	14,5	13,3	8,93
PD*		23,6	23,3	22,1	22,4	21,1	13,8
D	24,8	40,8	39,1	38,2	38,2	37,0	31,3
D'	26,0	42,8	41,0	40,1	40,1	38,8	32,8
PD	9,80	16,1	15,5	15,1	15,1	14,6	12,4
PD*	15,1	24,9	23,8	23,3	23,3	22,5	19,0
D	37,3	41,7	40,5	39,9	37,3	37,3	29,9
D'	39,1	43,8	42,5	41,9	39,1	39,1	31,4
PD	14,7	16,5	16,0	15,8	14,7	14,7	11,8
PD*	22,7	25,4	24,7	24,3	22,7	22,7	
D	42,5	42,5	38,0	38,4	36,3	40,5	29,5
D'	44,6	44,6	39,9	40,3	38,1	42,5	31,0
PD	16,8	16,8	15,0	15,2	14,3	16,0	11,7
PD*	25,9	24,7	23,2	23,4	22,1	24,7	18,0
D	55,6	44,3	37,3	36,5	35,6	39,1	39,9
D'	58,4	46,5	39,1	38,3	37,4	41,0	41,9
PD	22,0	17,5	14,7	14,4	14,1	15,5	15,8
PD*	33,9	27,0	22,7	22,2	21,7	23,8	24,3

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,050$

$PD = \frac{D'}{D^*} 100 (\%); D^* = 2,66 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D'}{DR} 100 (\%); DR = 1,72 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 3

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.M - Entrada Lateral

FIG. III - 2.N - Saída Lateral

Tab. III.2.0 - Paciente nº 4: entrada lateral

D	115	255	248	255	231
PD = PD*	46,0	102	99,2	102	92,4
D	199	249	260	283	206
PD = PD*	79,6	99,6	104	113	82,4
D	220	243	214	258	196
PD = PD*	88,0	97,2	85,6	103	78,4
D	179	225	250*	208	188
PD = PD*	71,6	90,0	100	83,2	75,6
D	185	202	245	260	184
PD = PD*	74,0	80,8	98,0	104	73,6
D	172	208	179	197	203
PD = PD*	68,8	83,2	71,6	78,8	81,2
D	109	86,7	68,2	60,7	35,3
PD = PD*	43,6	34,7	27,3	24,3	14,1

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

PD = $\frac{D}{D^*} 100(\%)$; $D^* = 2,50$ Gy

PD* = $\frac{D}{DR} 100(\%)$; DR = 2,50 Gy

Tab. III.2.P - Paciente nº 4: saída lateral

D	2,60	4,68	4,21	4,79	5,84	6,58	7,77
D'	2,71	4,88	4,39	5,00	6,09	6,87	8,11
PD=PD*	1,09	1,95	1,76	2,00	2,44	2,75	3,24
D	3,18	5,84	5,79	5,74	6,58	7,37	
D'	3,32	6,09	6,04	5,99	6,87	7,69	
PD=PD*	1,33	2,44	2,42	2,40	2,75	3,08	
D	3,97	6,74	7,63	7,26	10,5	24,2	30,5
D'	4,14	7,03	7,96	7,58	11,0	25,3	31,8
PD=PD*	1,66	2,81	3,19	3,03	4,38	10,1	12,7
D	5,18	10,5	20,2	20,0	23,0	25,1	27,4
D'	5,41	11,0	21,1	20,9	24,0	26,2	28,6
PD=PD*	2,16	4,38	8,43	8,35	9,60	10,5	11,4
D	17,3	23,9	25,3	21,1	21,4	23,2	23,5
D'	18,1	24,9	26,4	22,0	22,3	24,2	24,5
PD=PD*	7,22	9,98	10,6	8,81	8,93	9,69	9,81
D	18,0	16,5	25,3	18,9	19,8	21,1	19,8
D'	18,8	17,2	26,4	19,7	20,7	22,0	20,7
PD=PD*	7,51	6,89	10,6	7,89	8,27	8,81	8,27
D	15,0	16,8	18,4	20,7	18,9	19,8	19,6
D'	15,7	17,5	19,2	21,6	19,7	20,7	20,5
PD=PD*	6,26	7,01	7,68	8,64	7,89	8,27	8,18
D	4,16	15,6	20,9	18,4	18,2	18,2	16,8
D'	4,34	16,3	21,8	19,2	19,0	19,0	17,5
PD=PD*	1,74	6,51	8,72	7,68	7,60	7,60	7,01
D	12,7	12,7	20,0	16,3	17,4	16,5	16,3
D'	13,3	13,3	20,9	17,0	18,2	17,2	17,0
PD=PD*	5,30	5,30	8,35	6,80	7,26	6,89	6,80

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

D' = D $\times$ B $\times 10^2$ (Gy), onde B = 1,044

PD = $\frac{D'}{D^*} 100(\%)$ D* = 2,50 Gy

PD* = $\frac{D'}{DR} 100(\%)$, DR = 2,50 Gy

PACIENTE Nº 4

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. O - Entrada Lateral

FIG. III - 2. P - Saída Lateral

das mais pronunciada, novamente para os dosímetros do grupo Q (entrada lateral).

A tabela III.2.0 (entrada lateral) mostra um provável deslocamento, para cima, da matriz em relação ao campo de irradiação, deslocamento este que não foi levado em conta para a escolha do ponto representativo do centro do campo, uma vez que o dosímetro que se pretendeu colocar nesse ponto apresentou medida de dose exatamente igual à prevista e, considerando-se, ainda, o fato que os dosímetros utilizados (grupo Q) apresentam, sabidamente, grande flutuação de respostas.

