

**Renato Júlio Reis**

**SIMULAÇÃO DO FEIXE DE SAÍDA DE UM ACELERADOR LINEAR VARIAN  
DE 4 MV E DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DE VOXEL DE TÓRAX E  
ABDOME**

**Belo Horizonte  
2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Renato Júlio Reis

SIMULAÇÃO DE UM ACELERADOR LINEAR VARIAN DE 4 MV E  
DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO DE VOXEL DE TÓRAX E ABDOME

Dissertação apresentada ao Programa de Ciências e Técnicas Nucleares da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do Título de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Dr. Tarcísio Passos Ribeiro de Campos

Escola de Engenharia da UFMG

Belo Horizonte

2007

*“Diante de Deus todos somos igualmente sábios e igualmente tolos.”*

Albert Einstein

*Ao meu pai, obrigado por tudo.*

## ***AGRADECIMENTOS***

Agradeço a minha mãe e minha irmã pelo incentivo;

Agradeço ao meu orientador Tarcísio pela atenção e paciência;

Agradeço aos amigos conquistados neste período, em especial a Cristina Sady, Francisco Manfrini, Marcos Abrantes e Sâmia Freitas.

Agradeço aos meus amigos Orlando, Luciano e Erich pelo apoio;

Agradeço aos colegas do Centro Universitário de Caratinga;

Agradeço ao Instituto de Radioterapia São Francisco;

Ao Departamento de Radioterapia do Hospital Sírio Libanês;

Ao Professor Arnaldo Prata do Núcleo de Engenharia Hospitalar do Cefet/MG;

Agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para o desenvolvido deste trabalho.

## RESUMO

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um fantoma computacional de tórax e abdome, e a simulação de um acelerador linear para geração de raios-X utilizando o Código de Monte Carlo - MCNP5.

O fantoma computacional foi desenvolvido através de imagens de 40 cortes anatômicos de tórax e abdome, do projeto “Visible Human” da National Library of Medicine – United States – Biblioteca Nacional de Medicina sediada nos Estados Unidos. As imagens foram seqüencialmente digitalizadas e incluídas no programa SISCODES juntamente com as informações da densidade e da composição química dos tecidos e órgãos humanos.

Utilizando o Código MCNP5, foi modelado um acelerador linear com energia de 4MV. Todas as estruturas (Alvo, Colimador primário, Filtro Achatador do feixe, Colimadores Secundários) foram fielmente representadas tanto em volume quanto materiais utilizados, tendo como referência o modelo comercial da Fabricante Varian instalado no Instituto de Radioterapia São Francisco em Belo Horizonte.

A partir da modelagem do Acelerador Linear, a Porcentagem da dose Profunda foi estimada e comparada com a referência na literatura. Observou-se que o modelo empregado satisfaz a condição inicial (caracterização do feixe clínico) para simulação em radioterapia.

Os valores observados do Fator de Correlação R para os campos simulados:  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  (no eixo central); e  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  fora do eixo central, estão dentro do intervalo de 0,9971 a 0,9989, o que indica a viabilidade de uso do modelo para simulação de feixes de saída do acelerador Linear.

Este trabalho desenvolve as ferramentas computacionais para futuras simulações de protocolos clínicos envolvendo tumores de Fígado.

## ABSTRACT

This work considers the computational development of a Phantom of thorax and abdomen, and the simulation of a Linear Accelerator for X-rays generation using the Monte Carlo Code, MCNP5.

The computational phantom was developed through anatomical images of the 40 cuts of a thorax and abdomen of a subject, present in the project “Visible Human” of the National Library of Medicine headquartered in the United States. The images sequentially had been digitalized and included in SISCODES program together with the information of the density and the chemical composition of human tissues and organs.

Using Code MCNP5, a Linear Accelerator was shaped with energy of 4MV. All the structures (Target, primary Collimator, Beam Flattening Filter, and Secondary Collimators) faithful had been represented in volume and material used, having as reference the commercial model of the Varian Manufacturer installed in the Institute of the Radiotherapy Sao Francisco in Belo Horizonte.

Taken the modeling of the Linear Accelerator, the Percentage of the Deep dose was esteem and compared with the reference in literature. It was observed that the employed model satisfies the initial condition (characterization of the clinical beam) for simulation in Radiotherapy.

The observed values of the Correlation Factor R for the Simulated Fields: 5x5, 10x10, 25x25 (in the central axle), e 5x5, 10x10, 25x25 out of the central axle, had been next to 1, what it indicates the viability of the use the model for simulation of the exit beam of the Linear Accelerator.

This work develops the computational tools for future simulations of clinical protocols involving tumors of Liver.

## SUMÁRIO

I. CONSIDERAÇÕES INICIAIS .....	1
II - INTRODUÇÃO .....	6
II.1 Considerações sobre o câncer de fígado .....	6
II.1.1 Estadiamento Clínico .....	7
II.1.2 Tipos de Tumores.....	9
II.1.3 Métodos de Diagnóstico.....	10
II.1.4 Métodos de Tratamento.....	15
II.2 Aceleradores Lineares .....	20
II.3 – O Código de Monte Carlo .....	26
III - MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
III.1 - Desenvolvimento e simulação do feixe de saída de um acelerador linear 4MV	28
III.2 - Desenvolvimento do fantoma computacional de voxel de tórax e abdome .....	31
IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	33
IV.1 - Modelo de Voxel de Tórax e Abdome .....	33
IV.1.1 - Imagens do Modelo de Voxel .....	34
IV.2 - Simulação Computacional do Acelerador Linear .....	39
IV.2.1 - Apresentação da geometria do modelo .....	39
IV.2.2 - Simulação da Porcentagem de Dose Profunda.....	44
V – CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	53
V - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	55
VI – ANEXOS .....	59
VI.1 – Modelo de Voxel .....	39
VI.2 – Curvas de Isodose.....	63

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Curva de controle tumoral.....	02
Figura 2 – Imagem por tomografia Computadorizada da região abdominal.....	12
Figura 3- Angiografia do fígado auxiliada por tomografia computadorizada .....	13
Figura 4 – Ultra-som mostrando um hepatocarcinoma.....	13
Figura 5a – Imagem por tomografia computadorizada mostrando um tumor no fígado.....	14
Figura 5b – Imagem por ressonância magnética de um tumor no fígado.....	14
Figura 6 – Esquema do injetor de elétrons de um acelerador linear.....	20
Figura 7 – Esquema de discos paralelos do injetor de elétrons.....	21
Figura 8 – Tubo acelerador de elétrons.....	22
Figura 9 – Acelerador linear Varian Clinac 600.....	22
Figura 10 – Esquema da estrutura da cabeça do Acelerador Linear Varian Clinac 600.....	23
Figura 11 – Curvas de isodoses para raios-X de alta energia.....	23
Figura 12 – Estruturas da cabeça do acelerador modeladas na simulação.....	28
Figura 13 – Corte axial da região torácica.....	34
Figura 14 – Representação do modelo computacional baseado na figura 13 .....	34
Figura 15 – Corte axial da região torácica.....	35
Figura 16 – Representação do modelo computacional baseado na figura 15.....	35
Figura 17 – Corte axial da região abdominal.....	36
Figura 18 – Representação do modelo computacional baseado na figura 17.....	36
Figura 19 – Corte axial da região abdominal.....	37
Figura 20 – Representação do modelo computacional baseado na figura 19.....	37
Figura 21 – Corte axial da região abdominal.....	38
Figura 22 – Representação do modelo computacional baseado na figura 21.....	38
Figura 23 – Vista geral do modelo computacional das estruturas do acelerador usadas na simulação.....	39
Figura 24 – Elementos de leitura no fantoma de água.....	40
Figura 25 – Estruturas do modelo computacional: alvo, colimador primário, filtro achatador e colimadores secundários.....	41
Figura 26 – Vista superior do colimador primário.....	42
Figura 27 – Representação tridimensional do modelo computacional.....	43
Figura 28 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	46
Figura 29 – Gráfico da regressão linear para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	46
Figura 30 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	47
Figura 31 – Gráfico da regressão linear para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	47
Figura 32 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	48
Figura 33 – Gráfico da regressão linear para o campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$ no eixo central.....	48

Figura 34 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a 2cm do eixo central.....	49
Figura 35 – Gráfico da regressão linear para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a 2cm do eixo central.....	49
Figura 36 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 4cm do eixo central.....	50
Figura 37 – Gráfico da regressão linear para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 4cm do eixo central.....	50
Figura 38 – Comparação da porcentagem de dose profunda entre o hospital e o simulado para o campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$ a 10cm do eixo central.....	51
Figura 39 – Gráfico da regressão linear para o campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$ a 10cm do eixo central.....	51
Figura A.1.1 - Seqüência de imagens 1-12 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.....	59
Figura A.1.2 - Seqüência de imagens 13-24 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.....	60
Figura A.1.3 - Seqüência de imagens 25-36 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.....	61
Figura A.1.4 - Seqüência de imagens 37-40 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.....	62
Figura A.2.1 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .....	63
Figura A.2.2 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .....	64
Figura A.2.3 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo $25 \times 25 \text{ cm}^2$ .....	65

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Materiais e características físicas utilizadas na simulação.....	29
Tabela 2 – Composição química dos tecidos utilizados na construção modelo computacional de voxel de tórax e abdome.....	33
Tabela 3 – Valores da porcentagem de dose profunda para fótons de 4MV fornecida pela Clínica de Radioterapia São Francisco.....	44
Tabela 4 – Valores do fator de correlação R para os campos simulados.....	45

## LISTA DE ABREVIACOES

cGy/min – Centigray por minuto

cm – centímetro

CT – Tomografia computadorizada

d – profundidade

g – grama

ICRU – Internacional Commission on radiation units and measurements

INCA – Instituto Nacional do Câncer

LxAxP – largura x altura x profundidade

MCNP5 – monte carlo n particle transport code

mm - milímetro

MV – Megavolt

NRI – Núcleo de Radiaes Ionizantes

PDP – Porcentagem de dose profunda

R – Fator de Correlao

TNM – Classificao de tumores malignos

V – Volts

$\lambda$  – Comprimento de onda

$\mu$ s - microsegundo

## I. CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O câncer configura-se como um grande problema de saúde pública tanto nos países desenvolvidos como nos países em desenvolvimento. As estatísticas mundiais mostram que no ano 2000, ocorreram 5,3 milhões de casos novos de câncer em homens e 4,7 milhões em mulheres, e que 6,2 milhões de pessoas morreram por essa causa (3,5 milhões de homens e 2,7 milhões de mulheres), correspondendo a 12% do total de mortes por todas as causas (cerca de 56 milhões) (Inca, 2001).

O câncer de fígado está entre os seis tipos mais comuns de incidência, sendo o terceiro mais comum como principal causa de morte (Ferlay, Pisani, Parkin, 2000). Os principais fatores de risco para o câncer de fígado são infecção com hepatite B e C e o consumo de alimentos contaminados com aflatoxina. A radioterapia é um dos três métodos principais para o tratamento de cânceres, atualmente se prescreve a mais da metade dos pacientes com câncer. A Quimioterapia e a cirurgia são as outras duas modalidades terapêuticas utilizadas no tratamento. Em muitos casos a combinação destas três modalidades de terapia é aplicada (Karzmarck, Nunan, Tanebe, 1993).

A radioterapia faz uso de equipamentos aceleradores de partículas ou unidades seladas de radioisótopos, entre outros. Com a substituição dos Betatrons e as unidades de  $\text{Co}^{60}$  no fim dos anos 50, por equipamentos de raios-X de megavoltagem, observou-se uma melhora na sobrevivência dos pacientes (Van Dyk, 1999). Desde 1970 os aceleradores lineares tornaram-se comercialmente disponíveis, gerando um feixe de elétrons de 4 a 50 MeV, utilizando fontes de microondas. Elétrons de alta energia são utilizados como feixes clínicos de elétrons, ou como fontes geradoras de fótons, através das reações de bremsstrahlung, dentro da modalidade de radioterapia de megavoltagem (Ahnesjö, Saxner, Trepp, 1992).

Para erradicar os tumores internos em órgãos e tecidos do corpo humano, os feixes de radiação ionizante são dirigidos para o tumor e possivelmente atravessam os tecidos podendo gerar complicações no tratamento (Van Dyk, 1999).

Nos protocolos de radioterapia, a resposta de dose dos tecidos saudáveis e tumorais seguem uma curva sigmóide (Van Dyk, 1999). A curva sigmóide implica na existência de um limiar de absorção de dose para iniciar os efeitos. Com o aumento da dose após o limiar observa-se um aumento dos efeitos deletérios tanto para o tecido saudável quanto o tumoral. Quando a dose aumenta ainda mais, a inclinação alcança assintoticamente a probabilidade de 100% de controle do tumor e o de máximo risco de lesão nos tecidos saudáveis. Consequentemente, o alvo da radioterapia é entregar uma alta quantidade de radiação em um volume bem definido de forma a alcançar a maior probabilidade de controle do tumor e reduzir ao mínimo a probabilidade de complicação do tecido normal. Os dados clínicos colaboram com a hipótese de comportamento sigmóide das curvas ilustrada pela figura 1.

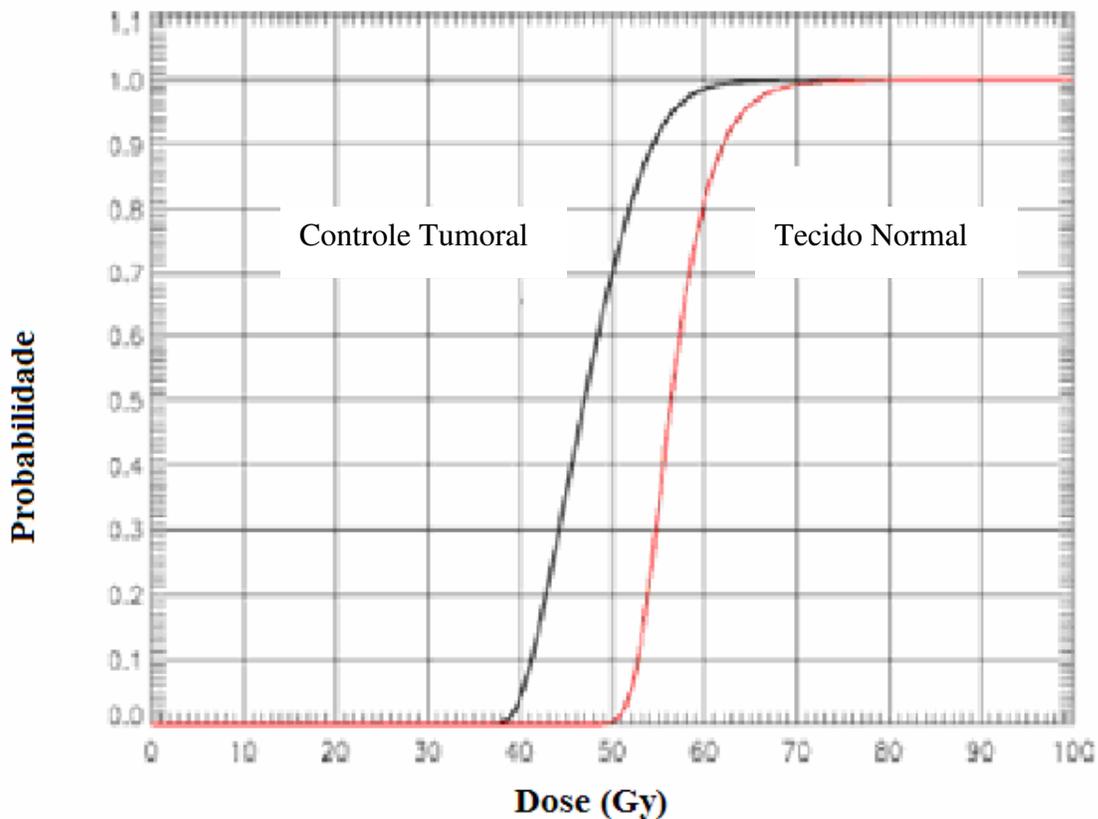


Figura 1 - Resposta da probabilidade de controle tumoral e complicações no tecido normal em função da dose

A exatidão das doses aplicadas em radioterapia tem que estar na faixa de  $\pm 5\%$ . (ICRU report 24, 1976). O desafio da radioterapia atual é melhorar a distribuição espacial das doses, minimizando as doses nos tecidos sadios e aumentar consideravelmente a dose absorvida no tecido tumoral.

Com o intuito de estudar o comportamento de partículas ionizantes utilizadas em radioterapia, seja na teleterapia ou braquiterapia de tumores, o Núcleo de Radiação Ionizante – NRI do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, vem desenvolvendo projetos na construção de fantomas computacionais e simulando protocolos de tratamentos para diferentes órgãos.

Seguindo esta proposta de pesquisa, este trabalho apresenta o desenvolvimento de ferramentas para futuras simulações de tratamentos radioterápicos de tumores localizados no fígado, através da construção de um fantoma computacional de tórax e abdome e a simulação da geometria da cabeça de um acelerador linear com calibração de um feixe de saída de fótons com energia de 4MV.

### I.1 - Objetivos

- i) Construção de um modelo computacional tridimensional de voxel de tórax e abdome apresentando todas as estruturas anatômicas presentes no volume estudado para futuras simulações de protocolos de tratamento em tumores localizados no fígado.
- ii) Simulação utilizando o código de monte carlo da geometria da cabeça de um acelerador linear de 4MV, baseado no modelo comercial Clinac da fabricante Varian, instalado no Instituto de Radioterapia São Francisco, localizado em Belo Horizonte – Minas Gerais, Brasil.

iii) A partir da geometria da cabeça do acelerador, obter o feixe de saída e estimar o valor da porcentagem de dose profunda e compará-la com os valores fornecidos pelos físicos da Clínica de Radioterapia São Francisco.

## I.2 - Justificativa

A justificativa do Trabalho é baseada na necessidade de construção de ferramentas computacionais para avaliar a radiodosimetria dos tumores de fígado. O câncer de fígado é um tumor radioresistente, devido ao órgão ser muito vascularizado e receber um alto fluxo sanguíneo, proporcionando assim uma rápida proliferação de células tumorais e alto índice de reincidência. A baixa probabilidade de cura justifica qualquer iniciativa que leve ao aprimoramento do tratamento. A localização anatômica delicada trata-se de uma região com movimentos involuntários dos órgãos presentes na cavidade abdominal, dificultando o planejamento radioterápico. Soma-se também a inexistência de modelos computacionais que consideram a composição química e densidade de todos os tecidos envolvidos no volume alvo. Assim, justificam-se o desenvolvimento de ferramentas para avaliar os protocolos de radioterapia de tumores de fígado. Seguindo este mesmo propósito, justifica-se desenvolver um simulador que forneça um feixe terapêutico para radioterapia megavoltagem de 4MV utilizado no tratamento radioterápico, bem como um modelo de voxel do tórax e abdome. Tais ferramentas serão úteis futuramente na investigação de novas propostas de aplicações radioterápicas para o tratamento de tumores de fígado.

## I.3 - Organização do trabalho

O Trabalho propõe o desenvolvimento de ferramentas para simulações por meio do desenvolvimento de um fantoma computacional tridimensional de tórax e abdome e implementação da geometria da cabeça de um acelerador linear de 4MV e obtenção do feixe de saída.

O segundo capítulo apresenta alguns dados relacionados à tumores de fígado, os princípios de funcionamento de um acelerador linear bem como as principais partes da cabeça do acelerador (alvo, colimadores, filtro, etc.), e por fim algumas informações sobre o código de Monte Carlo.

