INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA - IRD

Arthur Cesar Mondaini Cunha

Sergio Luiz Meinicke da Silva Braga

Wellington Guimarães Almeida

Avaliação de Sistemas de Planejamento de Tratamentos Radioterapêuticos envolvendo Heterogeneidades.

Rio de Janeiro

2011

Arthur Cesar Mondaini Cunha

Sergio Luiz Meinicke da Silva Braga

Wellington Guimarães Almeida

Avaliação de Sistemas de Planejamento de Tratamentos Radioterapêuticos envolvendo Heterogeneidades.

Trabalho de conclusão do curso de Pós-graduação Lato-sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas apresentado ao Instituto de Radioproteção de Dosimetria - IRD.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa - IRD

Rio de Janeiro

Novembro / 2011

Arthur Cesar Mondaini Cunha

Sergio Luiz Meinicke da Silva Braga

Wellington Guimarães Almeida

Avaliação de Sistemas de Planejamento de Tratamentos Radioterapêuticos envolvendo Heterogeneidades.

Trabalho de conclusão do curso de Pós-graduação Lato-sensu em Proteção Radiológica e Segurança de Fontes Radioativas apresentado ao Instituto de Radioproteção de Dosimetria - IRD.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa - IRD

BANCA EXAMINADORA

_____

Professor Dr. Eduardo de Paiva

_____

Professora Dr[a]. Lidia Vasconcellos de Sá

Rio de janeiro

Novembro / 2011

Cunha, A. C. M. *et al*
Avaliação de sistemas de planejamento de tratamentos radioterapêuticos envolvendo heterogeneidades / Arthur Cesar Mondaini Cunha; Sérgio Luiz Meinicke da Silva Braga; Wellington Guimarães Almeida. – Rio de Janeiro: IRD, 2011.
xiv, 83 f..; 29cm.

Orientador: Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa
Monografia (Lato-Sensu) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria.

Referências bibliográficas: f. 79 - 83

1. Heterogeneidade Tecidual. 2. Algoritmo de Correção. 3. Planejamento Radioterápico .I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. II. Título.

Esta obra é dedicada aos nossos familiares, que nos apoiaram a alcançar mais este objetivo.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradecemos a Deus por nos proporcionar saúde física e mental para realização deste trabalho de conclusão de curso.

Agradecemos também todas as pessoas que de uma forma ou de outra contribuíram para que fosse possível a conclusão do mesmo. Em especial, aos nossos familiares que assimilaram a necessidade dos nossos esforços e dedicação nessa empreitada.

Não poderíamos esquecer-nos de agradecer ao Professor Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, por sua presteza, disponibilidade, paciência e compreensão todas as vezes que fomos a sua sala para tratar desse trabalho, mostrando-se sempre atento e entendendo, perfeitamente, nosso tempo exíguo.

Agradecemos a iniciativa da AIEA (Agência Internacional de Energia Atômica) em conjunto com o CNEN (Conselho Nacional de Energia Nuclear) em realizar um curso de extrema qualidade com professores altamente qualificados, que contribuíram para o nosso crescimento profissional.

A Aline por todas as revisões feitas em nossos rascunhos, procurando uma melhor maneira para se expressar.

Aos colegas de turma por proporcionarem momentos agradáveis de descontração, criando vínculos de amizade que serão levados além da duração do curso.

Obrigado a todos.

“Não acredite em algo simplesmente porque ouviu. Não acredite em algo simplesmente porque todos falam a respeito. Não acredite em algo simplesmente porque esta escrito em seus livros religiosos. Não acredite em algo só porque seus professores e mestres dizem que é verdade. Não acredite em tradições só porque foram passadas de geração em geração. Mas depois de muita análise e observação, se você vê que algo concorda com a razão, e que conduz ao bem e beneficio de todos, aceite-o e viva-o.”.

(Buda)