III.2.2 - Dosímetros dispostos em fileiras

Como os resultados das medidas efetuadas, com os dosímetros dispostos em matrizes, não permitiu, em análise preliminar, que se identificasse a localização das heterogeneidades de tecido, optou-se, na segunda etapa das medidas "in vivo", pelo arranjo em fileiras descrito na seção II.7.2.

Um dos objetivos desta nova abordagem era estabelecer uma correspondência biunívoca entre cada medida de dose na entrada do feixe e sua correspondente na saída, razão pela qual as distâncias entre os dosímetros foram definidas, levando-se em conta a divergência do feixe de radiação; na utilização de matrizes considerou-se a divergência do feixe, apenas para a determinação do tamanho das mesmas, e não para o cálculo das distâncias entre os dosímetros. Mesmo com este novo arranjo experimental, não foi possível estabelecer a correspondência pretendida pois, como será mostrado, para cada caso, a colocação dos dosímetros ficou comprometida, principalmente, para aqueles colocados nas costas do paciente.

Outro objetivo foi o emprego de outro tipo de dosímetro (TLD-100), para verificar se as tendências de desvio, entre doses medidas e doses esperadas para fantasmas homogêneos, repetiam-se. Em alguns casos utilizou-se, concomitantemente, em duas fileiras bem próximas, dois tipos de dosímetros (TLD-100 e TLD-200).

Nos dois últimos pacientes, introduziram-se outras alterações, além da nova disposição dos dosímetros:

- a) foram colocados dois dosímetros superpostos em cada ponto de medida
- b) foi utilizada, para "build-up" da dose, borracha com 2 cm de espessura
- c) foram usados dosímetros selecionados.

As doses medidas são apresentadas em tabelas que procuram reproduzir as disposições de dosímetros empregadas. Além das medidas, essas tabelas contêm as informações já mencionadas nos casos anteriores, ou seja, D' , PD e PD*; naquelas que se referem aos pacientes em que foram efetuadas duas medidas em cada ponto aparecem, além das doses medidas (D), a média desses valores ($\bar{D}$).

As figuras foram montadas com gráficos construídos nas mesmas bases dos que foram apresentados na Seção III.

2.1. Os valores de PD que aparecem nos gráficos representados por "barras", foram calculados em relação às doses assinaladas com asterisco nas tabelas, como anteriormente.

Pacientes nºs 5 e 6

Os resultados apresentados nas tabelas e figuras referentes a esses pacientes parecem confirmar alguns fatos

Tab. III.2.Q - Paciente nº 5: entrada posterior

D	92,6	210	201	204	186	195	204	182	195	197	191	201*	202	208	202	212	216	189	204	220	201	216
PD = PD*	46,1	104	100	101	92,5	97,0	98,0	90,5	97,0	98,0	95,0	100	100	103	100	105	107	94,0	101	109	100	107

Tab. III.2.R - Paciente nº 5: saída anterior

45,1	46,6	49,5	48,1	51,0	48,6	49,5	52,4	51,0	47,2	46,6	46,9	49,5	48,1	48,1	49,5	52,4	52,4	45,1	53,9	51,8	52,4
47,5	49,0	52,1	50,6	53,7	51,1	52,1	55,1	53,7	49,7	49,0	49,4	52,1	50,6	50,6	52,1	55,1	55,1	47,5	56,7	54,5	55,1
23,6	24,4	25,9	25,2	26,7	25,4	25,9	27,4	26,7	24,7	24,4	24,6	25,9	25,2	25,2	25,9	27,4	27,4	23,4	28,2	27,1	27,4

$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$

$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,052$

$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%) \text{ ou } \frac{D}{D^*} 100(\%), \text{ onde } D^* = 2,01 \text{ Gy}$

$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%) \text{ ou } \frac{D'}{DR} 100(\%), \text{ onde } DR = 2,01 \text{ Gy}$

PACIENTE Nº 5

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.Q - Entrada Posterior

FIG. III - 2.R - Saída Anterior

Tab. III.2.S - Paciente nº 6: entrada lateral

D	195	189	204*	194	193
PD	95,6	92,6	100	95,1	94,6
PD*	110	107	115	110	109

Tab. III.2.T - Paciente nº 6: saída lateral

D	21,6	21,8	21,8	19,5	20,4
D'	22,5	22,8	22,8	20,4	21,3
PD	11,0	11,2	11,2	9,98	10,4
PD*	12,7	12,9	12,9	11,5	12,1

$$D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$$

$$D' = D \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,044$$

$$PD = \frac{D}{D^*} 100(\%) \text{ ou } \frac{D'}{D^*} 100(\%), \text{ onde } D^* = 2,04 \text{ Gy}$$

$$PD^* = \frac{D}{DR} 100(\%) \text{ ou } \frac{D'}{DR} 100(\%), \text{ onde } DR = 1,77 \text{ Gy}$$

PACIENTE Nº 6

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. S - Entrada Lateral

FIG. III - 2. T - Saída Lateral

observados: doses medidas, na entrada do feixe, maiores do que as esperadas (tabela III.2.S) e doses medidas, na saída do feixe, menores do que as esperadas, em especial para incidência lateral (figura III.2.T).

Observa-se que, mesmo com dosímetro TLD-100, ocorre grande variação entre as medidas, que pode, em princípio, ser atribuída a flutuações e, novamente, flutuações mais acentuadas para as doses medidas na entrada do feixe. Nota-se, também, que a colocação dos dosímetros nas costas do paciente é mais imprecisa (figura III.2.Q).