No desenvolver de todo o trabalho onde são apresentados a construção do fantoma computacional tridimensional de voxel de tórax e abdome, e o desenvolvimento e a simulação do feixe de saída do acelerador linear de 4MV, são apresentados no capítulo III, materiais e métodos.

Os resultados e a discussão de todas as etapas do trabalho, sendo algumas imagens do modelo computacional de tórax e abdome, apresentação da geometria simulada da cabeça do acelerador linear Clinac, e os gráficos relativos à medida da porcentagem de dose profunda e a comparação com o valor fornecido pelos físicos da Clínica de Radioterapia São Francisco, são apresentados no capítulo IV.

Por fim no capítulo V, as conclusões juntamente com as perspectivas futuras, são apresentadas.

## II - INTRODUÇÃO

### II.1 Considerações sobre o câncer de fígado

Segundo Bircher (1999) o fígado é um local comum de metástases de uma variedade de tumores tais como pulmão, mama, cólon e reto. Potencialmente o fígado é apropriado ao crescimento de células tumorais. O câncer é resultado direto de mutações carcinogênicas em células normais. As causas das mutações genéticas ou os danos do DNA que levam ao câncer, ainda não são totalmente conhecidas, mas diversos fatores que incentivam o desenvolvimento do câncer já foram identificados, tais como: exposição à radiação, exposição a toxinas, anormalidades hormonais, nutrição e dietética, uso de tabaco, infecção viral, entre outras.

A carcinogênese é um processo de multiestágios que começa quando uma mudança genética ocorre através de um dano no DNA de uma célula normal. Isto torna a célula mais vulnerável a outras mutações genéticas que se tornam acumulativas. Este estágio é chamado de “iniciação” (Bicher, Benhamou, 1999).

Segundo De Baere (1996):

Na carcinogênese, ou no processo de formação de câncer, em geral se dá lentamente, podendo levar vários anos para que uma célula cancerosa prolifere e dê origem a um tumor visível, onde este processo passa por vários estágios antes de chegar ao tumor.

O estágio seguinte da carcinogênese é chamado de “promoção”. Isto ocorre quando a célula iniciada é exposta a um agente que promova seu crescimento a uma massa maior.

Segundo De Baere na promoção as células geneticamente alteradas, ou seja, "iniciadas", sofrem o efeito dos agentes cancerígenos classificados como oncopromotores. Nesta situação a célula iniciada é transformada em célula maligna, de forma lenta e gradual. Para que ocorra essa transformação, é necessário um longo e continuado contato com o agente cancerígeno promotor. A suspensão do contato com agentes promotores muitas

vezes interrompe o processo nesse estágio. Alguns componentes da alimentação e a exposição excessiva e prolongada a hormônios são exemplos de fatores que promovem a transformação de células iniciadas em malignas.

Quando um tumor se forma, as células cancerosas mantêm todas as mesmas necessidades básicas de uma célula normal; porém, estas células tumorais são geneticamente modificadas e em geral são eficientes na captação de oxigênio e nutrição celular. Um tumor maligno cresce de forma descontrolada e pode eventualmente interferir nas funções de órgãos vitais, tal como o fígado (Bicher, Benhamou, 1999).

### II.1.1 Estadiamento Clínico

De acordo com Bircher nos Estados Unidos as formas mais comuns de tumor de fígado são metástases. Em 40-80% dos pacientes com câncer de cólon, apresentará eventualmente câncer metastático no fígado. A metástase de fígado pode ocorrer a qualquer momento, desde a época do diagnóstico de câncer no cólon ou muitos anos após o tratamento do câncer. Outros tipos de cânceres como no pâncreas, no estômago, na mama, ou no pulmão, podem também induzir metástase no fígado.

O estadiamento é a parte do processo de diagnóstico que consiste em recolher informações detalhadas sobre o tumor para determinar seu desenvolvimento.

Segundo Budavari (1989):

Quando um câncer é detectado, os exames de estadiamento ajudam o médico a planejar o tratamento adequado e a determinar o prognóstico. Vários exames são utilizados para se determinar a localização do tumor, o seu tamanho, a sua disseminação para estruturas próximas e para outras partes do corpo. O estadiamento é fundamental para se determinar a possibilidade de cura. Os indivíduos com câncer algumas vezes tornam-se ansiosos e

impacientes durante os exames de estadiamento, desejando o início imediato do ataque ao tumor. No entanto, o estadiamento permite ao médico estabelecer um esquema de ataque inteligente e planejado.

O estágio exato do câncer determinará as opções de tratamento. Para tal os médicos usam uma variedade de exames de diagnóstico para determinar o tipo de tumor, tamanho e posição, e se o tumor está metastatizado.

Durante o estadiamento, o tumor é classificado com um sistema de classificação específico do tumor. O sistema mais comum é chamado *TNM* (Eisenberg, 2004).

*T* classifica o tamanho do tumor e é seguido geralmente por um número de 1 a 4. A classificação *T1*, por exemplo, significa ser um tumor relativamente pequeno. *T4* é considerado um tumor mais avançado. *Tx* é usado para classificar um tumor inacessível (que não pode ser classificado por não ser facilmente observado).

*N* classifica os nódulos linfáticos. *N0* sugere que não há nenhum nódulo linfático acometido pelo tumor. *N1* indica que o tumor espalhou aos nódulos linfáticos. *Nx* significa que os nódulos linfáticos não puderam ser avaliados.

*M* classifica a propagação do tumor a outros órgãos. *M0* sugere a ausência da propagação. *M1* significa que o tumor se espalhou a um órgão distante. *Mx* significa que as metástases não são acessíveis.

O sucesso do tratamento está diretamente relacionado ao estágio do câncer. Pacientes em estágio I tem uma chance maior de cura do que um paciente em estágio IV. Em geral os estágios de cânceres de fígado podem ser assim explicados:

- Estágio I: Localizado e retirável - O tumor é localizado e é encontrado em uma posição do fígado que possibilita ser tratado por intervenção cirúrgica;
- Estágio II: Localizado e possivelmente retirável - O tumor é primário e localizado em uma ou mais posição do fígado e pode ser tratado cirurgicamente, cabe ao médico decidir;

- Estágio III: Avançado - O câncer se espalhou a mais de uma posição do fígado e ou outras partes do corpo. Requer freqüentemente modalidades múltiplas de tratamento para o benefício máximo. Normalmente intervenção cirúrgica não fornece benefício ao paciente;
- Estágio IV: Disseminado - Envolvem vários locais do corpo. Frequentemente a cirurgia não é indicada e a quimioterapia é a melhor opção.

Este sistema de classificação não é padronizado para todos os tipos de câncer, cada tipo tem sua própria classificação.

## II.1.2 Tipos de Tumores

O câncer de fígado é dividido em duas categorias: o primário do fígado e o secundário, ou metastático (originado em outro órgão e que atinge também o fígado). O termo "primário do fígado" é usado nos tumores originados no fígado, como o hepatocarcinoma ou carcinoma hepatocelular (tumor maligno primário mais freqüente que ocorre em mais de 80% dos casos), o colangiocarcinoma (que acomete os ductos biliares dentro do fígado), angiossarcoma (tumor do vaso sanguíneo) e, na criança, o hepatoblastoma. Estes são descritos a seguir:

### i) Hepatocarcinoma

O sudeste da Ásia, Japão e África do Sul apresentam uma incidência particularmente alta de carcinoma hepatocelular, enquanto que nos Estados Unidos, Grã Bretanha e região norte da Europa é raro encontrar este tipo histológico de tumor, observando-se taxas inferiores a 1 por cada 100 mil habitantes.

O carcinoma hepatocelular ocorre em uma freqüência três vezes maior em homens do que em mulheres. A faixa etária, com maior predomínio nos Estados Unidos e Europa, estão localizadas entre a 6ª e 7ª década, enquanto que, nas áreas de grande incidência, o

tumor ocorre em pacientes mais jovens, entre a 3ª e 5ª década. A forma fibrolamelar do carcinoma hepatocelular acomete pacientes mais jovens (5-35 anos) e, quando ressecável, o seu prognóstico é tido por alguns como melhor em comparação com os outros hepatocarcinomas (Ferlay *et al*, 2002).

## ii) Colangiocarcinoma

O colangiocarcinoma é responsável por 5% dos casos de tumor primário do fígado e ocorre geralmente entre a 6ª e 7ª década de vida. O colangiocarcinoma está relacionado com afecções inflamatórias das vias biliares, principalmente com a infestação por um trematódeo (*Clonorchis Sinensis*), bastante freqüente nos países asiáticos e africanos, entre outros fatores, alguns desconhecidos. (Shin *et al*, 1996)

## iii) Metástases Hepáticas

Estudos de necropsia mostraram que pacientes que morrem de alguma forma de câncer podem apresentar metástase para o fígado em até 35% das vezes durante o curso da doença. Os tipos que mais dão metástase para o fígado são: o carcinoma do pâncreas, o carcinoma colo-retal, o carcinoma de estômago, o carcinoma da mama, o carcinoma do esôfago, o carcinoma do pulmão e o tumor carcinóide. Estima-se que 23% dos casos novos de pacientes com câncer colo-retal apresentem-se já com metástase hepática isolada. Estes casos são tratáveis com cirurgia e a cura pode ser obtida com sobrevivência de até 5 anos em até 30% dos casos (Sun *et al*, 1999)

### II.1.3 Métodos de Diagnóstico

Freqüentemente, os pacientes portadores de tumores de fígado são assintomáticos. Se um paciente com câncer de cólon tiver predisposição a doenças metastáticas no fígado, isto ocorrerá provavelmente dentro de dois anos. Ocasionalmente os pacientes com tumores de fígado desenvolverão sintomas tais como a dor, febre, sensação de abdome cheio e

icterícia. Em exames preliminares, quando o médico suspeita de câncer de fígado, o paciente irá se submeter a uma série de exames complementares para o diagnóstico preciso. Alguns destes exames são não-invasivos e requerem uma visita rotineira a uma clínica ou laboratório, porém em exames de diagnósticos usando métodos mais invasivos requerem internação hospitalar (LaBrecque *et al*, 2003).

Segundo o site Liver Cancer Network desenvolvido pelo “The Liver Program” do Allegheny General Hospital, os exames diagnósticos são os seguintes:

i) Exames físicos - Fatores históricos do paciente como, raça, idade, sexo, contribuem para o diagnóstico final e desenvolvimento de uma estratégia de tratamento. A aparência física dará ao médico uma estimativa da saúde do fígado. Amarelamento da pele e dos olhos são os primeiros sintomas visíveis. Exames de apalpação do abdome podem ser feito sentindo o quadrante superior direito do fígado; enquanto o tamanho do fígado pode ser estimado pela percussão.

ii) Exames de Sangue - Uma série de exames de sangue é requisitado ao paciente para determinar o estado de saúde geral e saúde do fígado. Um exame de sangue completo inclui os seguintes testes:

- Hematócritos – medidas de volume de células vermelhas do sangue em porcentagem em relação ao volume total de sangue;
- Hemoglobina - medidas em número em gramas de células vermelhas do sangue de uma amostra;
- Plaquetas – medidas de contagem de número de plaquetas;
- Células brancas – medidas de contagens de células brancas do sangue. Testes de sangue adicionais são realizados para verificar as funções do fígado.

iii) Raios-X de Tórax - Um raio-X de tórax é necessário para determinar se o câncer espalhou ao pulmões e se há efusão pleural.

iv) Tomografia Computadorizada - A varredura por tomografia computadorizada (CT) é uma forma de utilização de raios-X que criam imagens do interior do corpo, porém ao contrário do raio-X de tórax, a CT emite um feixe fino dirigido sobre uma pequena parte do corpo. Frequentemente, um contraste é injetado na veia para realçar as regiões do fígado; outra possibilidade de contraste pode ser por ingestão que possibilite examinar os órgãos na região do abdome. Os resultados das varreduras por CT podem revelar tumores e determinar a posição destes. Podem também detectar estruturas anormais, ductos obstruídos e tecidos anormais. A figura 2 é uma imagem por CT de um paciente com um tumor de fígado. O fígado está posicionado ao longo da metade esquerda da imagem em cinza claro. O tumor do fígado é escuro e localiza-se na borda do fígado.

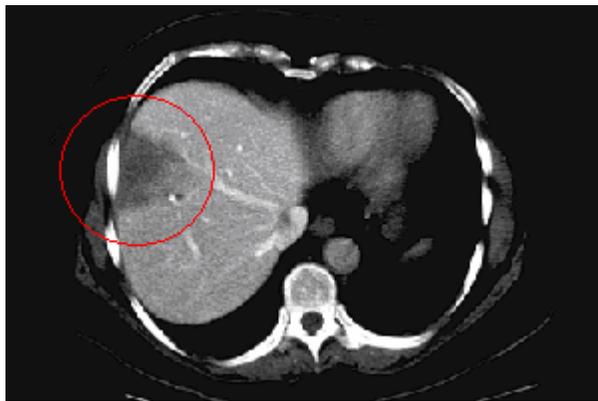


Figura 2 – Imagem por Tomografia Computadorizada da região abdominal mostrando no círculo em vermelho um tumor hepático. Fonte: Allegheny General Hospital

v) Angiografia auxiliada por Tomografia Computadorizada - As células normais do fígado recebem o sangue da veia porta e um tumor de fígado recebe na maioria das vezes o sangue pela artéria hepática. Contrastando o sangue injetado na veia porta, enfatizará as células normais do fígado. Com contraste, o tumor de fígado ficará muito escuro. Este teste define exatamente o número de metástases. A angiografia por CT é similar a CT, porém neste é injetado em contraste em uma das artérias (artéria mesentérica superior) do fígado. Os raios-X detectam o contraste mostrando os vasos sanguíneos do fígado e o fluxo de sangue através do fígado como ilustra a figura 3. Este teste fornece informações

muito detalhadas sobre o número e posição de tumores de fígado. Tipicamente, o teste é realizado de 2 a 3 horas e o paciente deve permanecer no hospital de 6 a 8 horas para serem observadas possíveis complicações.

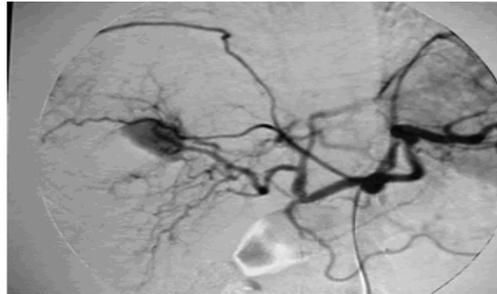


Figura 3 – Vascularização do Fígado visualizada através da técnica de angiografia por tomografia Computadorizada. Fonte: Allegheny General Hospital

vi) Ultra-som - O método de ultra-som é simples, barato e não invasivo, freqüentemente é um dos primeiros testes requisitados para o processo de estadiamento. Infelizmente os resultados do ultra-som dependem muito do paciente e da qualidade do aparelho e, muitas vezes o ultra-som não pode detectar todos os tumores. A figura 4 ilustra um hepatocarcinoma visto por ultra-som.

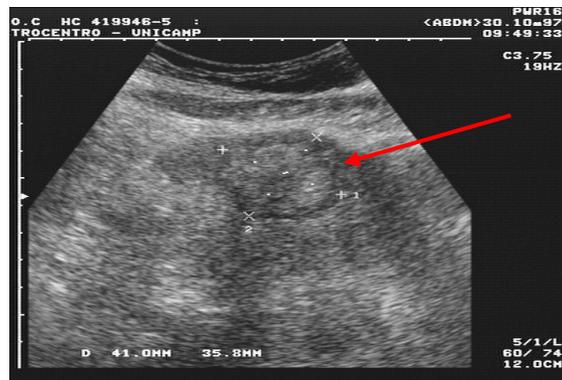


Figura 4 – Hepatocarcinoma visto em um ultra-som localizado na região central indicado pela seta.

Fonte: Allegheny General Hospital

vii) Ressonância Magnética - A ressonância magnética é uma técnica que o paciente é submetido a altos campos magnéticos, e é particularmente sensível ao tecido do fígado e

é capaz de indicar a vascularização do fígado sem necessidade de contraste. As seguintes imagens mostradas na figura 5 são de um paciente com metástases no fígado. A primeira imagem é uma varredura por CT e a segunda uma varredura por ressonância magnética, ambas mostram metástases de fígado.

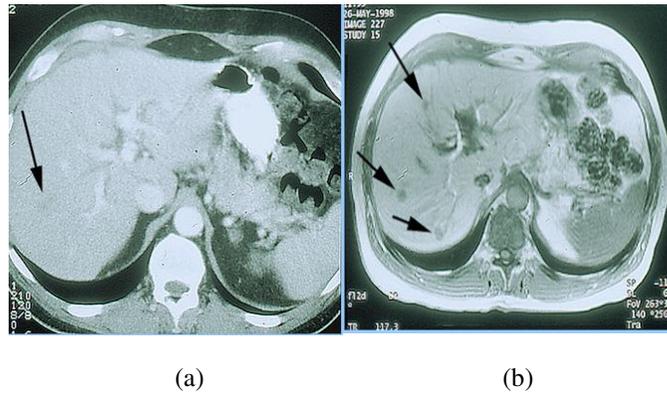


Figura 5 – (a) Imagem por tomografia computadorizada da região abdominal mostrando um tumor de fígado. (b) Imagem por ressonância magnética do mesmo paciente da imagem (a) que mostra tumores isolados no fígado não visto na imagem (a). Fonte: Allegheny General Hospital

viii) Colonoscopia e Laparoscopia - Colonoscopia pode ser requisitada se houver suspeita de câncer coloretal ou se o paciente no passado já foi portador de câncer de cólon. Um colonoscópio é um instrumento altamente flexível usado para examinar todo o comprimento do cólon. Trata-se de uma pequena câmera que permite ao médico visualizar o interior do cólon. Ocasionalmente durante a colonoscopia, uma amostra pequena do tecido será obtida para a análise em laboratório (biópsia). Laparoscopia é semelhante à colonoscopia, porém neste é necessário o uso de um instrumento chamado laparoscópio. Ao contrario da colonoscopia, a maioria dos pacientes que se submetem ao laparoscópio requerem uso de anestésico geral. O laparoscópio é um pequeno tubo com mini-câmeras usado primeiramente para examinar o fígado e o pâncreas. Para este exame, um corte pequeno é feito no abdome para introduzir o instrumento, neste procedimento o cirurgião pode executar a biópsia.

ix) Biopsia do Fígado - Muitas vezes a biopsia de fígado será requisitada porque fornece informações seguras para o diagnóstico de câncer. Uma biopsia envolve uma pequena amostra de tecido a ser examinada com auxílio de microscópio. As células normais têm aparência distinta e são bem diferentes das células do câncer que são caóticas e mal formadas (The Liver Program”, Allegheny General Hospital).

Os procedimentos de biopsia são realizados com administração de anestésico local antes que uma agulha fina seja introduzida no tumor e uma amostra de tecido será removida. As biopsias podem ser guiadas por ultra-som ou por varredura de CT ou também usando um laparoscópico.

#### II.1.4 Métodos de Tratamento

Neste seguimento serão apresentadas algumas técnicas de tratamento de tumores sugerido pelo “Liver Transplant Program and Center for Liver Disease”, da University of the Southern California Department of Surgery (Programa de Transplante de Fígado e Centro para doenças do Fígado - Departamento de Cirurgia da Universidade do Sul da Califórnia).

i) Cirurgia - Cada paciente com um tumor de fígado deve ser avaliado para uma cirurgia. É a única possibilidade de cura. Remover o tumor livrará o corpo do câncer e impedirá também uma propagação a outras regiões. Infelizmente, não são todos os pacientes que possuem o perfil para realizarem a cirurgia.