RESUMO

Os sistemas de planejamento de tratamento em radioterapia (SPT) podem falhar bastante em situações que envolvam heterogeneidades, principalmente heterogeneidades de baixa densidade. Este problema é ainda maior quando são utilizados campos de radiação pequenos, com aresta inferior a 5 cm, típicos de IMRT e radiocirurgia. Neste trabalho é feita uma revisão de dois artigos recentes que avaliam os SPT Eclipse, CadPlan e Helax-TMS, operando com os algoritmos Batho, Batho Modificado, Equivalente Tecido-Ar, Algoritmo Analítico Anisotrópico, *Pencil Bean* e Cone Colapsado. Observou-se que os algoritmos baseados em correções matemáticas (Batho, Batho Modificado, Equivalente Tecido-Ar e Pencil Bean) podem falhar em até 100% no cálculo do percentual de dose em profundidade, sendo o principal motivo desta falha a não consideração do desequilíbrio eletrônico lateral, enquanto os algoritmos baseados parcialmente em Monte Carlos (Algoritmo Analítico Anisotrópico, Cone Colapsado) podem falhar em até 40% no caso do Algoritmo Analítico Anisotrópico e em até 8% quando do uso do Algoritmo Cone Colapsado, sendo os pontos de maiores diferenças nos dois algoritmos, encontrados próximos à região de interface entre o tecido mole e o tecido de pulmão.

Palavras-chave: Heterogeneidade; Algoritmo de Correção; Desequilíbrio Eletrônico Lateral.

ABSTRACT

The treatment planning systems used in radiotherapy can fail in situations involving heterogeneities, especially low-density ones. This problem is even more important when small radiation fields are used, with lateral edge smaller than 5 cm, typical IMRT and radiosurgery fields. In this paper a review of two recent articles that evaluate the TPS Eclipse, CadPlan and Helax TMS-operating with the algorithms Batho, Modified Batho, Equivalent Tissue-Air, Anisotropic Analytical Algorithm, TMS collapsed cone and TMS Pencil beam was carried out. It was observed that the algorithms based on mathematical corrections (Batho, Modified Batho, Equivalent Tissue-Air and Pencil Bean) may fail up to 100% in calculating the percentage depth dose, being the main reason for this failure not to consider the lateral electronic desiquilibrium, while the algorithms based partly on Monte Carlo (Anisotropic Analytical Algorithm, collapse cone) failure by 40% in the case of Anisotropic Analytical Algorithm and up to 8% when the collapsed cone algorithm is used, with the points of major differences in the two algorithms found near the interface region between soft tissue and lung tissue

Keywords: Keywords: Heterogeneity, Correction Algorithms, Side Electronic Unbalance

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Geometria para medida do TPR. (a) Geometria para medida da dose D_x na posição d interior do meio espalhador, (b) geometria para medida da dose x D' na posição d'_x no interior do meio espalhador, DFS (Distância Fonte Superfície) e DFI (Distância Fonte Isocentro). 31

Figura 2: Gráfico PDP x Profundidade 32

Figura 3: Imagem de BEV no sistema de planejamento CadPlan. 37

Figura 4: Gráfico de histograma de dose por volume (HDV). 37

Figura 5: Irradiação de camadas heterogêneas 41

Figura 6: Foto do simulador de pulmão utilizado por da Rosa e colaboradores 55

Figura 7: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 61

Figura 8: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 62

Figura 9: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 62

Figura 10: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 1 x 1 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 63

Figura 11: O gráfico representa a razão entre as curvas de PDP obtidas pelo sistema Eclipse® e por simulação de Monte Carlo para o campo 2 x 2 cm^2, para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 63

Figura 12: O gráfico representa a razão entre as curvas de PDP obtidas pelo sistema Eclipse® e por simulação de Monte Carlo para o campo 1 x 1 cm^2, para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA. 64

Figura 13: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 70

Figura 14: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 70

Figura 15: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 71

Figura 16: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 72

Figura 17: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 73

Figura 18: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 73

Figura 19: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 74

Figura 20: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 75

Figura 21: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 75

Figura 22: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado. 76

Figura 23: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado..... 77

Figura 24: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, *Pencil Beam* e Cone Colapsado..... 77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de peso (w_T) para órgãos ou tecidos.....21
Tabela 2: Níveis de estadiamento do câncer. 24

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA:	Algoritmo Analítico Anisotrópico.
AAPM:	American Association of Physicists in Medicine.
AIEA:	Agência Internacional de Energia Atômica.
AJCC:	American Joint Committee on Cancer.
BMod:	Lei de Potência de Batho Modificada.
BPL:	Lei de Potência de Batho Generalizada.
cGy:	Centigray.
CNEM	Comissão Nacional de Energia Nuclear.
col K:	KERMA de Colisão.
CQ:	Controle de Qualidade.
CTV:	Clinical Tumor Volume.
D:	Dose Absorvida.
DFI:	Distância Fonte Isocentro.
DFS:	Distância Fonte Superfície.
DICOM:	Digital Imaging Communications in Medicine.
EGSnrc:	Electron Gamma Shower of National Research Council Canada.
EQTAR:	Razão Tecido-Ar Equivalente.
ESTRO:	European Society for Therapeutic Radiation Oncology.
FORTRAN:	Mathematical Formula Translatio System.
GTV:	Gross Tumor Volume.
Gy:	Gray.
HDV:	Histograma de Dose por Volume.
HU:	Unidades de Housfield.
ICF:	Fator de Correção para Heterogeneidade.
ICRU:	International Commission on Radiation Units and Measurements
ICRP:	International Commission on Radiological Protecion.
IRD:	Instituto de Radioproteção e Dosimetria.
IMRT:	Radioterapia de Intensidade Modulada.
INCA:	Instituto Nacional do Câncer.
KERMA:	Kinectic Energy Released per Unit of Mass.