Pacientes nºs 7 e 8

As tabelas que se referem a estes pacientes não contêm os cálculos de PD* por apresentarem, via de regra, valores muito próximos aos de PD, como já foi mencionado, a comparação desses dois parâmetros, para a análise de doses medidas nos campos de entrada, exhibe as diferenças entre as doses medidas e, as planejadas para os centros dos campos. Com exceção das medidas efetuadas com TLD-200, no Paciente nº 8, essa diferença não ultrapassou 5%, como será visto no final deste capítulo, onde aparece uma análise global de todos os casos estudados.

As figuras mostram boa coincidência entre as fileiras de dosímetros e os campos de irradiação, exceto na entrada posterior (figura III.2.Y), como tem ocorrido sistematicamente. Apesar disso, neste caso, as "barras" que representam os valores de PD, foram normalizadas em relação à medida que supostamente exprimia a dose no centro do campo de entrada, pois, sendo as flutuações de resposta para os dosímetros

selecionados, visivelmente menor, a escolha de outra medida, para a normalização, não iria alterar muito o aspecto das distribuições de PD.

As figuras revelam, ainda, boa concordância entre os perfis das distribuições de dose medidas e previstas, especialmente para os campos de entrada. As doses medidas na saída, com TLD-100, são iguais ou menores do que as previstas, ao passo que, aquelas medidas com TLD-200 são iguais ou maiores, exibindo, portanto, resultado diferente dos obtidos anteriormente.

Tab. III.2.U - Paciente nº 7: entrada anterior

D(100)	159	150	139	139	146	151	148
D(100)	148	156	144	141	149	146	153
$\bar{D}$ (100)	154	153	142	140*	148	149	151
PD(100)	110%	109%	103%	100%	106%	106%	108%
D(200)	146	159	152	147	154	157	146
D(200)	138	147	144	140	140	145	140
$\bar{D}$ (200)	142	153	148	144*	147	151	143
PD(200)	98,6%	106%	103%	100%	102%	105%	99,3%

Tab. III.2.V - Paciente nº 7: saída posterior

D(100)	45,0	52,5	51,5	48,6	52,1	48,1	44,9
D(100)	43,4	52,3	49,8	46,9	47,5	48,9	42,4
$\bar{D}$ (100)	44,2	52,4	50,7	47,8	49,8	48,5	43,7
$\bar{D}'$ (100)	46,6	55,2	53,3	50,3	52,4	51,1	46,0
PD(100)	33,3%	39,4%	38,1%	35,9%	37,5%	36,5%	32,8%
D(200)	52,0	59,5	62,1	61,8	65,7	61,8	50,1
D(200)	44,9	54,3	53,6	54,3	58,5	61,8	50,1
$\bar{D}$ (200)	48,5	56,9	57,9	58,1	62,1	61,8	50,1
$\bar{D}'$ (200)	51,0	59,9	60,9	61,1	65,4	65,1	52,8
PD(200)	35,4%	41,6%	42,3%	42,5%	45,4%	45,2%	36,6%

D(100) = dose medida com TLD-100

D(200) = dose medida com TLD-200

 $D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$ $\bar{D} = \text{dose média} \times 10^2 \text{ (Gy)}$ $\bar{D}' = \bar{D} \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,053$ $PD = \frac{\bar{D}}{D^*} 100(\%); D^* = 1,40 \text{ Gy (TLD-100)}$ $D^* = 1,44 \text{ Gy (TLD-200)}$

PACIENTE Nº 7

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2. U - Entrada Anterior

FIG. III - 2. V - Saída Posterior

Tab. III.2.W - Paciente nº 8: entrada anterior

D(100)	159	160	161	153	161	151	150
D(100)	170	160	147	156	159	155	160
$\bar{D}$ (100)	165	160	154	155*	160	153	155
PD(100)	107%	103%	99,4%	100%	103%	98,7%	100%
D(200)	167	160	159	159	162	160	169
D(200)	162	168	167	158	173	167	173
$\bar{D}$ (200)	165	164	163	159*	168	164	171
PD(200)	104%	103%	103%	100%	106%	103%	108%

Tab. III.2.X - Paciente nº 8: saída posterior

D(100)	33,4	48,3	45,2	45,1	46,0	42,7	45,4
D(100)	33,5	44,6	42,9	41,6	49,0	41,4	40,1
$\bar{D}$ (100)	33,5	46,5	44,1	43,4	47,5	42,1	42,8
$\bar{D}'$ (100)	35,3	49,0	46,5	45,8	50,1	44,4	45,1
PD(100)	22,8%	31,6%	30,0%	29,5%	32,3%	28,6%	29,1%
D(200)	42,3	64,3	60,3	57,3	61,9	58,6	62,3
D(200)	43,3	62,9	57,3	55,6	60,9	--	56,6
$\bar{D}$ (200)	42,8	63,6	58,8	56,5	61,4	58,6	59,5
$\bar{D}'$ (200)	45,2	67,1	62,1	59,6	64,8	61,8	62,7
PD(200)	28,4%	42,2%	39,0%	37,5%	40,8%	38,9%	39,5%

D(100) = dose medida com TLD-100

D(200) = dose medida com TLD-200

D = dose medida $\times 10^2$ (Gy)

$\bar{D}$ = dose média $\times 10^2$ (Gy)

$\bar{D}' = \bar{D} \times B \times 10^2$ (Gy), onde B = 1,055

$PD = \frac{\bar{D}}{D^*} 100(\%)$; $D^* = 1,55$ Gy (TLD-100)

$D^* = 1,59$ Gy (TLD-200)