O fígado é um órgão privilegiado que tem a habilidade de regenerar se parte dele for removido e isto permite que os cirurgiões realizem operações com sucesso. Pacientes com câncer de cólon e metástases no fígado, a cirurgia do fígado pode curar de 25-45% destes pacientes. A mortalidade devido a cirurgia é menor que 2%. Conseguir estes resultados requer uma seleção apropriada dos candidatos e um corpo clínico experiente, somente pacientes potenciais de possibilidade de cura devem submeter à cirurgia.

Os pacientes podem também desenvolver o câncer coloretal metastático nos pulmões e fígado. Em pacientes seletos, a cirurgia simultânea das metástases do pulmão e fígado pode fornecer benefício significativo.

Outras indicações para a cirurgia de fígado são em metástases de outros locais tais como mama, rim, pulmão, tumores de pâncreas, intestino e sacornas pequenos. Com esta cirurgia a taxa de sobrevivência em dois anos foi de 90%. Esta sobrevivência melhorada ocorre nos pacientes que respondem à quimioterapia e que tem a doença somente no fígado. Outras indicações de cirurgia são os tumores que originam no fígado (hepatocelular e colangiocarcinoma).

Para ser considerado apto a cirurgia de fígado, o câncer deve estar confinado somente no fígado de modo que a remoção elimine toda doença do corpo. Remover um tumor e deixar outras áreas do corpo com câncer não é indicado.

Os testes de seleção de pacientes para cirurgia devem incluir tomografia computadorizada do abdome, pélvis, tórax; colonoscopia (se for o caso de câncer de cólon).

ii) Criocirurgia - Criocirurgia é uma técnica que possibilita destruir uma variedade de tumores locais (cérebro, mama, rim, próstata, fígado). Criocirurgia é a destruição do tecido anormal a temperatura abaixo de zero. O tumor não é removido e o câncer é destruído e deixado para ser reabsorvido pelo corpo. Criocirurgia envolve a colocação de uma ponta de prova de aço inoxidável no centro do tumor. O nitrogênio líquido é circulado através da extremidade deste dispositivo.

iii) Quimioterapia - A quimioterapia usa drogas para tratar o câncer. Estas drogas inibem o crescimento das células tumorais e podem ser administradas de várias formas. O tratamento pode ser tanto a nível sistêmico ou regional, podendo ainda ser usada mais de uma droga anti-câncer por vez. A quimioterapia pode ser usada em terapias combinadas com radiação ou cirurgia.

A administração das drogas pode ser por via oral, intravenosa, ou ainda intra-arteriais. As maiorias das drogas orais podem ser administradas no consultório médico, as drogas intravenosas geralmente são usadas em uma clínica e alguns casos de intra-arteriais é necessário o uso de uma sofisticada bomba.

A eficácia do tratamento é avaliada regularmente com exames físicos, testes de sangue, raios-X. Uma droga é considerada eficiente se as células tumorais diminuem, param de crescer ou morrem.

A droga tem como função matar as células tumorais, porém muitas células saudias estão envolvidas e podem sofrer danos também. Os efeitos colaterais são resultados diretos da ação das drogas sobre células saudáveis. Determinadas células são mais suscetíveis aos danos do que outras, incluindo células do trato intestinal, sistemas reprodutivos e folículos pilosos. Embora muitos pacientes não apresentem sintomas, os efeitos colaterais possíveis incluem náuseas e vômitos, perda de cabelo, fadiga, e possibilidade de anemia.

iv) Quimioembolização - Embolização é o processo de injetar uma substância no tumor para parar o fluxo sanguíneo. A falta do sangue priva o tumor de oxigênio e de nutrientes e faz eventualmente com que as células morram. O fluxo sanguíneo é interrompido aos poucos com pequenas quantidades de drogas quimioterápicas. Uma vez que o fluxo de sangue foi interrompido, o tumor está com uma concentração muito elevada de drogas por um período de tempo prolongado, assim as células tumorais morrem mais rapidamente.

v) Injeção de Etanol - A injeção de álcool absoluto 100% no tumor pode ser altamente tóxica aos tumores de fígado. É injetada no centro do tumor através da pele. O álcool faz com que as células sequem e a proteína celular se desintegre, finalmente levando a morte celular. Este procedimento é indicado para pacientes que não podem fazer cirurgia de fígado.

Este procedimento é feito freqüentemente em um hospital ou em uma clínica; as injeções são feitas com auxílio de um ultra-som ou por tomografia computadorizada. Cada tratamento consiste em uma injeção, embora uma série de injeções pode também ser recomendada para tratar eficazmente os tumores. Os efeitos colaterais são suaves e provisórios (5-10 minutos) e inclui dor localizada.

A injeção de álcool é um procedimento seguro e fácil e pode prolongar a sobrevida do paciente (40-70% em três anos) com cânceres hepatocelulares pequenos.

vi) Ablação por radiofrequência - Esta é uma técnica nova que destrói tumores de fígado aquecendo a altas temperaturas (80-100°C). Tumores de até 4 centímetros de diâmetro podem ser tratados com esta técnica.

Na ablação por radiofrequência o paciente é sedado e uma agulha fina é introduzida no tumor e a corrente elétrica é passada pela ponta da agulha e tornando-a muito quente. O procedimento dura de 10-15 minutos e o paciente pode ir para casa no mesmo dia.

viii) Fotocoagulação a Laser - Esta técnica envolve a inserção de uma fibra ótica fina no centro do tumor e o laser é transmitido através dela. As células expostas submeter-se-ão a necrose térmica.

ix) Perfusão isolada do Fígado - Esta técnica de tratamento foi iniciada há trinta anos porém tem seu uso limitado. No tratamento o fígado é exposto a altas doses de quimioterapia com objetivo de conseguir a máxima redução do tumor. O suprimento sanguíneo do fígado é isolado completamente da circulação sistêmica de modo que o corpo não seja exposto às drogas. Requer uma operação longa e mobiliza completamente o fígado e introduz cateteres na artéria hepática, na veia porta e nas veias hepáticas.

x) Transplante de fígado - Este tratamento não é recomendado para pacientes com metástases hepáticas. Este tratamento agressivo não curará pacientes porque a maioria

terá recidiva do tumor. Entretanto o transplante foi citado para ser eficaz no tratamento de pacientes portadores de cânceres hepatocelular pequenos e outros tumores raros.

xi) Radioterapia - A radioterapia tem um papel relativamente pequeno no tratamento do câncer de fígado. O órgão está localizado em uma cavidade onde devido à fisiologia e anatomia, está em constante movimento, assim sendo, dificulta a localização do campo de tratamento e a execução da repetibilidade de incidência diária da radiação. A maioria dos tumores de fígado é resistente à terapia de radiação, então a teleterapia não é uma boa opção de tratamento. Só é indicada para pacientes que tem tumores nos ductos biliares e na vesícula biliar, e que não podem passar por um transplante de fígado. A equipe médica da Clínica de Radioterapia do Hospital Sírio Libanês em São Paulo considera a radioterapia como última alternativa e as prescrições de doses são relativamente baixas (Haddad, C. K, 2007).

## II.2 Aceleradores Lineares

O projeto dos Aceleradores Lineares para uso em radioterapia varia consideravelmente com o tipo de feixe produzido. Para baixas energias, isto é, de 4 a 6 MV, estes aceleradores são utilizados exclusivamente para produção de raios-X (Khan, 1984).

Segundo Jhons, 1983, para obtermos raios-X de energias maiores, usa-se uma técnica de aceleração de elétrons, sem necessidade de altas diferenças de potencial entre dois eletrodos. Se tomarmos duas placas metálicas em forma de disco, com um orifício no meio, paralelas e ligadas entre si por uma tensão constante (figura 6), e abandonarmos um elétron no centro do orifício da placa negativa, ele, por força do campo elétrico criado, irá em direção à placa positiva. Se isto ocorrer no vácuo, o elétron inicialmente parado ganhará mais energia e conseguirá ultrapassar sem dificuldade a placa positiva.

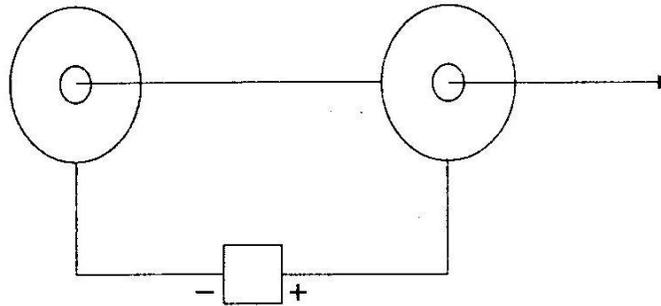


Figura 6 – Esquema do injetor de elétrons do acelerador linear utilizando dois discos paralelos.

Fonte: Scharf, 1997

Se, em vez de usar um gerador de tensão constante, usar um gerador de tensão variável, que ora cria um campo elétrico em um sentido, ora no outro, e se colocar uma série desses discos ligados aos pares a geradores capazes de criar campos elétricos variáveis (figura 7), teremos o seguinte processo: o elétron, ao sofrer a ação combinada do primeiro par de placas (discos), sofre aceleração e ultrapassa a placa positiva. Nesse instante, a configuração do campo se modifica: o par de placas seguintes apresentar-se-á ao elétron segundo a situação de “placa negativa atrás” e “positiva na frente”. Como consequência, o elétron é ainda mais acelerado (Jhons, 1983).

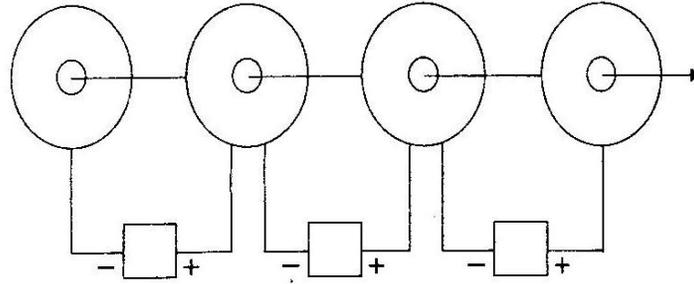


Figura 7 - Esquema do injetor de elétrons do acelerador linear utilizando série de discos paralelos.

Fonte: Scharf, 1997

Um tubo é construído de tal forma que os campos elétricos estejam, em cada instante, contribuindo para aumentar a energia do elétron cada vez mais. Este é o princípio básico de funcionamento dos aceleradores lineares, utilizando-se, porém ondas de radiofrequência (RF) de 3000 MHz, que como todas as radiações eletromagnéticas, são campos alternados – elétrico e magnético. Como um campo elétrico aplica uma força em uma partícula carregada colocada nele, se um elétron, ou agrupamento de elétrons, é injetado em conjunto com ondas RF, ele estará sujeito a esta força e tenderá a ser levado pela onda (Scharf, 1997)

Essas ondas de RF provenientes de válvulas especiais chamadas magnetron ou klystron, são microondas geradas em pequenos pulsos (cada pulso dura aproximadamente 3  $\mu$ s), que são enviadas, através de um guia de onda, a um tubo acelerador. Este possui no seu interior vários discos metálicos com um pequeno orifício no meio. Esses orifícios e o espaçamento entre os discos variam. Esse tubo tem o nome de *tubo acelerador* e é onde os elétrons são acelerados até a energia desejada (Johns, 1983). Este tubo pode ser visualizado na figura 8.

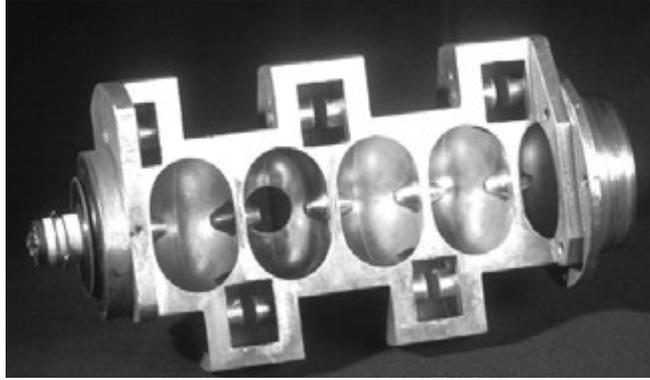


Figura 8– Imagem da estrutura de um tubo acelerador de elétrons presente nos Clinacs.

Fonte: Syllabus, 2003

O comprimento de onda ( $\lambda$ ) é da ordem de 10 cm, e o comprimento da estrutura aceleradora é determinada pela energia máxima desejada aos elétrons. Por exemplo, o comprimento do tubo acelerador, para 4 MeV de energia, é da ordem de 30 cm e, para 20 MeV de energia, é da ordem de 230 cm. A intensidade máxima do campo elétrico acelerador é de 150V/cm, normalmente operando-se com valores menores. Essas estruturas devem ser cuidadosamente desenhadas e construídas para garantir a sincronização do campo e velocidade dos elétrons. Quando esses elétrons acelerados deixam o tubo acelerador, formam normalmente um feixe paralelo de aproximadamente 3 mm de diâmetro e são dirigidos diretamente para um alvo metálico (tungstênio) para a produção de raios-X. O feixe de elétrons é acelerado em direção ao alvo, e ao colidir parte da energia cinética é convertida em calor e parte dela em raios-X (Scharf, 1997). Um acelerador deste tipo, da fabricante Varian Clinac é apresentado na figura 9.



Figura 9– Acelerador Linear Varian Clinac 600. Fonte: [www.varian.com](http://www.varian.com)

Este modelo tem a cabeça do acelerador com a estrutura de aceleração incorporada, esta versão dispensa o uso de magnetos para fazer desvios nas trajetórias dos elétrons acelerados. Um diagrama interno do equipamento possibilita vermos sua estrutura, conforme figura 10.

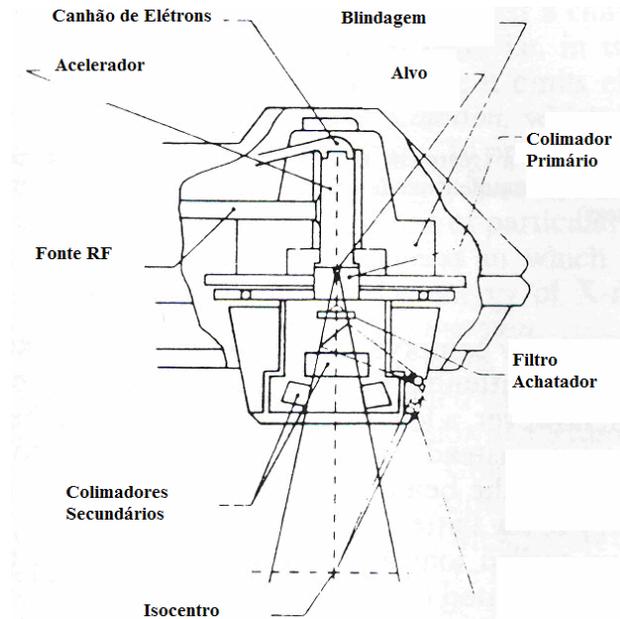


Figura 10 – Estrutura da cabeça do Acelerador Varian Clinac 600 mostrando suas principais partes: Injetor de elétrons, alvo, colimador primário, fonte RF, filtro achatador e colimadores secundários. Fonte: Varian

Em seguida o feixe de fótons passa através de um colimador primário com uma abertura cônica. O perfil da curva de isodose produzida nestes equipamentos são acentuadas e necessitam de correção para uso clínico, este fato pode ser observado na (Figura 11)

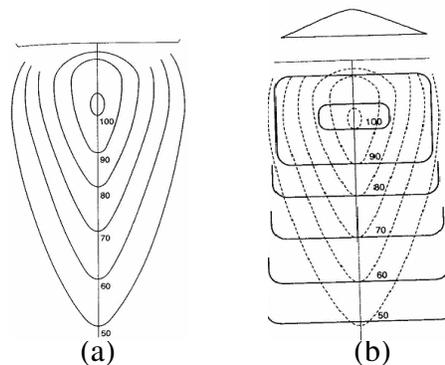


Figura 11 - Curva de isodose de um feixe de raios-X de alta energia: (a) sem o filtro (b) com o filtro achatador.

Fonte: Scaff, 1947.

A isodose do feixe é modificada por meio de um filtro “achatador” do feixe (*beam flattening filter*), que sua função é absorver mais a radiação no centro do campo decrescendo para as bordas deste (Scharf, 1997).

Aceleradores em geral não têm rendimento (taxa de dose) constante com o tempo. Variações ocorrem devido a oscilações da rede elétrica. Portanto, não se calibra um acelerador linear em termos de cGy/min, como se faz nas unidades de cobalto (Mackie *et al*, 1988).

Para resolver este problema, duas câmaras de ionização, situadas abaixo do alvo e do filtro achatador de feixe, independentes uma da outra, garantem que a dose prescrita seja avaliada. Uma checa a outra, monitorando a dose, fornecendo leituras que são digitalizadas automaticamente no painel de controle do acelerador, chamadas “unidades monitoras”. Na verdade os valores diretos das câmaras de ionização são doses em uma determinada distância foco-superfície (geralmente a 1 metro) para um campo 10cm x 10cm, na profundidade de dose máxima ( $d_m$ ) (Scharf, 1997).

O acelerador é montado em um braço (*gantry*). Este também contém sistemas auxiliares do equipamento dispostos em um gabinete ao lado do gantry.

O feixe de radiação que sai do acelerador é sempre dirigido e centrado no eixo do braço. O eixo central do feixe de radiação intercepta o eixo do braço em um ponto do espaço chamado *isocentro* (Syllabus, 2003).

Depois que o feixe é monitorado pelo par de câmaras de ionização, em seguida o feixe passará por dois pares de colimadores com movimentos motorizados que servem para definir o tamanho do campo de tratamento. A cabeça de tratamento mostrado pela figura 10 é equipada com um sistema luminoso que projeta o presente campo no plano isocêntrico. Este sistema inclui um indicador de distância que permite determinar a distância foco-pele. A estrutura de aceleração e o espaço ao redor do alvo de tungstênio são blindados para assegurar que não ocorra vazamento de radiação em nenhum ponto. O

Gantry gira  $\pm 180^\circ$  através do seu eixo de rotação (isocentro) localizado a 123 cm do piso. A distância entre o alvo e o isocentro é de 100 cm. Muitos dos componentes eletrônicos auxiliares estão no módulo de comando (painel de comando), que fica do lado de fora da sala de tratamento (Syllabus, 2003).

### II.3 – O Código de Monte Carlo

O Código de Monte Carlo compreende uma simulação seqüenciada de eventos probabilísticos individuais, e é particularmente utilizado para solucionar problemas complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais que usam métodos determinísticos (MCNP<sup>TM</sup>, 2005).

No transporte de partículas, a técnica consiste em estudar uma em cada partícula emitida da fonte durante todas as interações até sua absorção ou escape. Os cálculos de Monte Carlo simulam a natureza estocástica das interações das partículas com o meio de forma aleatória. A trajetória da partícula é simulada até que sua energia seja desprezível ou que ela saia do volume de interesse.

Em radioterapia, a Técnica de Monte Carlo é reconhecida como o método mais exato para predizer a dose no paciente (Mohan,1997), mas além disto pode ser usada também no projeto de aceleradores (McCall, 1978; Säntherberg, 1998; Faddegon, 1999).