PACIENTE Nº 8

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.W - Entrada Anterior

FIG. III - 2.X - Saída Posterior

Tab. III.2.Y - Paciente nº 8: entrada posterior

D(100)	190	102	138	138	63,3	14,6	31,1
D(100)	138	140	138	141	33,4	19,5	25,5
$\bar{D}$ (100)	164	121	138	140*	48,4	32,1	28,3
PD(100)	118%	86,7%	98,9%	100%	34,7%	23,0%	20,3%
D(200)	150	152	163	163	144	11,0	7,33
D(200)	161	160	158	163	153	11,3	6,16
$\bar{D}$ (200)	156	156	161	163*	149	11,2	6,75
PD(200)	95,4%	95,7%	98,5%	100%	91,1%	6,84%	4,14%

Tab. III.2.Z - Paciente nº 8: saída anterior

D(100)	36,7	39,4	35,7	34,4	36,6	36,9	37,1
D(100)	35,4	39,3	36,9	35,2	36,5	37,1	36,9
$\bar{D}$ (100)	36,1	39,4	36,3	34,8	36,6	37,0	37,0
$\bar{D}'$ (100)	38,0	41,5	38,3	36,7	38,6	39,0	39,0
PD(100)	27,2%	29,8%	27,5%	26,3%	27,7%	28,0%	28,0%
D(200)	52,6	53,3	52,9	50,0	50,9	53,9	55,6
D(200)	51,3	53,3	52,9	43,3	53,3	55,6	50,9
$\bar{D}$ (200)	52,0	53,3	52,9	46,7	52,1	54,8	53,3
$\bar{D}'$ (200)	54,8	56,3	55,8	49,2	55,0	57,8	56,2
PD(200)	33,6%	34,5%	34,2%	30,2%	33,7%	35,5%	34,5%

D(100) = dose medida com TLD-100

D(200) = dose medida com TLD-200

 $D = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$ $\bar{D} = \text{dose medida} \times 10^2 \text{ (Gy)}$ $\bar{D}' = \bar{D} \times B \times 10^2 \text{ (Gy)}, \text{ onde } B = 1,055$ $PD = \frac{\bar{D}'}{D^*} 100(\%); \quad D^* = 1,40 \text{ Gy (TLD-100)}$ $D^* = 1,63 \text{ Gy (TLD-200)}$

PACIENTE Nº 8

PORCENTAGEM DE DOSE (%) x DISTÂNCIA AO EIXO CENTRAL (cm)

FIG. III - 2.Y - Entrada Posterior

FIG. III - 2.Z - Saída Anterior

III.3 - ANÁLISE GERAL

Com o intuito de possibilitar uma visão geral dos resultados obtidos, foram feitos cálculos que permitem a comparação entre valores medidos e valores esperados em fantomas homogêneos, para dose de entrada (DE) e dose de saída (DS). Esses cálculos foram feitos com três tipos de abordagem que deram origem a escolhas de DE e DS como sendo:

- a) a média das doses medidas no centro do campo, ou no seu entorno
- b) a média das doses medidas numa área do campo que corresponde a 30% da área total, em torno do ponto central
- c) a média de todas as doses medidas, com exclusão daquelas que estão, visivelmente fora do campo, ou em suas bordas.

Os resultados desses cálculos, relativos a três abordagens, estão nas tabelas III.3.A, III.3.B e III.3.C, na ordem em que aparecem descritas acima.

A análise das tabelas mostra certas tendências que parecem sistemáticas.

- a) Dose medida na entrada do feixe maior do que a esperada

Na fase em que foram utilizados dosímetros não selecionados, este fato ocorreu em todos os casos, com exceção dos pacientes nº 1 e nº 4 (tabela III.3.B). A diferença média entre valores medidos e esperados foi de + 16,3%. Isto poderia ser atribuído a possibilidade de que o material usado para "build up" de dose tivesse espessura equivalente menor do que a esperada, pois sabe-se que as doses medidas entre a superfície de um fantoma e a profundidade de equilíbrio eletrônico são mal definidas por apresentarem certa variação.

Observa-se que quando passou-se a usar outro material (borracha) com espessura seguramente maior do que a de equilíbrio eletrônico, essa diferença diminui bastante (Tabela III.3.A), podendo ser considerada dentro da flutuação de respostas, com exceção das medidas feitas no lado posterior do Paciente nº 8, o que pode ser devido à colocação imprecisa dos dosímetros. Nota-se, ainda, que os TLD-100 são os que apresentam menor diferença entre valores medidos e esperados, da ordem de 2,8%, o que é bem razoável. De qualquer forma, como as curvas de calibração foram construídas com medidas efetuadas nas mesmas condições de equilíbrio eletrônico que as medidas "in vivo", os cálculos de dose esperada na saída (DS*) foram feitos a partir das doses medidas na entrada (DE).

b) Dose medida na saída do feixe menor do que a esperada.

Este fato revela claramente que a presença de heterogeneidade de tecidos altera as distribuições de dose previstas para fantasmas homogêneos.

Tendo-se em conta que a imprecisão na colocação dos dosímetros comprometeria uma análise global das Tabelas III.3.A e III.3.B, a observação da Tabela III.3.C, que dá uma idéia da diferença média entre as doses medidas na saída do feixe e as esperadas para fantasmas homogêneos, mostra apenas duas exceções, ou seja, doses na saída maiores do que as esperadas, mesmo assim, com diferenças pequenas (da ordem de 5%) se comparadas às dos outros casos. Tentando comparar as diferenças encontradas com aquelas previstas teoricamente (vide Apêndice) percebe-se que as primeiras são bem maiores do que as últimas; entretanto, deve-se levar em consideração que as doses medidas de que se está tratando (sobre todo o campo), cer

Tab. III.3.A - Comparação entre doses medidas e doses esperadas (centro do campo)

Paciente	entrada	saída	DE	DE*	$\frac{DE-DE^*}{DE^*} 100$	DS	DS*	$\frac{DS-DS^*}{DS^*}$	dosímetro	
									TLD	grupo
nº 1	post.	ant.	2,38	2,58	-7,75%	0,653	0,812	-19,6%		
nº 2	ant.	post.	2,19	1,85	+18,4%	0,565	0,758	-25,5%	2	
	post.	ant.	2,07	1,85	+11,9%	0,550	0,716	-23,2%	0	N
	lat.	lat.	2,30	1,84	+25,0%	0,320	0,417	-23,3%	0	
nº 3	ant.	post.	2,48	1,72	+44,2%	0,715	0,875	-18,3%		
	post.	ant.	1,96	1,72	+14,0%	0,687	0,692	-0,72%	200	Q
	lat.	lat.	2,66	1,72	+54,7%	0,363	0,484	-25%	200	N
nº 4	lat.	lat.	2,50	2,50	zero	0,211	0,444	-52,5%	200	Q/N**
nº 5	post.	ant.	2,01	2,01	zero	0,468	0,547	-14,4%	100	L
nº 6	lat.	lat.	2,04	1,77	+15,3%	0,218	0,318	-31,4%		
nº 7	ant.	post.	1,40	1,45	- 3,45%	0,478	0,508	-5,91%	100	LS
			1,44	1,45	-0,690%	0,581	0,522	+11,3%	200	NS
nº 8	ant.	post.	1,55	1,48	+ 4,73%	0,434	0,536	-19,0%	100	LS
			1,59	1,48	+ 7,43%	0,565	0,550	+2,73%	200	NS
	post.	ant.	1,64	1,48	+10,8%	0,348	0,567	-38,6%	100	LS
			1,56	1,48	+ 5,41%	0,467	0,539	-13,4%	200	NS

D = dose média medida; D* = dose esperada no centro do campo.

Q/N** - grupo Q na entrada e grupo N na saída do campo.

Tab. III.3.B - Comparação entre doses medidas e doses esperadas (área correspondente a 30% do campo)

paciente	entrada	saída	DE	DE*	$\frac{DE-DE^*}{DE} \cdot 100$	DS	DS*	$\frac{DS-DS^*}{DS^*} \cdot 100$	dosímetros	
									TLD	grupo
nº 1	post.	ant.	2,38	2,58	-7,75%	0,653	0,812	-19,6%	2 0 0	N
nº	ant.	post.	2,19	1,85	+18,4%	0,565	0,758	-25,5%		
	post.	ant.	2,20	1,85	+18,9%	0,550	0,761	-27,7%		
	lat.	lat.	2,30	1,84	+25,0%	0,320	0,417	-23,3%		
nº 3	ant.	post.	2,45	1,72	+42,4%	0,770	0,865	-11,0%	200	Q
	post.	ant.	1,85	1,72	+7,56%	0,675	0,653	-3,26%		
	lat.	lat.	2,66	1,72	+54,7%	0,366	0,484	-24,4%		
nº 4	lat.	lat.	2,36	2,50	-5,60%	0,217	0,419	-48,2%	200	Q/N**
nº 5	post.	ant.	1,99	2,01	-1,00%	0,487	0,542	-10,1%	100	L
nº 6	lat.	lat.	1,95	1,77	+10,2%	0,210	0,304	-30,9%	100	LS
nº 7	ant.	post.	1,43	1,45	-1,38%	0,494	0,519	+5,06%		
			1,46	1,45	+0,7%	0,593	0,530	+11,9%	200	NS
nº 8	ant.	post.	1,56	1,48	+5,41%	0,450	0,539	-16,5%	100	LS
			1,63	1,48	+10,1%	0,589	0,563	+4,62%	200	NS
	post.	ant.	1,43	1,48	-3,38%	0,359	0,494	-27,3%	100	LS
			1,56	1,48	+5,41%	0,506	0,539	-6,12%	200	NS

= dose média medida; D* = dose esperada no centro do campo

N** - grupo Q na entrada e grupo N na saída do campo

Tab. III.3.C - Comparação entre doses medidas e doses esperadas (campo total)

paciente	entrada	saída	DE	DE*	$\frac{DE-DE^*}{DE^*} 100$	DS	DS*	$\frac{DS-DS^*}{DS^*} 100$	dosímetro	
									TLD	grupo
nº 1	post.	ant.	2,48	2,58	-3,88%	0,687	0,780	-11,9%	2 0 0	N
nº 2	ant.	post.	1,96	1,85	+5,95%	0,602	0,678	-11,2%		
	post.	ant.	2,11	1,85	+14,1%	0,551	0,730	-24,5%		
	lat.	lat.	1,88	1,84	+ 2,17%	0,244	0,340	-28,2%		
nº 3	ant.	post.	2,41	1,72	+40,1%	0,776	0,851	- 8,81%	200	Q
	post.	ant.	2,03	1,72	+18,0%	0,658	0,717	- 8,23%		
	lat.	lat.	2,80	1,72	+62,8%	0,356	0,510	-30,2%		
nº 4	lat.	lat.	2,44	2,50	- 2,40%	0,216	0,433	-50,1%	200	Q/N**
nº 5	post.	ant.	2,02	2,01	+ 0,5%	0,492	0,550	-10,5%	100	L
nº 6	lat.	lat.	1,95	1,77	+10,2%	0,210	0,304	-30,9%		
nº 7	ant.	post.	1,48	1,45	+ 2,07%	0,481	0,537	-10,4%	100	LS
			1,47	1,45	+ 1,38%	0,565	0,533	+6,0%	200	NS
nº 8	ant.	post.	1,57	1,48	+ 6,08%	0,444	0,543	-18,2%	100	LS
			1,64	1,48	+10,8%	0,598	0,567	+ 5,47%	200	NS
	post.	ant.	1,41	1,48	- 4,73%	0,369	0,487	-24,2%	100	LS
			1,57	1,48	+ 6,08%	0,521	0,543	- 4,05%	200	NS

D = dose média medida; D* = dose esperada no centro do campo.