A entrada dos dados é feita respeitando uma seqüência lógica:

- Definição de Volumes
- Definição de Superfícies
- Materiais Utilizados
- Especificação do tipo de fonte
- Intervalos de Energias
- Solicitações

A exatidão da Técnica de Monte Carlo depende principalmente da informação da condição inicial do transporte da radiação, os materiais utilizados e a geometria da instalação. Usando o método de Monte Carlo na simulação em radioterapia, primeiramente é necessário conhecer a saída do feixe de radiação produzida pelo acelerador linear. Em segundo, a distribuição de dose no paciente ou no fantoma é gerada

utilizando o modelo do feixe criado. Assim, o pré-requisito da segunda etapa é a caracterização exata do feixe de tratamento. Esta caracterização é feita utilizando o código de Monte Carlo (Andreo, 1991).

### III - MATERIAIS E MÉTODOS

#### III.1 - Desenvolvimento e simulação do feixe de saída de um acelerador linear 4MV

Utilizando o Código MCNP5, que compreende um método estatístico para a previsão de taxas de interação, transferência de energia por interação e da trajetória das partículas incidentes, (Rogers, Bielajew, 1990; Faddegon, O'Brien, Mason, 1999). Foi modelado o gantry de um acelerador linear de 4MV. Todas as estruturas foram fielmente representadas tendo como referência o modelo Clinac 600 da Fabricante Varian instalado no Instituto de Radioterapia São Francisco em Belo Horizonte. A geometria utilizada no modelo é representada pela figura 12.

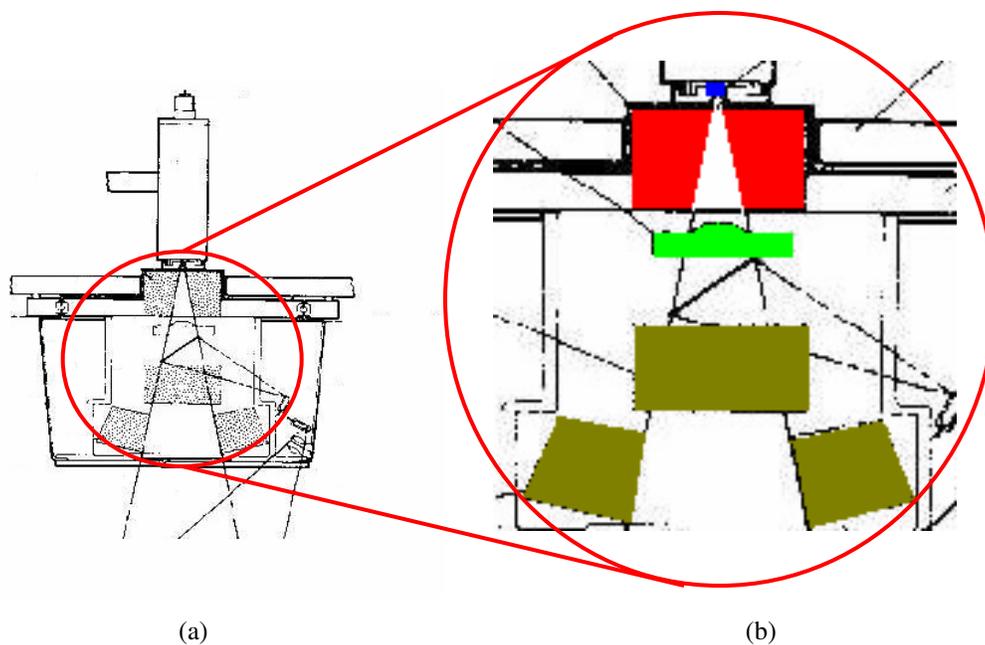


Figura 12 – (a) Estrutura da geometria da cabeça do acelerador linear Varian Clinac 600 instalado no Hospital São Francisco em Belo Horizonte. (b) zoom mostrando as estruturas: em azul alvo, em vermelho colimador primário, em verde filtro achatador, em ocre dois pares de colimadores secundários.

Fonte: Manual do Equipamento.

Para desenvolvimento do modelo computacional, todas as distâncias entre as estruturas foram retiradas do manual que acompanha o equipamento; Na figura 12b as estruturas estão representadas em cores distintas, e todas as distâncias foram calculadas tomando o isocentro como origem (0 cm). O alvo está em azul, abaixo do alvo estão os colimadores primários representados em vermelho, em seguida está o filtro achatador em verde, e na seqüência os colimadores secundários em ocre .

A localização espacial das estruturas e suas dimensões estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1 – Materiais e suas características físicas utilizadas na simulação

<b>Estrutura</b>	<b>Distância do isocentro (cm)</b>	<b>Medidas (LxAxP)cm</b>	<b>Material</b>	<b>Densidade g/cm<sup>3</sup></b>
Alvo	80	1 x 0,3	Tungstênio	19,3
Colimador Primário	78	16 x 10 x 16	Urânio exaurido	18,7
Filtro Achatador	77	9 x 3	Alumínio	2,7
Colimador Secundário	73	17 x 9 x 9	Urânio exaurido	18,7

O interesse deste modelo é medir a Porcentagem de Dose Profunda (PDP) e compará-la com o encontrado na literatura. Para obtenção do PDP na distância do isocentro, modelamos uma caixa de água. Nesta caixa de água foi criado uma seqüência de cubos (elementos de leitura) cujas arestas são de 1 cm, isto porque o valor do PDP é medido no feixe primário com distâncias pontuais de 1 em 1cm, o que permite que a leitura de dose seja viável de comparação com os valores de PDP fornecidos pelo hospital.. A razão de utilizarmos a água é que como possui densidade de 1g/cm<sup>3</sup>, e a densidade média do nosso corpo é aproximadamente igual a da água, a leitura do PDP corresponde ao perfil observado caso substituíssemos a água pelo corpo humano. Foram realizadas simulações para três tamanhos de campos diferentes: 5 x 5 cm<sup>2</sup>, 10 x 10 cm<sup>2</sup> e 25 x 25 cm<sup>2</sup>, utilizando 5 milhões de partículas com energias variadas de 0,1 a 4MV.

As tabelas de doses profundas são inadequadas quando queremos saber a dose em qualquer ponto no volume irradiado, fora do eixo central. Informações deste tipo são conseguidas com a utilização das chamadas “Curvas de Isodoses”. Estas curvas são na realidade mapas da distribuição da dose em profundidade e são formadas por “Curvas de

Isodoses”, que nos mostram os pontos de mesma dose profunda (Scaff, 1947). Para maior confiabilidade do modelo, três simulações foram realizadas para os mesmos tamanhos de campos e distantes do eixo central, a saber: 5 x 5 cm<sup>2</sup> a 2cm do eixo, 10 x 10 cm<sup>2</sup> a 4 cm do eixo, e 25 x 25 cm<sup>2</sup> a 10cm do eixo, e comparadas como o valor do PDP retiradas das curvas de isodoses.

As curvas de isodoses são armazenadas em um computador na clínica, e são utilizadas por softwares para realizar o planejamento técnico do tratamento radioterápico.

Para sabermos o valor do PDP fora do eixo central utilizando as curvas de isodoses, basta posicionar o cursor do mouse no ponto de interesse. Desta forma foi retirado das curvas os valores do PDP de interesse deste trabalho. As curvas de isodoses utilizadas nos campos simulados deste trabalho para o acelerador Clinac 4MV são representadas em anexo.

### III.2 - Desenvolvimento do fantoma computacional de voxel de tórax e abdome

As imagens de Tórax e Abdome para o desenvolvimento do fantoma computacional foram cedidas gentilmente pelo Prof. Arnaldo Prata CEFET/MG que nos forneceu as imagens dos cortes anatômicos do projeto Homem Visível (“Visible Human” - Nacional Library of Medicine – United States – Biblioteca Nacional de Medicina sediada nos Estados Unidos).

As imagens dos cortes anatômicos foram selecionadas sequencialmente e armazenadas no programa computacional SISCODES, desenvolvido pelo grupo de pesquisa Núcleo de Radiação Ionizante – NRI do Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da UFMG (Trindade, 2004).

As imagens armazenadas no programa computacional utilizado foram analisadas, trabalhadas, codificadas, sendo arquivadas e identificadas. Cada imagem foi centralizada e colocada em um mesmo enquadramento, para garantir que o ponto central fosse o mesmo para todas e que todas as estruturas anatômicas fossem visualizadas.

O propósito da seleção de imagens anatômicas foi criar um modelo volumétrico tridimensional (X,Y,Z) de tórax e abdome em modelo de voxel, de um indivíduo adulto, o mais próximo do real, somando todas as imagens anatômicas.

No programa SISCODES (Trindade, 2004), cada tecido foi relacionado a um tom dos graus de cinza disponíveis. Neste momento foi utilizado um Atlas de Anatomia por Imagens (Sobotta, 2006), para que cada estrutura fosse identificada e que cada voxel de um determinado tecido fosse relacionado a um respectivo tecido.

Estudos feitos da composição e densidade dos tecidos dos órgãos contidos no interior da cavidade torácica e abdominal foram realizados pelo método computacional citado. Foram levados em consideração o arcabouço ósseo, músculos, pele, pulmões, fígado,

coração, baço, rins, estômago, e vasos em geral. A medula espinhal também foi incluída no estudo.

Utilizou-se como referência para o desenvolvimento de cada órgão presente no fantoma, a Internacional Commission on Radiation Units and Measurements – ICRU REPORT 44 (1989), Appendix A – Body Tissue Compositions,

Estas informações foram transferidas para o programa computacional SISCODES (Trindade, 2004) e a cada tecido foi relacionada uma cor distinta. Cada voxel que constitui o órgão era associado à cor do respectivo órgão e assim foram sendo preenchidos voxel a voxel e gerando assim o modelo tridimensional.

## IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

### IV.1 - Modelo de Voxel de Tórax e Abdome

A partir de uma seqüência de 40 cortes anatômicos o modelo de Voxel foi gerado em padrão colorido, onde cada cor representa um tecido com composição química e densidade conhecidos equivalentes ao ser humano. Neste modelo são identificadas suas principais estruturas.

A tabela 2 apresenta a composição química e a porcentagem de massa nos tecidos do corpo humano neste estudo.

Tabela 2 – Composição química dos tecidos utilizados na construção do modelo de voxel de tórax e abdome

	Concentração (% massa do tecido)										
	C	Cl	H	N	Na	O	P	S	K	Ca	Mg
Cartilagem	9,9	0,35	9,6	2,2	0,5	74,4	2,2	0,9	-	-	-
Coração	13,9	0,2	10,4	2,9	0,1	71,8	0,2	0,2	0,3	-	-
Fígado	13,9	0,2	10,2	3	0,2	71,6	0,3	0,3	0,3	-	-
Medula Espinhal	14,6	0,3	10,7	2,2	0,2	71,2	0,4	0,2	0,3	-	-
Músculo Esquelético	14,3	0,1	10,2	3,4	0,1	71	0,2	0,3	0,4	-	-
Osso Cortical da Vértebra	15,5	-	3,4	4,2	0,1	43,5	10,3	0,3	-	22,5	0,2
Pele	20,4	0,3	10	4,2	0,2	64,5	0,1	0,25	0,1	-	-
Pulmão	10,5	0,3	10,3	3,1	0,2	74,9	0,2	0,3	0,2	-	-
Rim	13,2	0,2	10,3	3	0,2	72,4	0,2	0,2	0,2	0,1	-
Tecido Adiposo	59,8	0,1	11,4	0,7	0,1	27,8	-	0,1	-	-	-
Trato Gastrointestinal	11,5	0,2	10,6	2,2	0,1	75,1	0,1	0,1	0,1	-	-
Vasos Base	13,9	0,2	10,4	2,9	0,1	71,8	0,2	0,2	0,3	-	-

#### IV.1.1 - Imagens do Modelo de Voxel

Algumas imagens serão apresentadas a título de ilustração. Foi escolhida imagens referentes a regiões que apresentem estruturas diferentes. No anexo I são apresentadas o conjunto de imagens que compõe o modelo de voxel.