Q/N** - grupo Q na entrada e grupo N na saída do campo

tamente referem-se, na média, a maiores espessuras de ossos do que as utilizadas nas previsões teóricas, e.g. cabeça de fêmur, púbis, etc. Percebe-se, também, na tabela III.3.C, que as maiores diferenças ocorrem para incidências laterais do feixe, o que pode ser explicado pela presença de maiores espessuras de osso no volume atravessado pela radiação, nesse tipo de incidência. Acrescente-se ainda, que os problemas citados quanto a calibração podem também ter contribuído para a obtenção de diferenças tão grandes.

Calculando-se a média das diferenças percentuais entre doses medidas na saída do feixe, e doses esperadas para fantasmas homogêneos, equivalentes a tecido mole, encontra-se, para a tabela III.3.C, um valor de -16,2%. Lembrando que essa tabela foi construída com as médias das doses medidas, para todos os casos, a média calculada acima não discrimina o tipo de incidência do feixe, nem a espessura provável dos ossos que contribuíram para o decréscimo na dose de saída, mesmo porque estão incluídos os resultados obtidos com as matrizes que, na verdade, "cobrem" todo o campo de irradiação. Seguindo este raciocínio é possível fazer algumas inferências para estimar-se a diferença percentual entre a dose prevista para o tumor, supondo a ausência de heterogeneidades, e aquela realmente administrada.

Será feita a hipótese que os ossos estão distribuídos uniformemente ao longo do volume irradiado, de tal forma que a diminuição de dose seja linear. Desta forma, para os tumores da pélvis, cujo centro está situado no ponto central do volume citado, em grande número de casos, é possível afirmar que o decréscimo de dose, nesse ponto, seja a metade daquele medido na saída do feixe. Sendo assim, os resultados do

presente trabalho fornecem uma diferença percentual da ordem de 8%, não chegando a ser o dobro do aceitável em radioterapia. A inclusão de correções, relativas à presença de ossos em campos pélvicos, seria justificada após um estudo mais sistemático.

PROJETOS FUTUROS

O estudo apresentado neste trabalho pode ser estendido a outras regiões do corpo humano para as quais seja necessária a avaliação da influência da heterogeneidade de tecidos na distribuição da dose administrada. Tendo em vista as dificuldades encontradas na colocação dos dosímetros com a técnica utilizada, recomendam-se cuidados especiais na localização dos dosímetros, tais como a construção de dispositivos rígidos para a colocação dos mesmos, que os mantenha fixos em relação ao campo de irradiação. Sugere-se, ainda, a possibilidade de utilização de dosímetros termoluminescentes nacionais o que viabilizaria o estudo de um maior número de casos em menor tempo, graças ao menor custo do referido material.

REFERÊNCIAS

- 1) ...
- 2) ...
- 3) ...
- 4) ...
- 5) ...
- 6) ...
- 7) ...
- 8) ...
- 9) ...
- 10) ...
- 11) ...
- 12) ...
- 13) ...
- 14) ...
- 15) ...
- 16) ...
- 17) ...
- 18) ...
- 19) ...
- 20) ...
- 21) ...
- 22) ...
- 23) ...
- 24) ...
- 25) ...
- 26) ...
- 27) ...
- 28) ...
- 29) ...
- 30) ...
- 31) ...
- 32) ...
- 33) ...
- 34) ...
- 35) ...
- 36) ...
- 37) ...
- 38) ...
- 39) ...
- 40) ...
- 41) ...
- 42) ...
- 43) ...
- 44) ...
- 45) ...
- 46) ...
- 47) ...
- 48) ...
- 49) ...
- 50) ...
- 51) ...
- 52) ...
- 53) ...
- 54) ...
- 55) ...
- 56) ...
- 57) ...
- 58) ...
- 59) ...
- 60) ...
- 61) ...
- 62) ...
- 63) ...
- 64) ...
- 65) ...
- 66) ...
- 67) ...
- 68) ...
- 69) ...
- 70) ...
- 71) ...
- 72) ...
- 73) ...
- 74) ...
- 75) ...
- 76) ...
- 77) ...
- 78) ...
- 79) ...
- 80) ...
- 81) ...
- 82) ...
- 83) ...
- 84) ...
- 85) ...
- 86) ...
- 87) ...
- 88) ...
- 89) ...
- 90) ...
- 91) ...
- 92) ...
- 93) ...
- 94) ...
- 95) ...
- 96) ...
- 97) ...
- 98) ...
- 99) ...
- 100) ...