Figura 13 – Corte axial da região torácica. Fonte: Visible Human Project

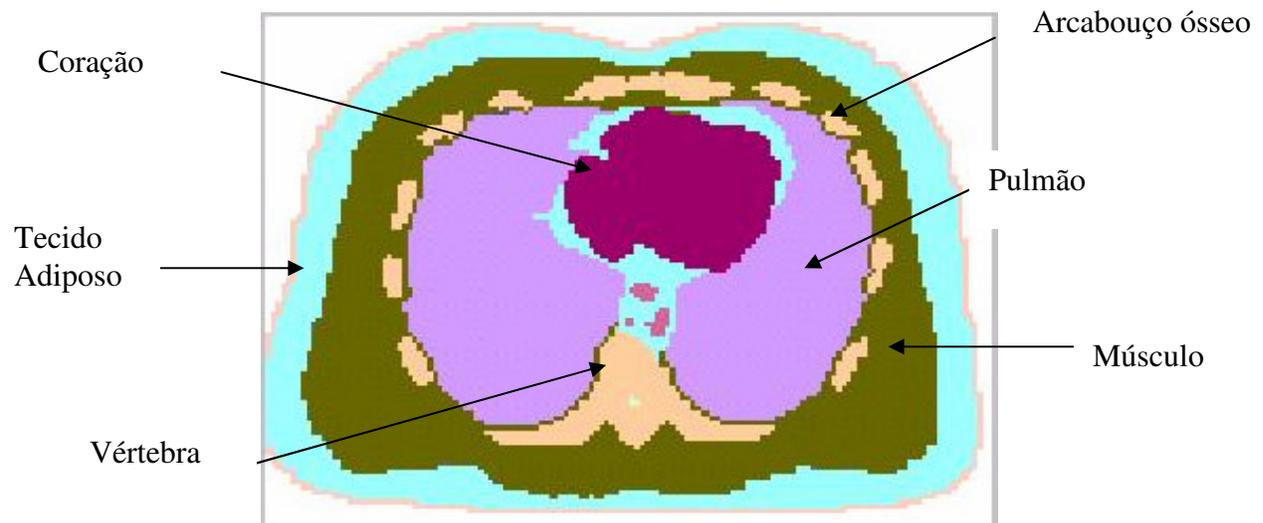


Figura 14 – Modelo de Voxel desenvolvido no SISCODES correspondente a Figura 14

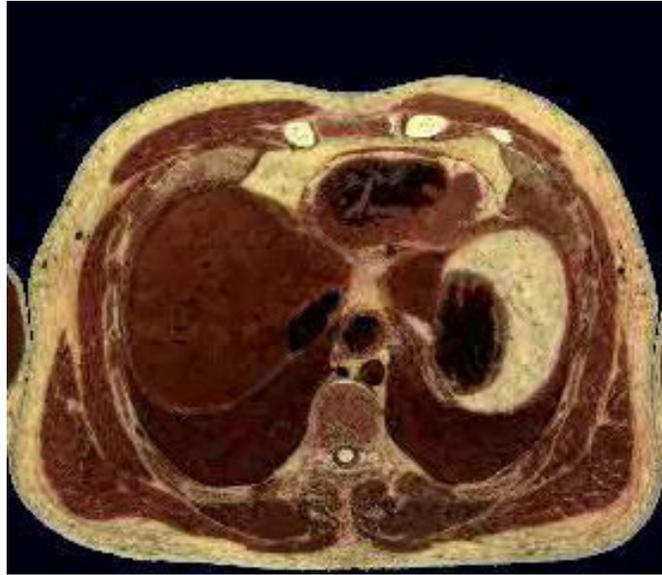


Figura 15 – Corte axial da região torácica. Fonte: Visible Human Project

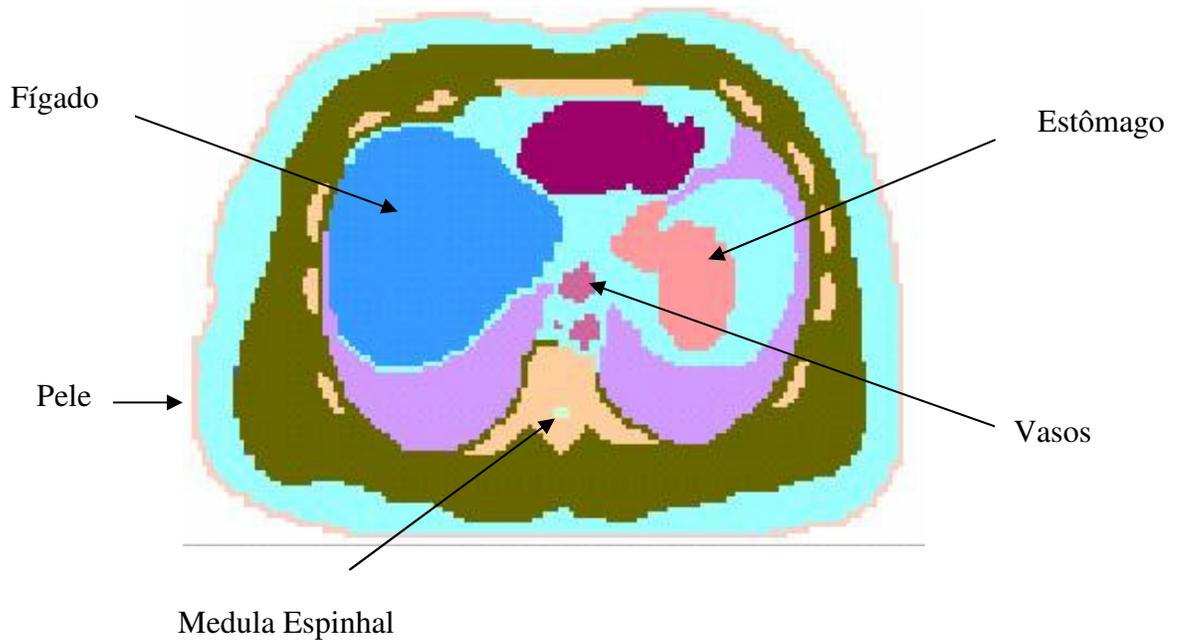


Figura 16 – Modelo de Voxel desenvolvido no SISCODES correspondente a Figura 15



Figura 17 – Corte axial da região abdominal. Fonte: Visible Human Project

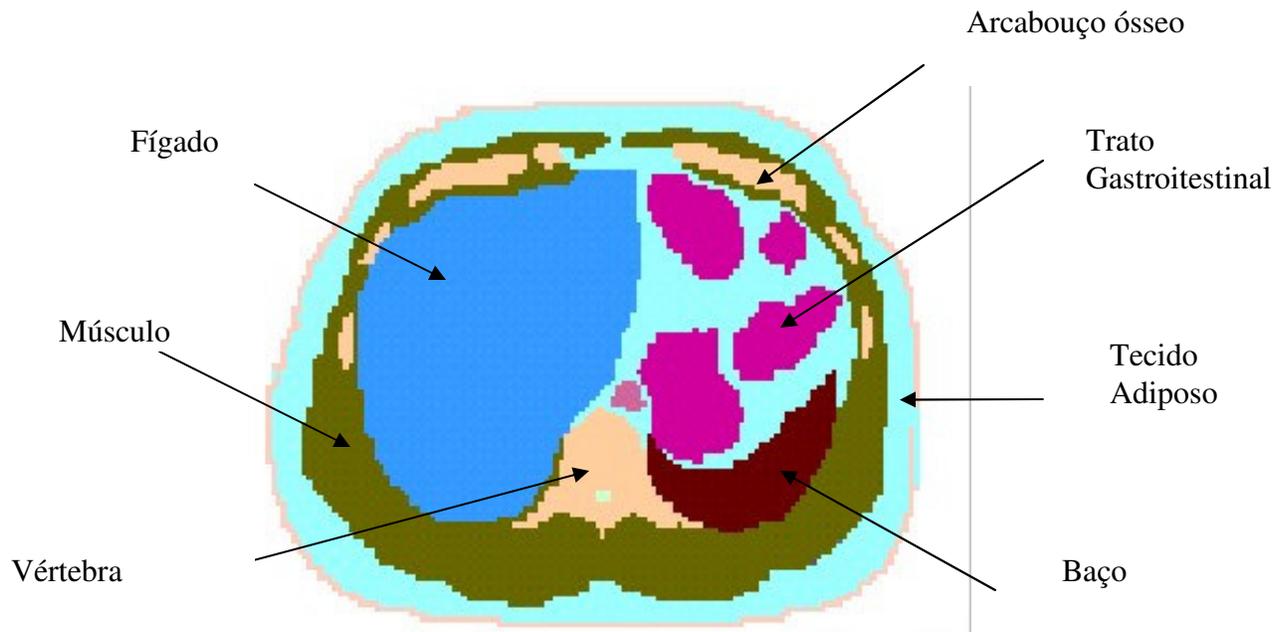


Figura 18 – Modelo de Voxel desenvolvido no SISCODES correspondente a Figura 17



Figura 19 – Corte axial da região abdominal.Fonte: Visible Human Project

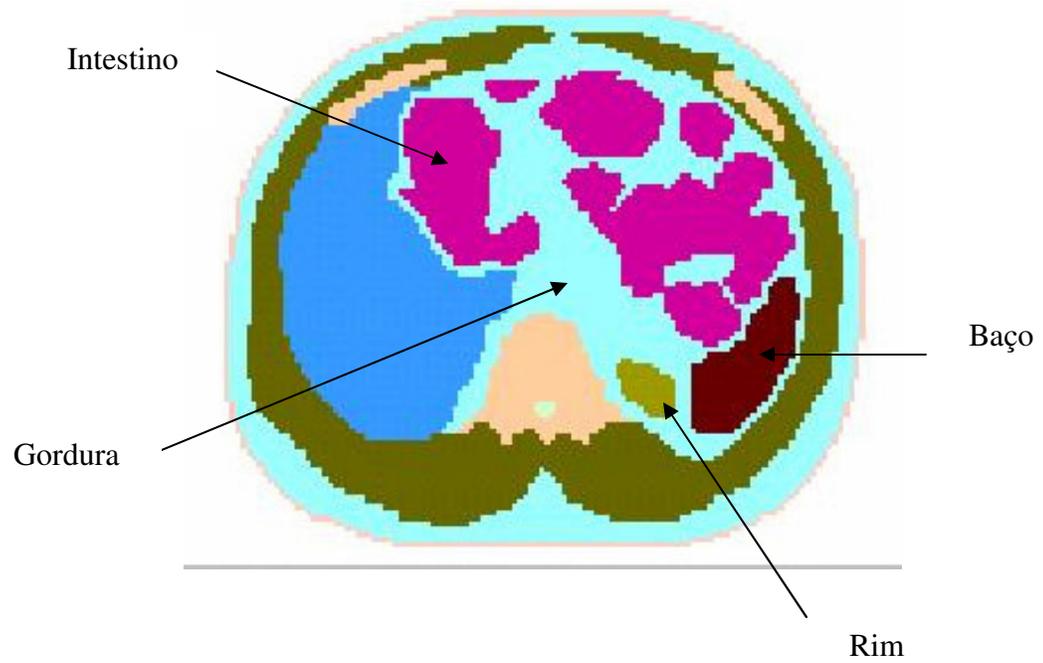


Figura 20 – Modelo de Voxel desenvolvido no SISCODES correspondente a Figura 19



Figura 21 – Corte axial da região abdominal. Fonte: Visible Human Project

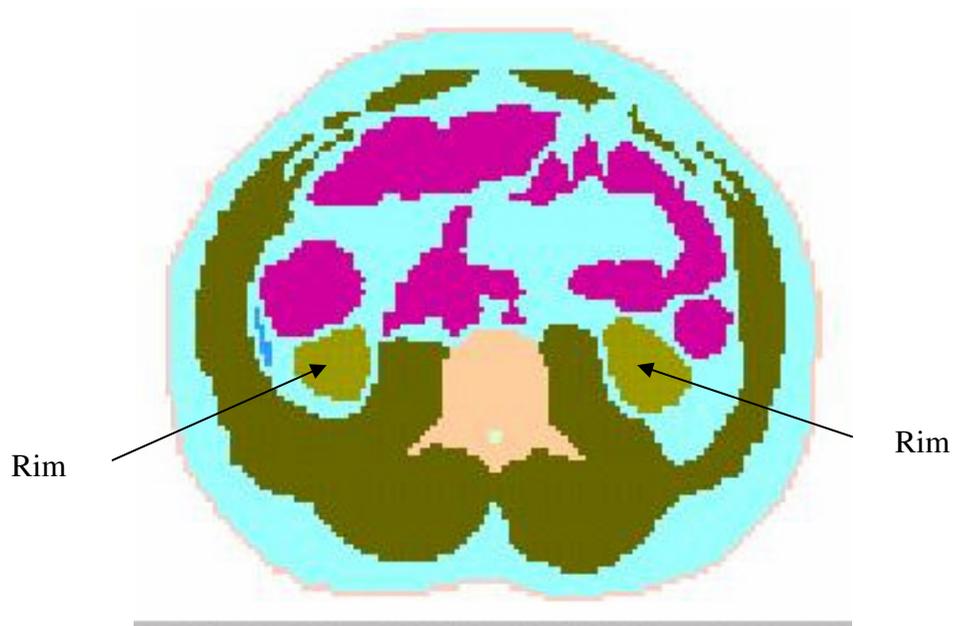


Figura 22 – Modelo de Voxel desenvolvido no SISCODES correspondente a Figura 21

## IV.2 - Simulação Computacional do Acelerador Linear

### IV.2.1 - Apresentação da geometria do modelo

As estruturas da cabeça do acelerador foram modeladas seguindo a geometria apresentada pelo fabricante em seu manual. A seguir, as imagens mostram o modelo desenvolvido no código MCNP5 para ser utilizado na simulação da porcentagem de dose profunda.

A Figura 23 representa uma vista geral do modelo gerada pela interface gráfica do MCNP

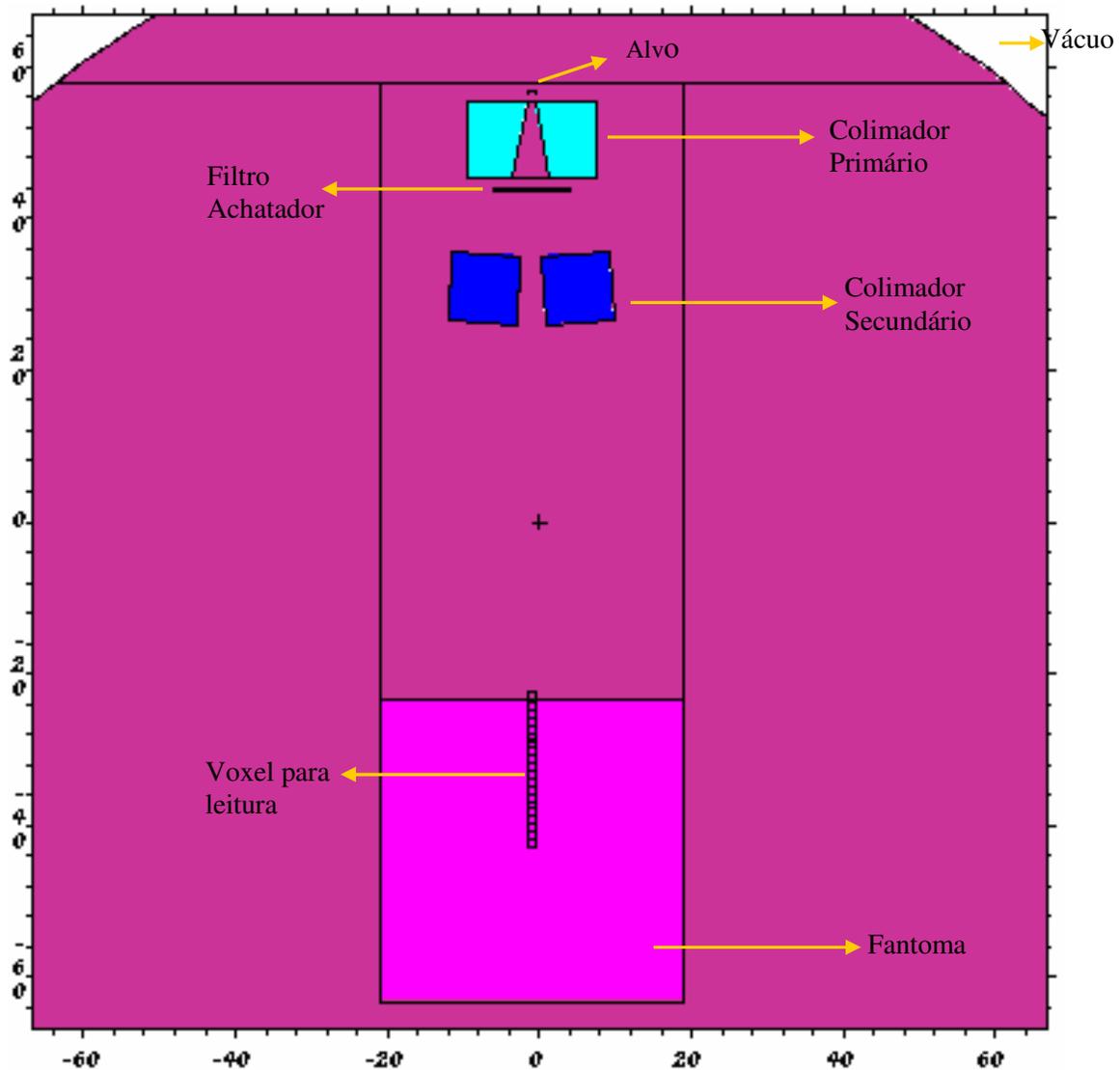


Figura 23 – Vista geral do modelo computacional mostrando as partes usadas na simulação

A Figura 24 representa os elementos de leitura, que na simulação foram utilizadas para medir o PDP de 1 em 1cm. Na prática, para aferir o PDP utiliza-se um fantoma de acrílico cheio de água.

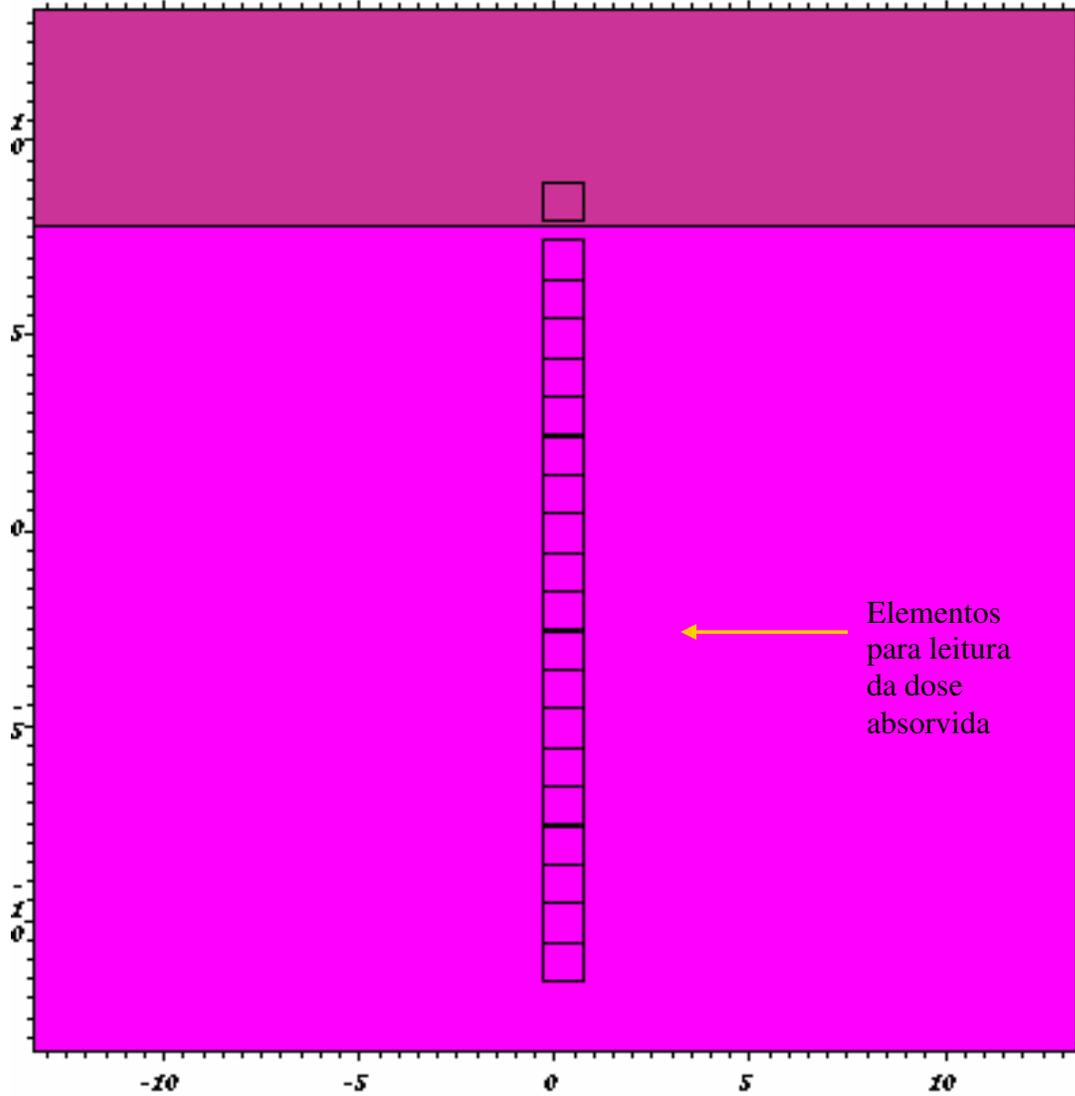


Figura 24 – Elementos de leitura na água: cada elemento corresponde a um ponto de leitura na profundidade.

A figura 25 mostra o alvo feito de tungstênio, abaixo o colimador primário, o filtro achatador, e os colimadores secundários.

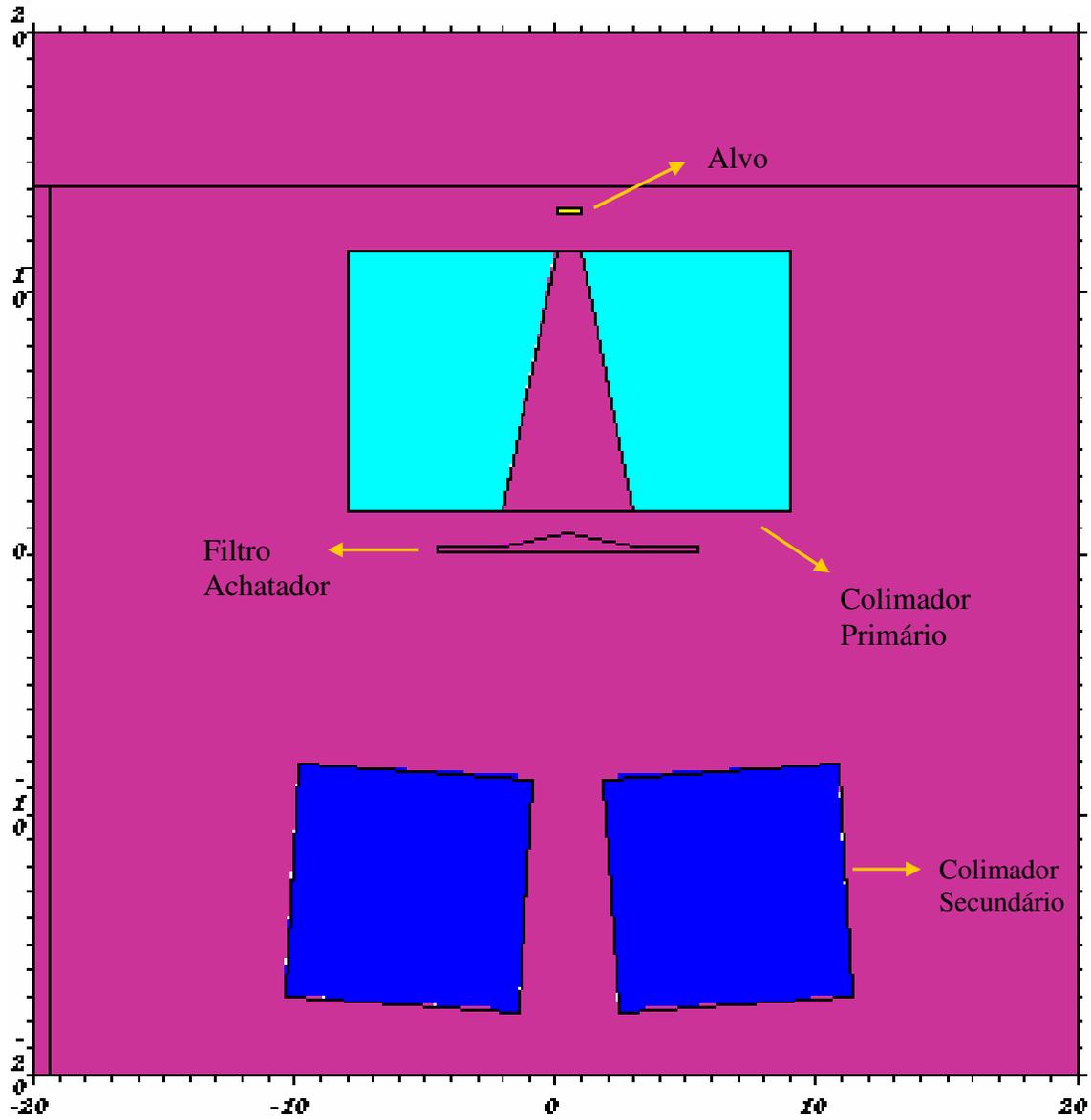


Figura 25 – Estruturas simuladas: alvo, colimador primário, filtro achatador e colimadores secundários

A Figura 26 representa uma vista de um corte no plano xy do colimador primário.