REFERÊNCIAS

- 1) ...
- 2) ...
- 3) ...
- 4) ...
- 5) ...
- 6) ...
- 7) ...
- 8) ...
- 9) ...
- 10) ...
- 11) ...
- 12) ...
- 13) ...
- 14) ...
- 15) ...
- 16) ...
- 17) ...
- 18) ...
- 19) ...
- 20) ...
- 21) ...
- 22) ...
- 23) ...
- 24) ...
- 25) ...
- 26) ...
- 27) ...
- 28) ...
- 29) ...
- 30) ...
- 31) ...
- 32) ...
- 33) ...
- 34) ...
- 35) ...
- 36) ...
- 37) ...
- 38) ...
- 39) ...
- 40) ...
- 41) ...
- 42) ...
- 43) ...
- 44) ...
- 45) ...
- 46) ...
- 47) ...
- 48) ...
- 49) ...
- 50) ...
- 51) ...
- 52) ...
- 53) ...
- 54) ...
- 55) ...
- 56) ...
- 57) ...
- 58) ...
- 59) ...
- 60) ...
- 61) ...
- 62) ...
- 63) ...
- 64) ...
- 65) ...
- 66) ...
- 67) ...
- 68) ...
- 69) ...
- 70) ...
- 71) ...
- 72) ...
- 73) ...
- 74) ...
- 75) ...
- 76) ...
- 77) ...
- 78) ...
- 79) ...
- 80) ...
- 81) ...
- 82) ...
- 83) ...
- 84) ...
- 85) ...
- 86) ...
- 87) ...
- 88) ...
- 89) ...
- 90) ...
- 91) ...
- 92) ...
- 93) ...
- 94) ...
- 95) ...
- 96) ...
- 97) ...
- 98) ...
- 99) ...
- 100) ...

REFERÊNCIAS

- (1) GLASSER, O. - Wilhelm Conrad Röntgen and the early history of Röntgen Rays. Springfield, Ill., Thomas (1896)
- (2) TER - POGOSSIAN, M.M. - The physical aspects of diagnostic radiology, N. York, Harper & Row, Publ. (1969)
- (3) DAM, H.J.W. - The new marvel in photography, McClure's Magazine 6:403 (1896)
- (4) MCKENZIE DAVIDSON, J. - The new photography, Lancet I: 795, 875 (1896)
- (5) RÖENTGEN, W.C. - On a new kind of rays. Erste Mitt. Sitzungsber. Physik - Med. Ges, Würzburg, 137 (Dec. 1895)
Trad. por A. Stanton em: Nature (Lond.) 53:274 (1896)
- (6) VON PFUHL, O.R. - Noventa anos de radioterapia, Boletim Informativo do C.B.R., novembro de 1985.
- (7) LEDERMAN, M. - The early history of radiotherapy: 1895-1939, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 7: 639, 648 (1981)
- (8) GRUBBE, E.H. - Radiology 21, 156 (1933)
- (9) MORGAN, K.Z. & TURNER, J.T. - Principles of Radiation Protection, N. York, J. Wiley & Sons, Inc. (1967)
- (10) JOHNS, H.E., BATES, L.M., WATSON, T.A. - 1000 curie cobalt units for radiation therapy. The Saskatchewan cobalt 60 unit, Br. J. Radiol. 25: 296 (1952)
- (11) VAN DE GRAFF, R. - A 1.5 MeV electrostatic generator, Phys. Rev. 38, 1919 (1931)
- (12) WIDERÖE, R. - Über ein neues Prinzip zur Herstellung Hohen. Spannungen, Arch. Elektrotech. 21, 387 (1928)

- (13) FRY, D., HARVIE, R., MULLET, L. et al - A travelling wave linear accelerator for 4 MeV electrons, *Nature* 162, 859 (1948)
- (14) GINZTON, E., HANSEN, W. and KENNEDY, W. - A linear electron accelerator, *Rev. Scie. Instr.* 19, 89 (1948)
- (15) CHORODOW, M. et al. - Stanford high energy linear accelerator (Mark III), *Rev. Scie. Instr.* 26, 134 (1955)
- (16) KARZMARK, C.J. and PERING, N.C. - Electron linear accelerator for radiation therapy: history, principles and contemporary developments, *Phys. Med. Biol.* 18, 321 (1973)
- (17) KERST, D.W. - Acceleration of electrons by magnetic induction, *Phys. Rev.* 60, 47 (1941)
- (18) KERST, D.W. - The betatron, *Radiology* 40, 115 (1943)
- (19) LAWRENCE, E. and LIVINGSTONE, M. - The production of high speed light ions without the use of high voltages, *Phys. Rev.* 40, 19 (1932)
- (20) SVENSON, H., JONSSON, L., LARSSON, G. et al. - A novel 22-MeV circular microton for radiation therapy, the Scanditronix MM22, *Acta Radiol. Ther.* 16, 145 (1977)
- (21) KARZMARK, C.J. - Advances in linear accelerator design for radiotherapy, *Medical Physics* 11, 105 (1984)
- (22) HEITHER, W. - *The Quantum Theory of Radiation*, 3 rd. ed., Oxford U. Press, London and N. York (1954)
- (23) ICRU 33 - *Radiation Quantities and Units*. International Commission on Radiation Units and Measurements, report 33. Washington (1980)
- (24) JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R. - *The Physics of Radiology*,

4 th ed., Charles C. Thomas Publisher - Springfield - Illinois (1983)

- (25) NAMBI, K.S.V. - Discovery of Thermoluminescence, *Hlth. Phys.* 28, 482 (1975)
- (26) NAMBI, K.S.V. - Thermoluminescence: its understanding and applications, a compilation of series of lectures delivered at the Institute of Atomic Energy, S.P., Brazil, during 1976. Publicação IEA (1977)
- (27) DANIELS, F., BOYD, C.A., SAUNDERS, D.F. - Thermoluminescence as a research tool, *Science* 117, 343 (1953)
- (28) CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N., KENNEY, G.N. - Thermoluminescent Dosimetry, The University of Wisconsin Press - Madison, Milwaukee and London (1968)
- (29) BAPAT, V.N., GANGULY, A.K. - Thermoluminescence of CaSO_4 doped with rare earths, *J. Phys. C, Solid State Phys.*, London, 7, 4403-15 (1974)
- (30) ROBBINS, S.L., COTRAN, R.S. - Pathologic Basis of Disease, 2nd. ed., W.B. Saunders Company - Philadelphia - London - Toronto (1974)
- (31) BARRETO NETTO, M., MONTENEGRO, M.R., DE BRITO, T., ANDRADE, Z.A. - Patologia - Processos Gerais, Programa Universitário de Ensino de Patologia, 2^a ed., Niterói (1984)
- (32) FLETCHER, G.H. - Textbook of Radiotherapy, 2nd. ed., Copyright by Lea & Febiger, U.S.A. (1973)
- (33) PAUNIER, J., DELCLOS, L., FLETCHER, G.H. - Causes, time of death, and site of failure is squamous cell carcinoma of the uterine cervix on intact uterus, *Radiology*, 88, 555 (1967)
- (34) ANDERSON HOSPITAL AND TUMOR INSTITUTE - Cellular Radiation