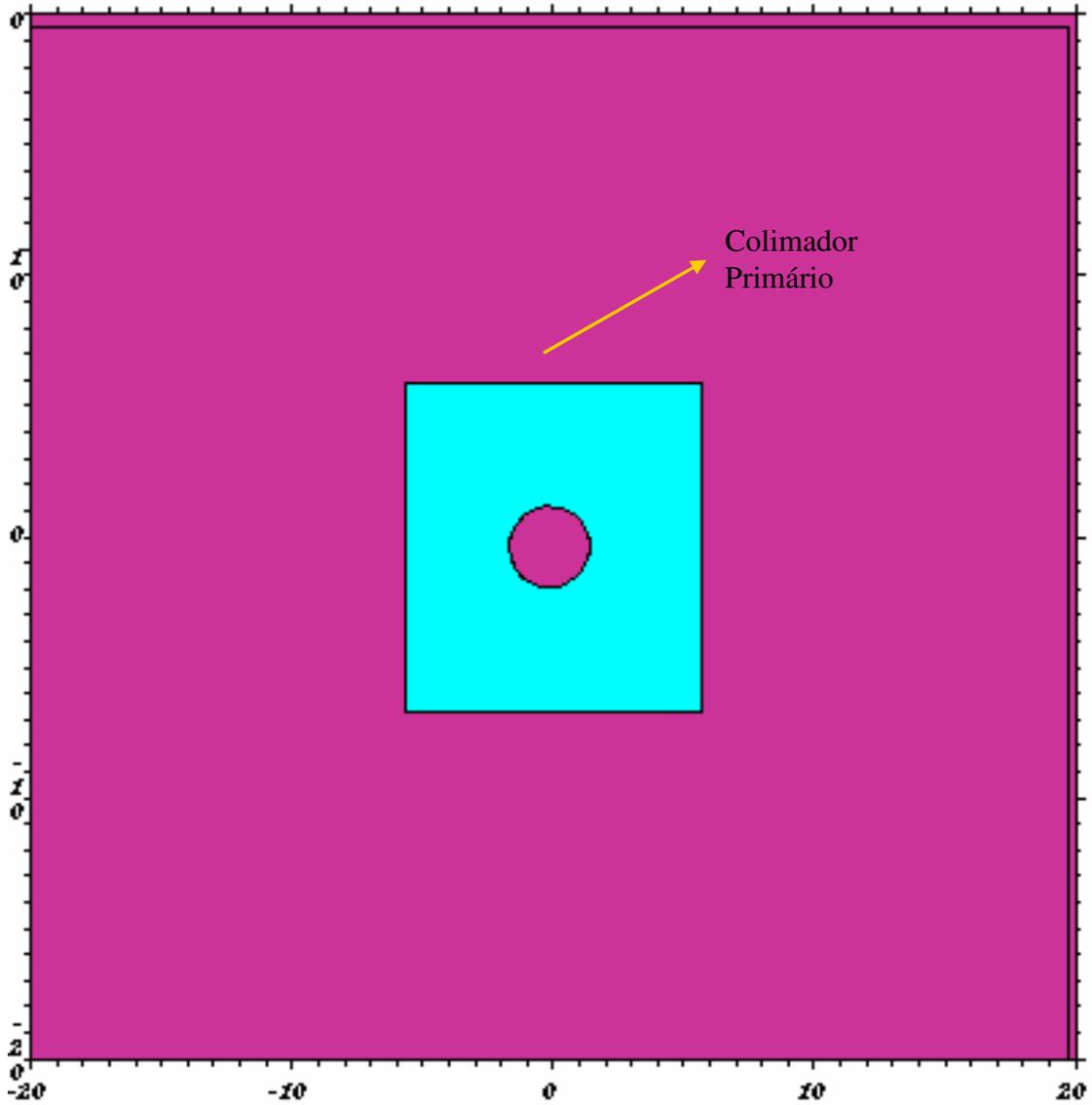


Figura 26 – Vista superior no plano xy da geometria do colimador primário utilizada na simulação

A estrutura tridimensional modelada é a ilustrada na figura 27. Nesta figura pode ser identificado o alvo, colimador primário, o filtro achatador do feixe, e os dois pares de colimadores secundários.

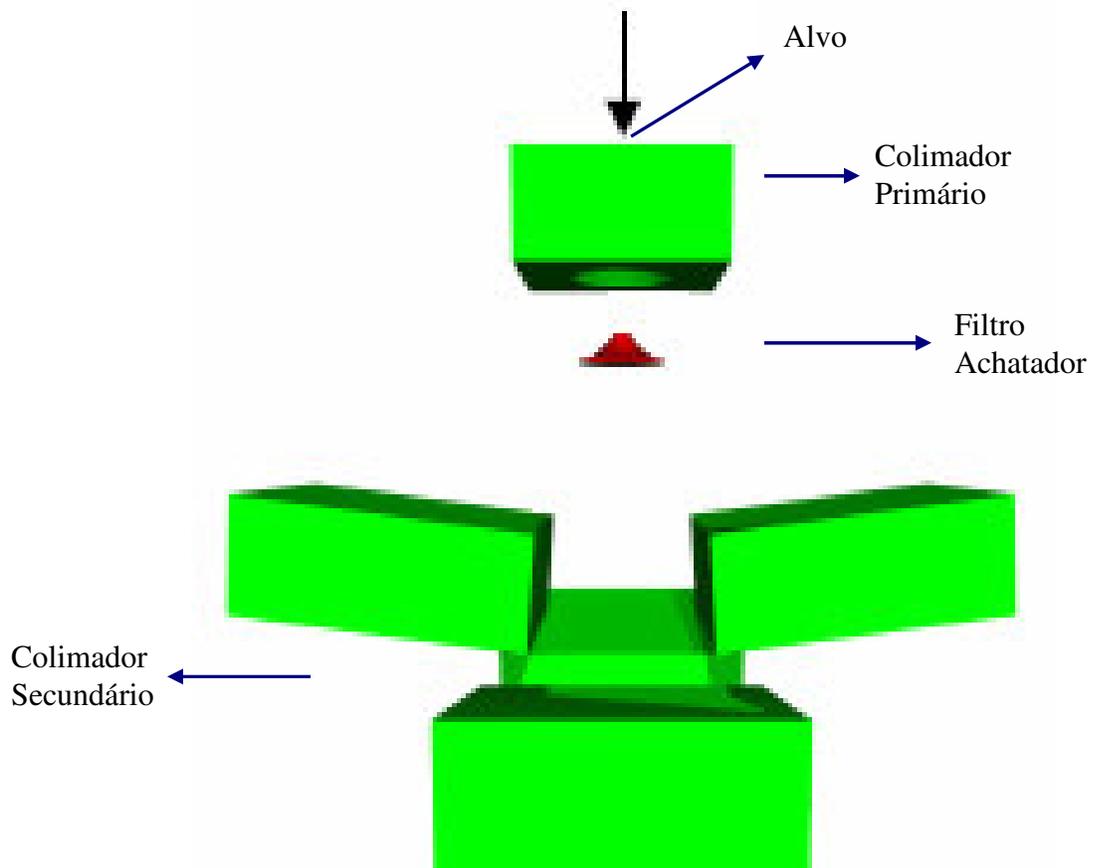


Figura 27 – Representação tridimensional do modelo computacional.  
Fonte: Tese de Doutorado de Michael K.Fix, 2001, Alemanha

#### IV.2.2 - Simulação da Porcentagem de Dose Profunda

A porcentagem da Dose Profunda representa a relação porcentual da dose numa determinada profundidade, em relação à dose na profundidade de equilíbrio eletrônico. (Scaff, 1947)

Os valores da porcentagem de dose profunda foram fornecidos pela Clínica de Radioterapia São Francisco, ou seja, das tabelas de cálculos utilizadas pelos físicos na rotina do planejamento técnico para o tratamento por radioterapia com fótons. O valor do PDP para a energia de 4MV para fótons está apresentado na tabela 3.

Tabela 3 – Valores da Porcentagem de dose profunda para fótons de 4 MV. Fonte: Clínica de Radioterapia São Francisco

PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA PARA FÓTONS DE 4MV								
d (cm)	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	10x10	12x12	25x25
1	100	100	100	100	100	100	100	100
2	95,5	95,8	97,2	97,4	97,5	97,6	97,7	98
3	89,3	92	92,5	92,9	93	93,3	93,5	94
4	83,9	86,8	87,4	87,8	88,2	88,7	89,2	90
5	79,4	81,3	82,2	82,9	83,4	84	84,4	85
6	73,9	76,1	77	77,9	78,6	79,5	80,1	80
7	68,9	71,3	72,2	73,2	74	75	75,8	76
8	65,4	66,9	68	69,1	69,8	71	71,7	72
9	60,2	62,8	63,7	64,7	65,5	66,6	67,7	68
10	55,2	58,5	59,8	60,8	61,7	62,7	63,7	64
11	52,4	54,9	56	57	57,8	59	60	61
12	48,8	51,1	52,3	53,4	54,3	55,7	56,8	57
13	45,6	47,8	49	50	51	52,4	53,5	54
14	42,5	44,7	45,8	46,9	47,8	49,3	50,3	51
15	49,7	41,9	43	44	45	46,4	47,5	48

Executando o Código de Monte Carlo obtivemos o perfil da porcentagem de dose em profundidade para diferentes tamanhos de campos quadrados e posições distintas em relação ao eixo central. Para isto foram simuladas 5 milhões de partículas e foi solicitado a leitura da dose absorvida em cilindros posicionados no eixo central e em outra situação estes cilindros foram deslocados para diferentes posições.

Confrontando os dados da clínica e os resultados da simulação através de uma regressão linear, foi calculado o fator de correlação entre as curvas. O Fator de Correlação R tem como objetivo encontrar o grau de relação entre duas curvas, ou seja, esta é a forma mais comum de análise envolvendo dados. O R pode assumir valores positivos (+) como negativos (-) e é semelhante ao coeficiente de regressão de uma reta ajustada num diagrama de dispersão. A magnitude de R indica quão próximos da “reta” estão os pontos individuais, quando R se aproxima de +1 indica pouca dispersão e uma correlação muito forte, quando R se aproxima de “zero” indica muita dispersão e uma ausência de relacionamento (Lopes, 2003).

Para este trabalho, os valores do fator de correlação de cada simulação está exposto na tabela 4:

Tabela 4 – Valores do Fator de Correlação R para os tamanhos de campos e posições em relação ao eixo central simulados

Campo (cm <sup>2</sup> )	Fator de Correlação R
5 x 5	0,9986
10 x 10	0,9840
25 x 25	0,9981
5 x 5 a 2cm do eixo	0,9983
10 x 10 a 4cm do eixo	0,9971
25 x 25 a 10cm do eixo	0,9989

Em todas situações com tamanhos de campos diferentes, observa-se que o fator de correlação R é muito próximo da unidade, o que nos mostra a eficiência e confiabilidade da simulação.

Os resultados da simulação estão apresentados através de gráficos. Para cada abertura de tamanho campo de radiação, os dados do primeiro gráfico correspondem a porcentagem

de dose profunda simulada, o segundo gráfico a regressão linear considerando os dados da literatura e os resultados da simulação.

i) Campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  no eixo central

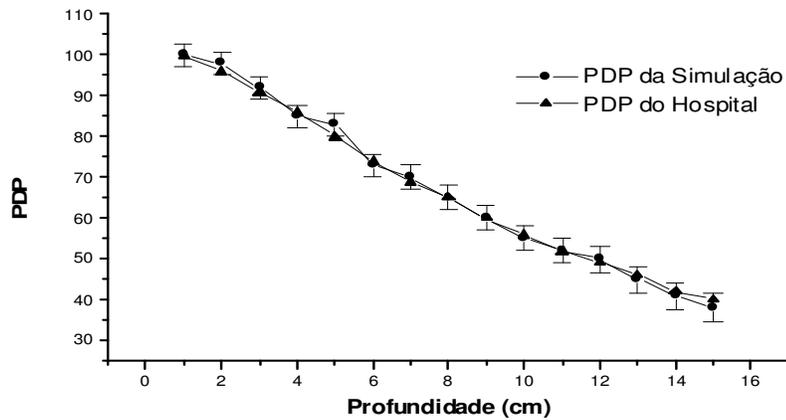


Figura 28 – Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

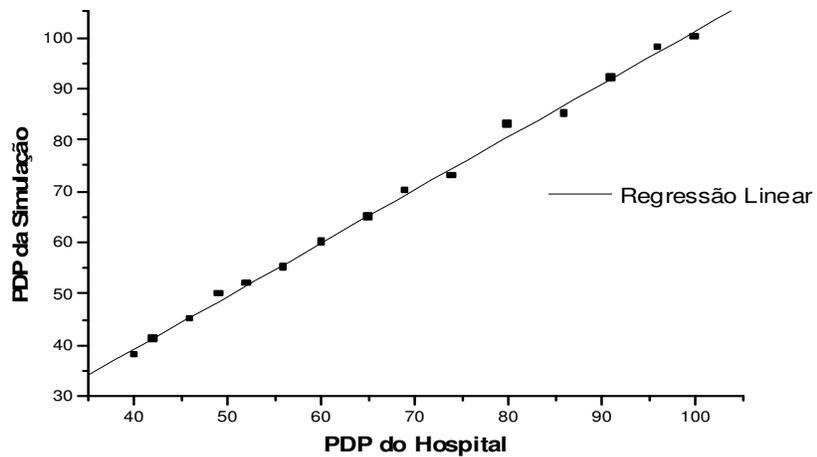


Figura 29 – Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

ii) Campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  no eixo central

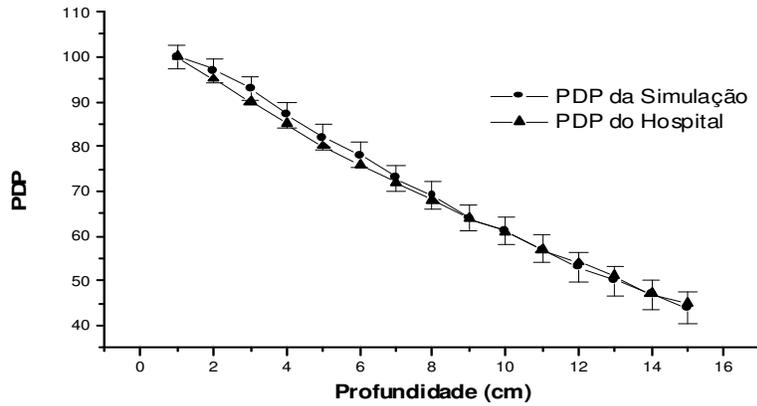


Figura 30 – Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

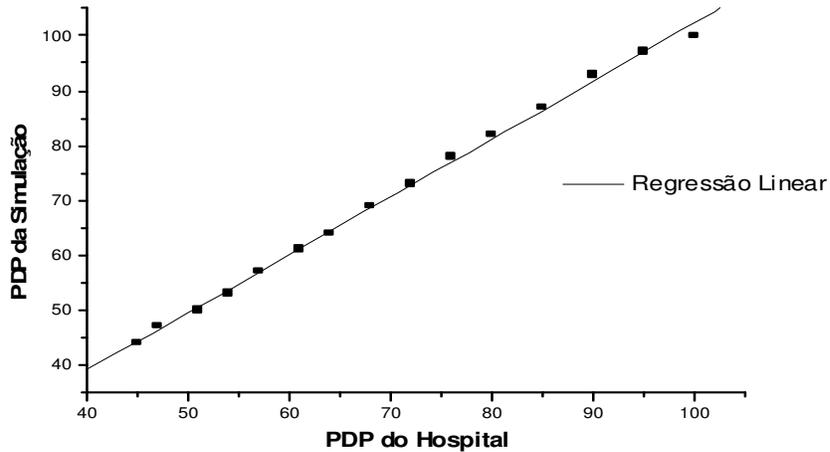


Figura 31 – Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

iii) Campo 25 x 25 cm<sup>2</sup> no eixo central

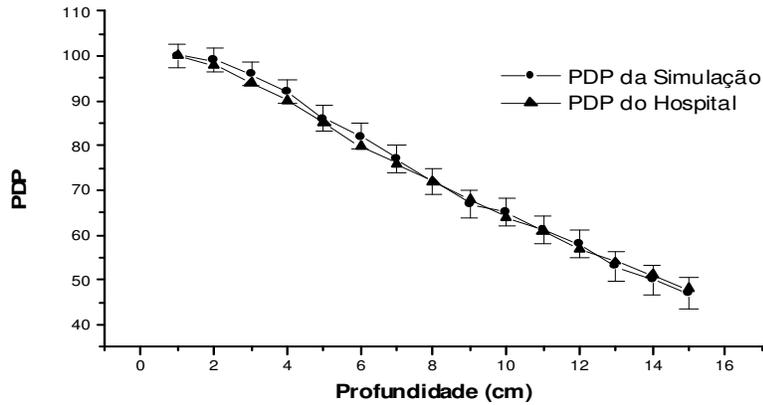


Figura 32 – Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo 25 x 25 cm<sup>2</sup>.

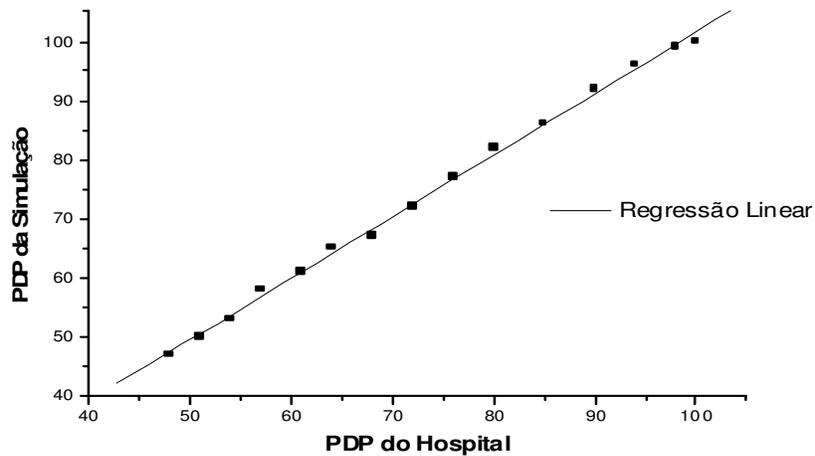


Figura 33 – Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo 25 x 25 cm<sup>2</sup>.

Para maior confiabilidade do modelo proposto na simulação, foi realizado medidas do valor da porcentagem de dose profunda fora do eixo central. Para o campo  $5 \times 5\text{cm}^2$  os pontos de leitura estão distantes 2cm do eixo primário, para a abertura de campo  $10 \times 10\text{cm}^2$  os pontos distam 4cm do eixo central e, para o campo  $25 \times 25\text{cm}^2$  os pontos de leitura distam 10cm do eixo central. Os resultados serão apresentados nos gráficos.

i) Campo  $5 \times 5\text{cm}^2$  a 2cm do eixo primário

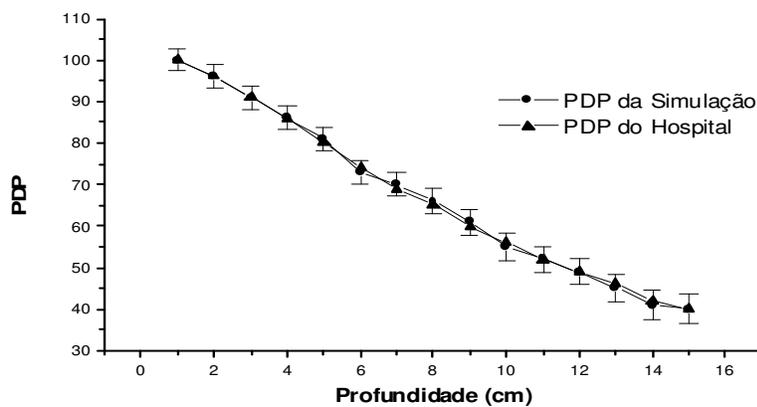


Figura 34 - Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo  $5 \times 5\text{cm}^2$  e distante 2cm do eixo central.

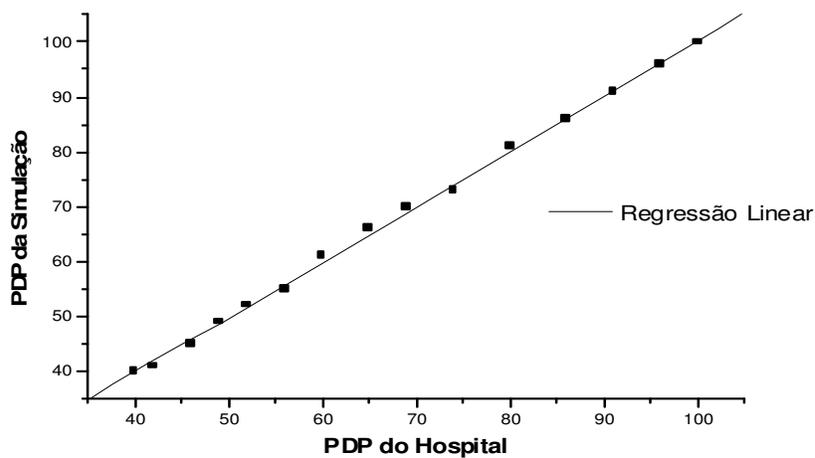


Figura 35 - Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo  $5 \times 5\text{cm}^2$  e distantes 2cm do eixo central.

ii) Campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a 4 cm do eixo central

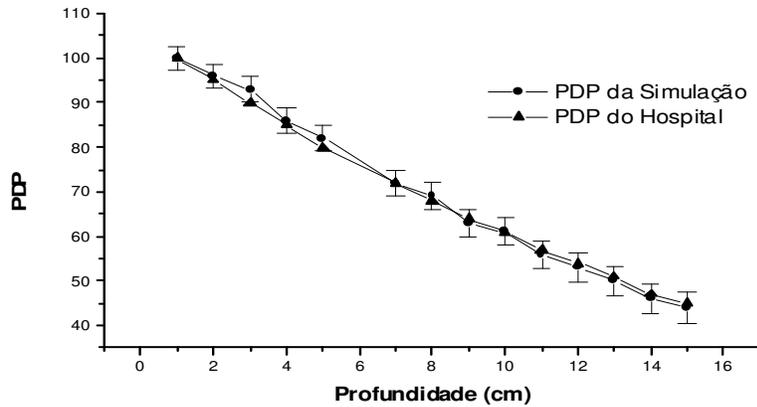


Figura 36 - Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e distante 4cm do eixo central.

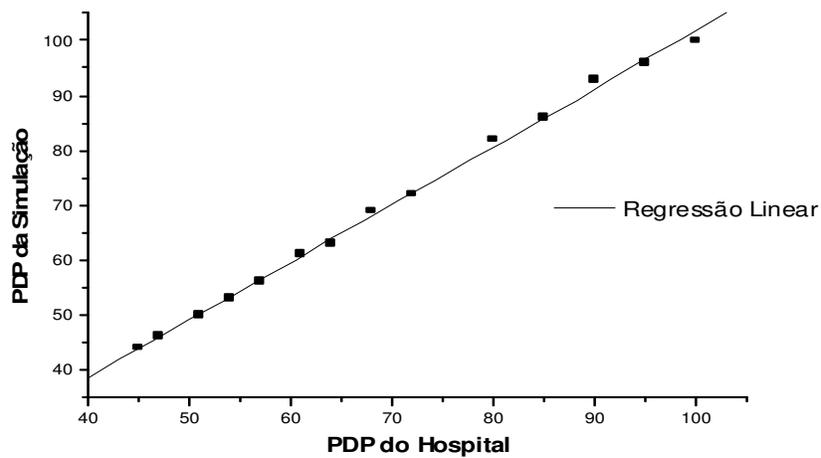


Figura 37 - Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e distantes 4cm do eixo central.

iii) Campo 25 x 25 cm<sup>2</sup>

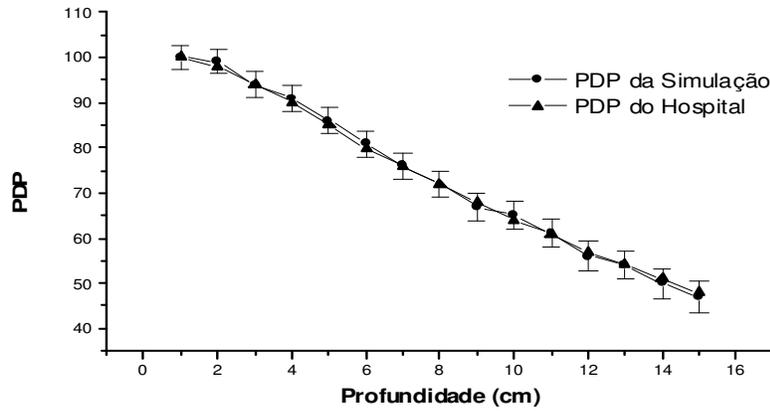


Figura 38 - Comparação da porcentagem de dose profunda da simulação com o valor fornecido pelo Hospital para abertura de campo 25 x 25 cm<sup>2</sup> e distante 10cm do eixo central.

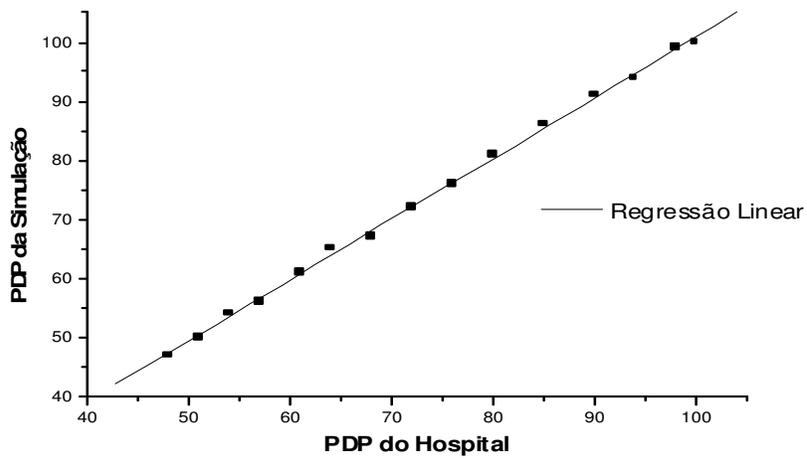


Figura 39 - Regressão linear da comparação dos valores da porcentagem de dose profunda da simulação e os dados fornecidos pelo hospital para abertura de campo 25 x 25 cm<sup>2</sup> e distantes 10cm do eixo central.

De imediato pode-se verificar o comportamento da porcentagem de dose profunda que decresce com o aumento da profundidade para todos os campos simulados, devido ao aumento da espessura do componente atenuador, que neste caso é o fantoma cheio de água. Assim sendo à medida que o fóton penetra em profundidade no fantoma de água, este sofre interações com os átomos do meio e vai cedendo energia, parte dela é absorvida pelo volume alvo e parte pode escapar. Também se observa uma dependência da porcentagem de dose profunda com os tamanhos dos campos retangulares simulados: quanto maior o campo de radiação, e tomando como referência um ponto de leitura em uma mesma profundidade, maior foi o valor da porcentagem de dose profunda verificada, isto porque com campos de radiação com áreas maiores, aumenta o número de interações dos fótons com os átomos do meio. Estas observações estão em concordância com o comportamento sugerido da porcentagem de dose profunda por Syllabus, 2003.

Para todos os tamanhos de campos de radiação simulados, o erro aumentou com o aumento da profundidade, variando no intervalo de 2,67% a 3,46%. O Fóton quando interage no meio provoca interações e destas podem surgir partículas com energias suficientes para produzir ionizações nos átomos vizinhos a eles. Uma reação em cadeia deste tipo pode acontecer por todo o volume alvo em virtude da energia da partícula incidente. Então neste trabalho o fóton incidente tem energia suficiente para apresentar este comportamento, sendo assim, justifica-se o erro apresentado na simulação que aumentou gradativamente com o aumento da profundidade de leitura do valor da porcentagem de dose profunda.

Pelo comportamento dos gráficos da porcentagem estarem em concordância com os dados fornecidos pela clínica, verifica-se então a viabilidade de utilização deste modelo para simulação da saída de feixes terapêuticos de fótons com energia de 4MV.

## V – CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS

- O modelo de voxel de tórax e abdome trás as informações sobre a composição química e densidade dos tecidos correspondentes aos cortes anatômicos selecionados e assim, para futuras aplicações poderá ser incorporado como um fantoma computacional para simulações utilizando o código de Monte Carlo para medida da dose absorvida em situações de protocolos de radioterapia de fígado.
- As estruturas da geometria da cabeça do acelerador linear foram dimensionadas conforme o modelo físico instalado no hospital e segue com exatidão os materiais e formas utilizadas, podendo ser utilizado como modelo virtual para geração do feixe de saída de fótons filtrado e colimado.
- Foi utilizado a geometria modelada do gantry e simulado o feixe de saída irradiando uma caixa preenchida com água, foram gerados a dose absorvida no eixo central em função da profundidade e a dose absorvida fora do eixo central em função da profundidade. As curvas traçadas demonstraram a variação da porcentagem de dose profunda com o tamanho de campo e com a profundidade, dados estes plotados graficamente e comparados com dados fornecidos pelos físicos da Clínica de Radioterapia São Francisco. Através do fator de correlação entre os dados simulados e o da clínica obteve-se os valores de  $R = 0.9986, 0.9984, 0.9981, 0.9983, 0.9971$  e  $0.9989$ . Então se verificou a viabilidade de utilização deste modelo para simular a porcentagem de dose profunda de um acelerador 4MV.
- A caracterização do feixe (conhecer a saída do feixe de radiação produzida pelo acelerador) foi apresentada satisfazendo a condição inicial do uso do método de Monte Carlo na simulação em radioterapia.
- Para futuras simulações de protocolos de radioterapia este trabalho fornece as ferramentas necessárias para estudar protocolos de tratamento de tumores no fígado,

possibilitando a incorporação do modelo de voxel de tórax e abdome no lugar do fantoma de água na geometria da simulação do feixe de saída do acelerador linear.

## V - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahnesjö A. and Aspradakis M. M., “Dose calculations for external photon beams in radiotherapy”, *Physcs in Medicine and Biology*, 44 R99-R155, 1999.

Ahnesjö A., Saxner M. and Trepp A., “A pencil beam model for photon dose calculation”, *Med. Phys.* 19 263-73, 1992.

Andreo P., “Monte Carlo techniques in Medical Radiation Physics”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 36, p. 861 – 920, 1991.

Bircher J., Benhamou, J. P., “Oxford Textbook of Clinical Hepatology”, Oxford Medical Publications, 1999.

Buldavari, S., O’Neil, M., Hedkelman, P. “The Merck index an encyclopedia of chemical, drugs, and biologicals”, Merck & Co, 1989.

De Baere T., Zhang X., Aubert B., “Quantification of tumor uptake of iodized oils emulsions of iodized oils: experimental study”, *Radiology*, 201:731-6, 1996.

Eisenberg, A. L. M., “TNM: Classificação de Tumores Malignos”, 6ed – Rio de Janeiro: INCA, 2004.

Faddegon B. A., O'Brien, P. and Mason, D. L. D., “The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields”, *Med. Phys.* 26 220-8, 1999.

Ferlay, J., Bray F., Pisani, P. and Parkin, D. M., “Cancer Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide”, CancerBase, 2001.

Fix, M. K., “Monte Carlo models for dosimetry in photn beam radiotherapy”, tese de doutorado, Swiss Federal Institute of Techonology, Zurique, Suíça, 2001.

Haad, C. K., Comunicação pessoal, Hospital Sírio Libanês, 2007.

ICRU report 24, “Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures”, 1976.

ICRU Report 44, Appendix A – Body Tissue Compositions, 1989.

Johns, H. E., Cunningham J. R., “The Physics of Radiology”, 4th edition, 1983.

Karzmark, C. J., Nunan, C. S. and Tanabe, E., “Medical Electron Accelerators”, 1993.

Khan, F. M., “The Physics Of Radiation Therapy”, ed. Williams & Winks, 1<sup>a</sup> ed., 1984.

Labrecque, D. R. E. M., Fredman, S. J., McQuaid, K. R. E., Grendell, J. H., “Current Diagnosis & Treatment in Gastroenterology”, Second Edition, McGraw Hill, 2003.

Liver Transplant Program and Center for Liver Disease. University of Southern California Department of Surgery

Lopes, L. F. D., “Apostila Estatística” DE – UFSM. pp 134-143, 2003.

Mackie, T. R., Bielajew, A. F., Rogers, D. W. O., Battista, J. J., “Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code”, Med. Phys. 33 1-20, 1988.

Mackie, T. R., Reckwerdt, P., McNutt, T., “Photon beam dose computations Teletherapy:Present and Future” AdvancedMedical Publishing, pp 103-135, 1996.

Mackie, T. R., Scrimger, J. W., Battista, J. J., “A convolution method of calculating dose for 15 MeV x rays”, Med. Phys. 12 188-96, 1985.

Manual do Equipamento Varian Clinac 6X 4MV.

McCall, R. C., McIntyre, R. D., Turnbull, W. G., “Improvement of linear accelerator depth-dose curves”, Med. Phys. 5 518-24, 1978.

MCNP<sup>TM</sup> – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, version 5, April 2003.

Mohan, R., “Why Monte Carlo? XII Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy”, Salt Lake City, Utah, pp 16-18, 1997.

Mohan, R., Chui, C., Lidofsky, L., “Differential pencil beam dose computation model for photons”, Med. Phys. 13 64-73, 1986.

Rogers, D. W. O., Bielajew, A. F., “Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry” San Diego, CA: Academic Press, pp 427-539, 1990.

Salvajoli, J. V., Souhami, L., Faria, L. S., “Radioterapia em Oncologia”, ed. Medisi, p.87 – 89, 1999.

Sätherberg, A., Karlsson, M., “Calculation of photon energy and dose distributions in a 50 MV scanned photon beam for different target configurations and scan patterns”, Med. Phys. 25 236-40, 1998.

Scaff, L.A. M., “Bases Físicas da Radiologia – Diagnóstico e Terapia”, ed. Sarvier, São Paulo, 1947.

Scharf, W., “Biomedical Particle Accelerators”, American Institute of Physics, p. 199, 1997.

Shin, H., Lee, C., Park, H., Seol, S., Chung, J., Choi, H., Ahn, Y., Shingenast, T., “Hepatitis B and C Virus, Clonorchis sinensis for the Risk of Liver Cancer: A Case-

Control Study in Pusan, Korea”, International Journal of Epidemiology 25:5, p.933-940, 1996.

Syllabus, “Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and studentes”, Internacional atomic energy agency, 2003.

Sobotta, J., “Sobotta Atlas de Anatomia humana”, ed Guanabara Koogan. 2006.

Sun, J. J., Zhou, X. D., Liu, Y. K., Tang, Z. Y., Feng, J. X., Zhou, G., Xue, Q., Chen, J., “Invasion and mestastis of liver cancer: expression of intracellular adhesion molecule 1”, Journal of Cancer Research and Clinical Oncology, 125:1 p28-34, 1999.

Trindade, B. M., “Desenvolvimento de sistema computacional para dosimetria em radioterapia por nêitrons e fótons baseado em método estocástico – Siscodes, Tese de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, 2004.

Url: [www.livercancer.com](http://www.livercancer.com), “The liver program”, Allegheny General Hospital.

Van Dyk, J., “Introduction the Modern Technology of Radiation Oncology”, Medical Physics Publishing, pp 1-17, 1999.

## VI – ANEXOS

### VI.1 Imagens do Modelo de Vóxel de Tórax e abdome

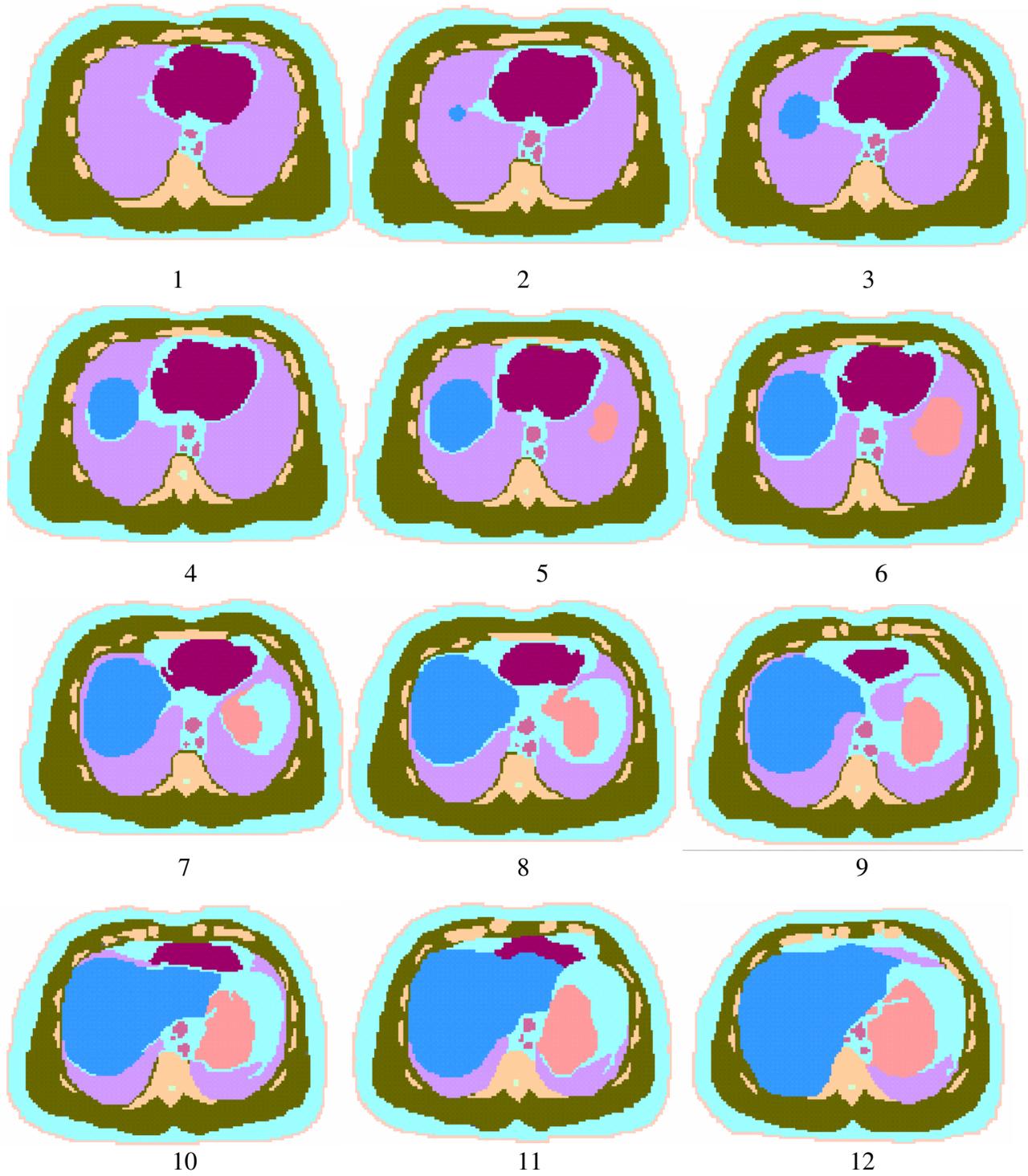


Figura A.1.1 – Sequência de imagens 1-12 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.