Biology - Eighteen Symposium of Fundamental Cancer Research, Houston, 1964, Baltimore, Williams and Wilkins Co. (1965)

- (35) RUBIN, P., CASARETT, G.W. - Clinical Radiation Pathology Philadelphia, W.B. Saunders Co. (1968)
- (36) VAN DER GIESSEN, P.H. - A method of calculating the isodose shift in correcting for oblique incidence in radiotherapy, B.J.R. 46: 978 (1973)
- (37) CUNNINGHAM, J.R. - Tissue heterogeneity characterization and correction - Physics Division, Ontario Cancer Institute, Toronto, Canada - Publicação interna.
- (38) BATHO, H.F. - Lung corrections in Cobalt 60 beam therapy. J. Can. Ass. Radiol. 15: 79 (1964)
- (39) YOUNG, M.E.J., GAYLORD, J.D. - Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy. B.J.R. 43: 349 (1970)
- (40) SONTAG, M.R., CUNNINGHAM, J.R. - The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. Radiology 129: 787 (1978)
- (41) GREENE, D., STEWART, J.G. - Isodose curves in non-uniform phantoms, Brit. J. Radiolog., 38: 378-385 (1964)

APÊNDICE

Este apêndice ilustra a aplicação de dois métodos de correção de dose relativos à presença de heterogeneidade de tecidos, descritos na Seção I.5.3.

Utilizou-se um corte transversal de pélvis e considerou-se como heterogeneidade os ossos da bacia e da coluna vertebral. Foram supostos dois tipos de incidência do feixe: ântero-posterior, com um campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$, e látero-lateral, com um campo de $10 \times 15 \text{ cm}^2$.

As figuras A-1 e A-2 referem-se à aplicação do método proposto por Greene⁽⁴¹⁾. A figura A-1 ilustra os deslocamentos sofridos pela curva de 40% de dose, relativa à incidência do feixe pelo lado anterior. A figura A-2, referente à incidência do feixe pela lateral esquerda do paciente, ilustra os deslocamentos da curva de 15% de dose.

Considerando-se as doses previstas, pelas curvas de isodose (deslocada e não deslocada), nas saídas do feixe de radiação, calculou-se, para os pontos assinalados nos diagramas superpostos às figuras, os fatores de correção (C_1) e as respectivas correções percentuais (P_1), que aparecem nas tabelas T-1 e T-2.

O segundo método aplicado⁽³⁷⁾ utiliza a razão tecido-ar (TAR) e fornece diretamente os fatores de correção (C_2), que foram calculados para os mesmos pontos acima mencionados e aparecem nas tabelas T-1 e T-2 juntamente com as respectivas correções percentuais (P_2).

As tabelas foram construídas apenas para uma das metades dos campos, tendo-se em vista que os fatores de correção para a outra metade seriam semelhantes, pois a distribuição dos ossos, em relação aos eixos que passam pelos centros dos campos, apresenta uma simetria razoável; outrossim, o objetivo desses cálculos é meramente ilustrativo.

Tab. T.1 - Correções de dose devidas à presença de heterogeneidades, relativas à figura A.1 (incidência ante ro-posterior)

	C_1	P_1	C_2	P_2
O	0,976	2,4%	0,982	1,8%
A	0,972	2,8%	0,968	3,2%
B	0,968	3,2%	0,971	2,9%
C	0,979	2,1%	0,982	1,8%
D	1,00	-	1,00	-
E	0,960	4,0%	0,982	1,8%
F	0,945	5,9%	0,964	3,6%
G	0,912	8,8%	0,958	4,2%
H	0,853	14,7%	0,929	7,1%
I	0,811	18,9%	0,901	9,9%
J	0,779	22,1%	0,822	17,8%
K	0,868	13,2%	0,896	10,4%
L	0,908	9,2%	0,917	8,3%
M	0,958	4,2%	0,939	6,1%
N	0,973	2,7%	0,976	2,4%

Tab. T.2 - Correções de dose devidas à presença de heterogeneidades, relativas à figura A.2 (incidência lateral)

	C_1	P_1	C_2	P_2
0	0,963	3,7%	0,969	3,1%
A	0,965	3,5%	0,964	3,6%
B	0,925	7,5%	0,939	6,1%
C	0,828	17,2%	0,886	11,4%
D	0,834	16,6%	0,821	17,9%
E	0,958	4,2%	0,900	10,0%
F	0,973	2,7%	0,961	3,9%
G	0,986	1,4%	0,988	1,3%
H	1,00	-	0,994	0,6%

Fig. A.1 - Corte transversal de pêlviz mostrando as correções na curva de isodose de 40%, devidas a presença de ossos, para incidência do feixe pelo lado anterior do paciente

Fig. A.2 - Corte transversal de pêlvís mostrando as correções na curva de isodose de 15%, devidas a presença de ossos, para incidência do feixe pela lateral esquerda do paciente