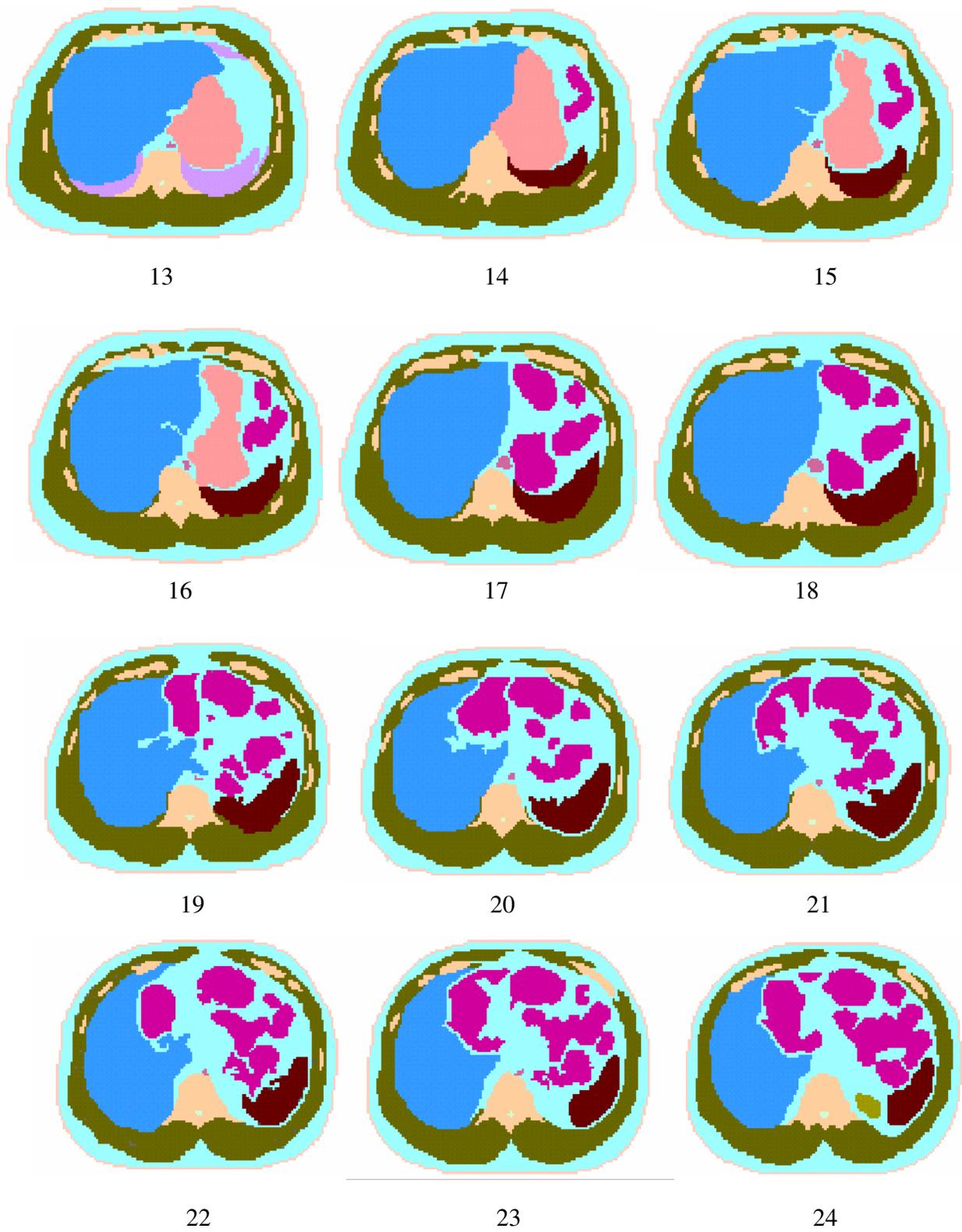


Figura A.1.2 – Sequência de imagens 13-24 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.

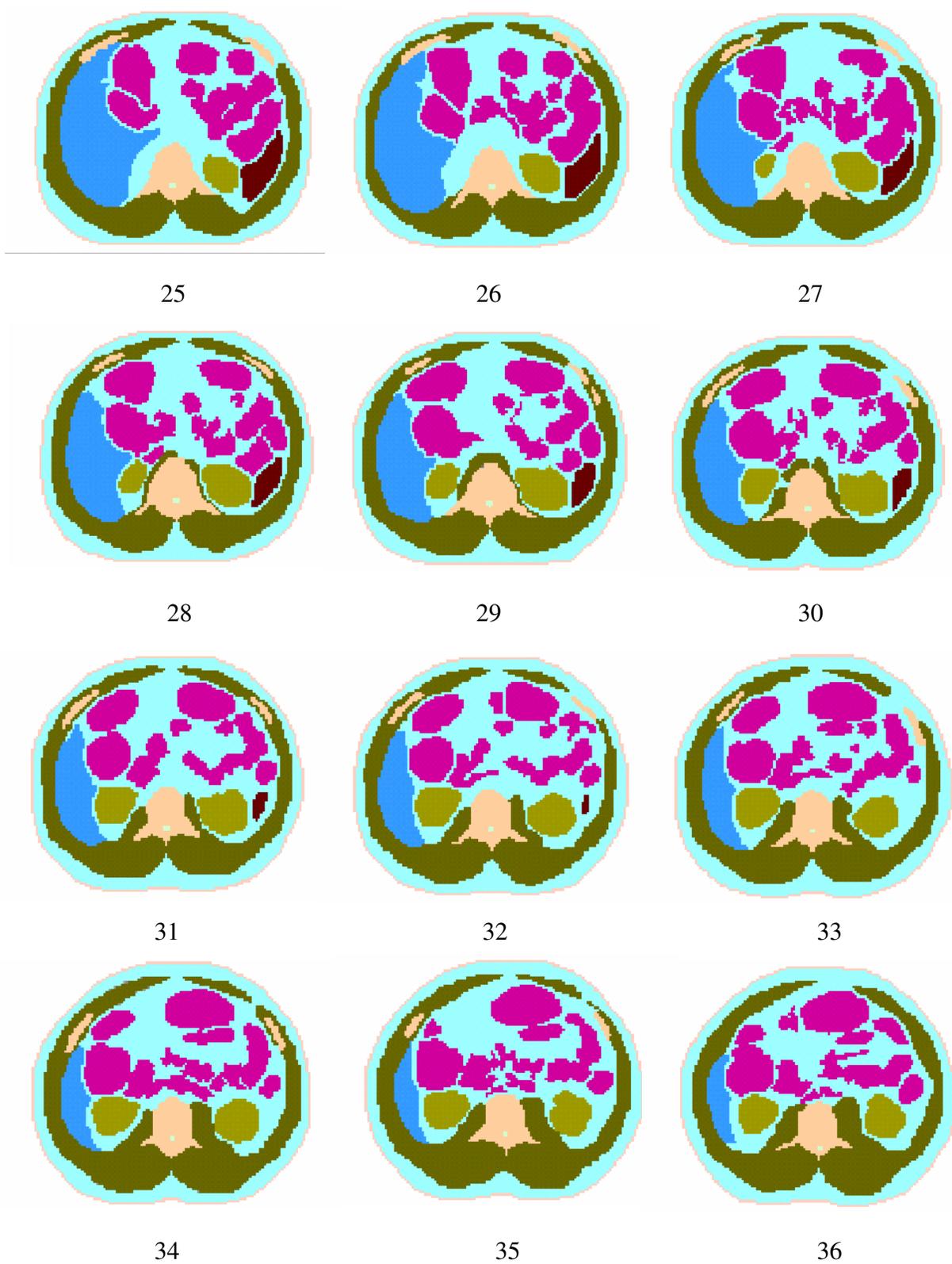


Figura A.1.3 – Sequência de imagens 25-36 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.

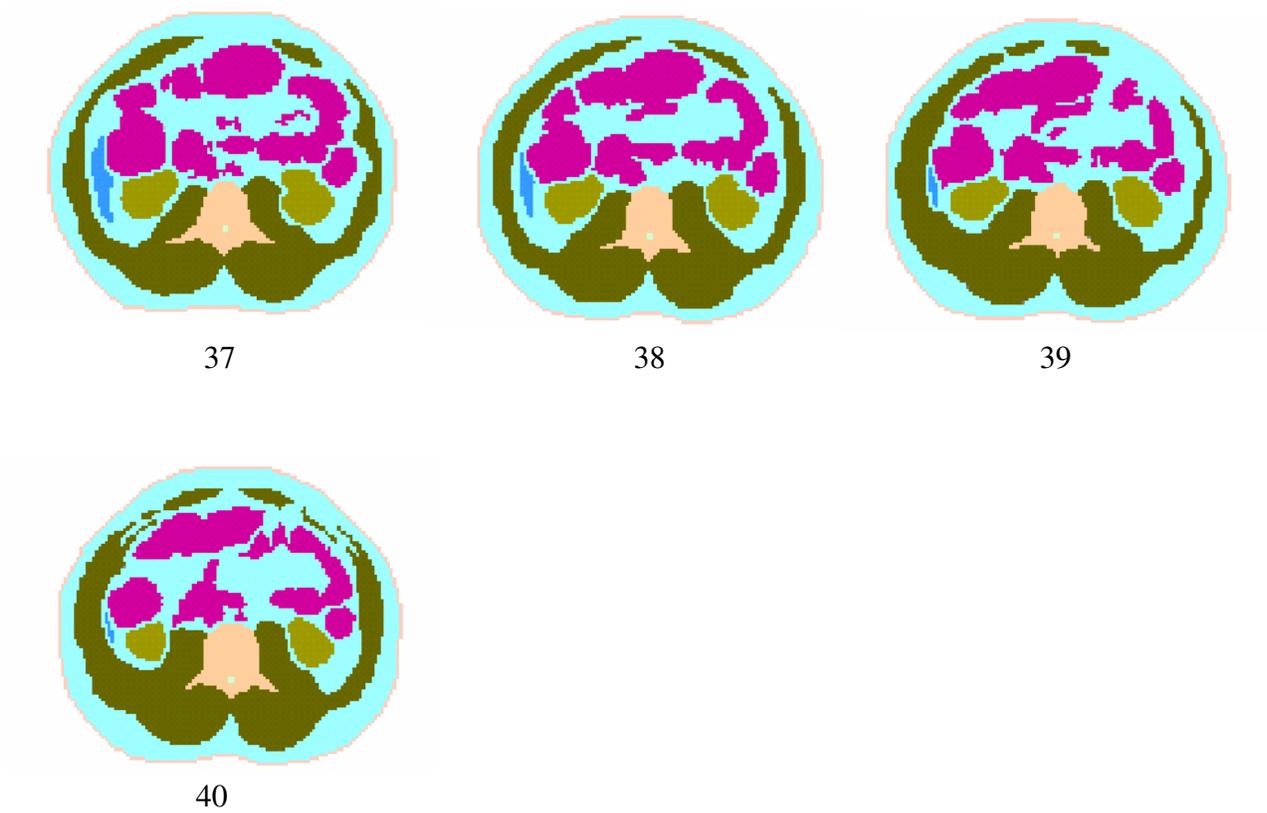


Figura A.1.4 – Sequência de imagens 37-40 do modelo de voxel distantes 5mm entre cada corte anatômico.

## VI.2 - Curvas de Isodoses

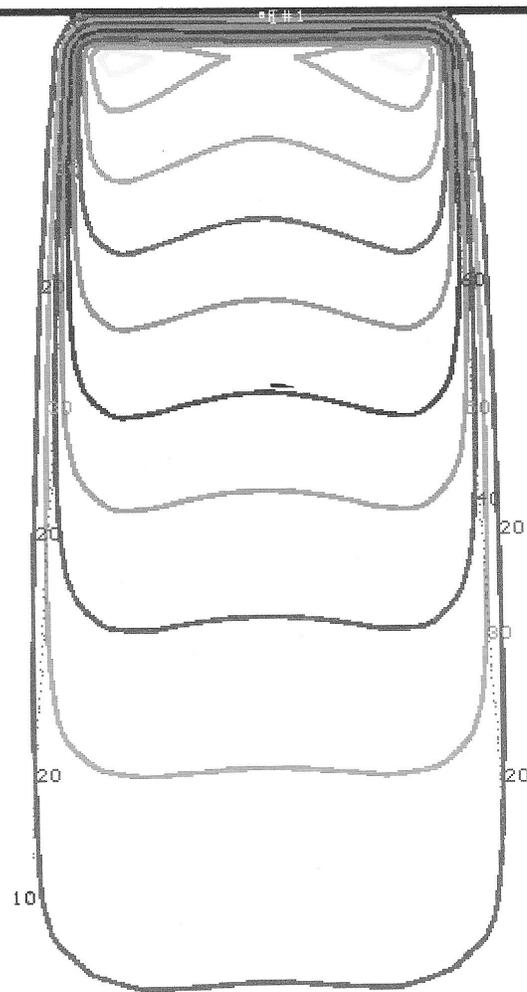


Figura A.2.1 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo 5 x 5 cm<sup>2</sup>

Fonte: Instituto de Radioterapia São Francisco

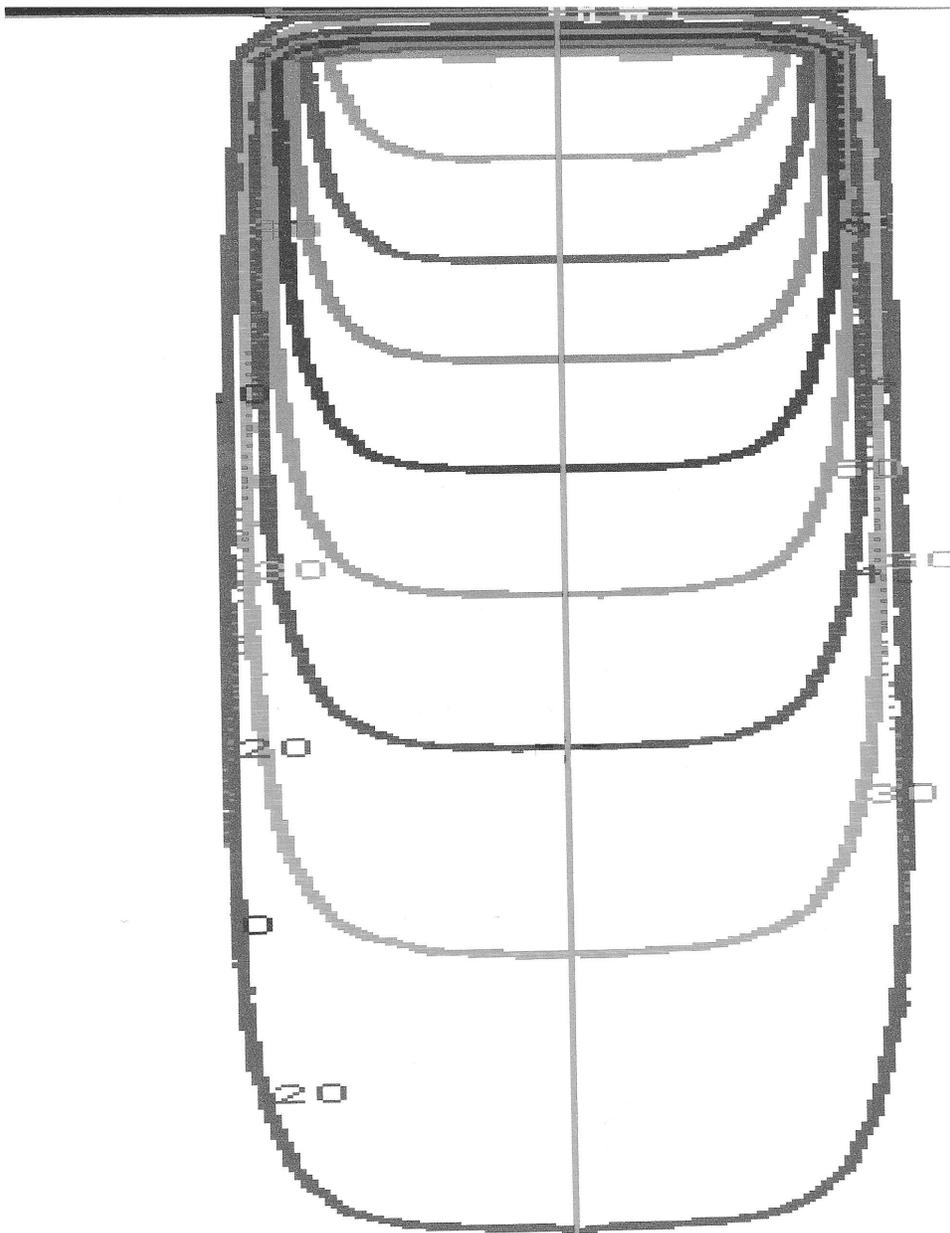


Figura A.2.2 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>  
Fonte: Instituto de Radioterapia São Francisco

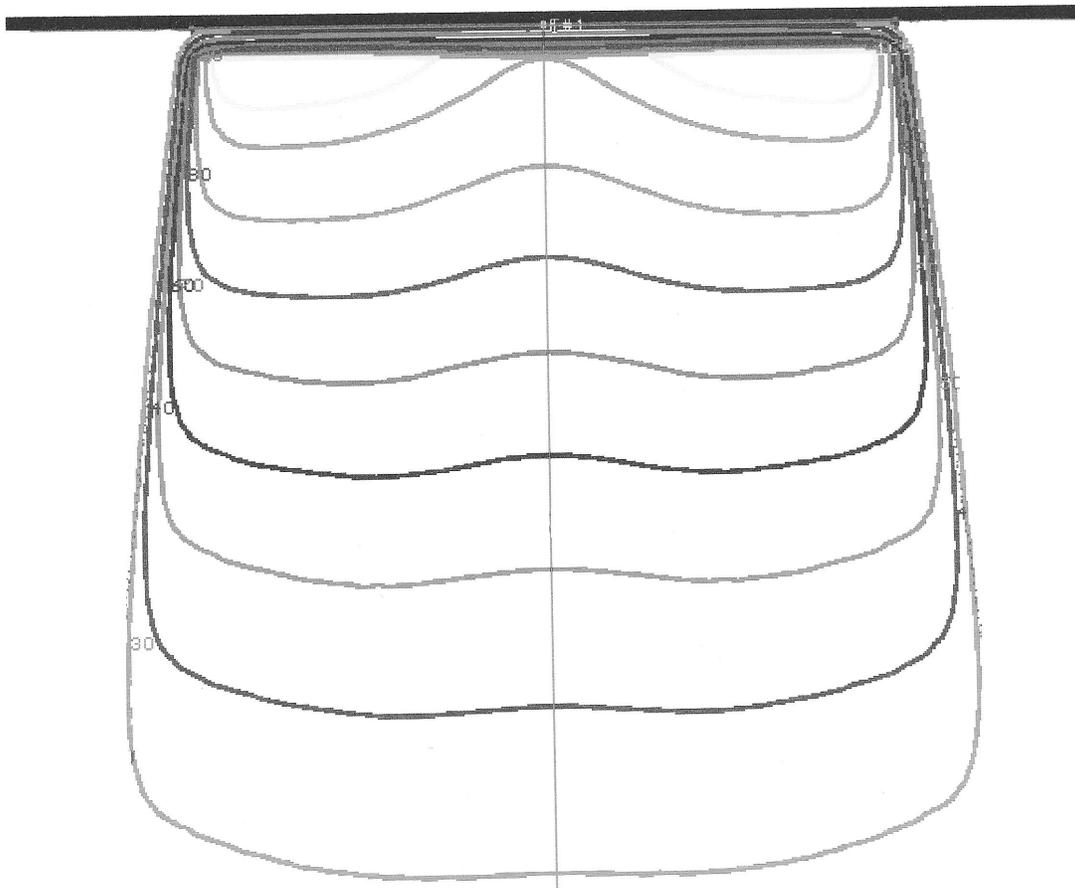


Figura A.2.3 - Curva de Isodose do Clinac 4MV para o campo 25 x 25 cm<sup>2</sup>  
Fonte: Instituto de Radioterapia São Francisco

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)