MC:	Monte Carlo.
MLC:	Multi-Leaf Collimator.
NEA:	Nuclear Energy Agency.
PB:	Pencil Beam.
PDP:	Porcentagem de Dose Profunda.
PEGS4:	Preproccessor of EGS4.
PET:	Positron Emission Transmission.
PENELOPE:	Penetration and Energy Loss of Positron and Electrons.
PMMA:	Polimetil Metacrilato.
PTV:	Planning Target Volume.
rad K:	KERMA de Radiação.
SAD:	Distância Fonte-Isocentro.
SAR:	Razão Espalhamento-Ar.
SPT:	Sistema de Planejamento de Tratamento.
SSD:	Distância Fonte-Superfície.
TAR:	Razão Tecido-Ar.
TC:	Tomografia Computadorizada.
TRS:	Techinical Reports Series.
TL:	Termoluminescência.
TLD:	Dosímetro Termoluminescente.
TMR:	Razão-Tecido Máxima.
TPR:	Razão Tecido-Fantoma.
UVB:	Ultravioleta tipo B.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 17
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS 20
2.1 O CÂNCER 20
2.1.1 Câncer de Pulmão 22
2.1.2 Tipos de Câncer de Pulmão 22
2.1.3 Estadiamento 23
2.1.4 Sinais e Sintomas de Câncer de Pulmão 24
2.2 ANATOMIA DO PULMÃO E SISTEMA RESPIRATÓRIO 25
2.3 RADIOTERAPIA 25
2.4 GRANDEZAS RADIOLÓGICAS IMPORTANTES EM RADIOTERAPIA 27
2.4.1 Dose Absorvida 27
2.4.2 Kerma 28
2.4.3 Relação entre Dose Absorvida e Kerma 28
2.4.4 Equilíbrio de Partículas Carregadas 29
2.4.5 Desequilíbrio Eletrônico Lateral 29
2.5 PARÂMETROS DE PLANEJAMENTO 30
2.5.1 Razão Tecido - Fantoma e Razão Tecido Máximo 30
2.5.2 Percentual de Dose Profunda 31
2.5.3 Razão Espalhamento-Ar 33
2.5.4 Razão Tecido-Ar 33
2.6 PLANEJAMENTO EM RADIOTERAPIA DO PULMÃO 34
2.6.1 Delimitação do Alvo 34
2.7 SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO 35
2.7.1 Sistema de Planejamento Computadorizado Cadplan 35
2.7.2 Sistema de Planejamento Eclipse® 38
2.7.3 Sistema de Planejamento Helax-Tms 39
2.8 ALGORITMO DE CORREÇÃO DE HETEROGENEIDADE 40
2.8.1 Batho 40
2.8.2 Batho Modificado 42
2.8.3 Razão Tecido-Ar Equivalente 42
2.8.4 Algoritmo Analítico Anisotrópico 43

*2.8.*5 Algoritmo Pencil Beam....44
2.8.6 Algoritmo Cone Colapsado....44
2.9 INSTRUMENTAÇÃO....45
2.9.1 Dosimetria Termoluminescente....45
2.9.1.1 Termoluminescência....45
2.9.2 Propriedade dos Materiais Termoluminescentes....46
2.9.3 Instrumentos para Análise de Dosímetros TLD....48
2.9.4 Incertezas Associadas....48
2.10 MÉTODO MONTE CARLO....49
2.10.1 História....49
2.10.2 Característica....49
2.10.3 EGSnrc....50
2.10.4 PENELOPE....52
2.11 TRABALHOS ANALISADOS....53
2.11.1 AVALIAÇÃO DE PERCENTUAL DE DOSE PROFUNDA EM MEIOS HETEROGÊNEOS UTILIZANDO DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE....53
2.11.1.1 Materiais....54
2.11.1.2 Métodos....55
2.11.1.3 Resutados....59
2.11.2 COMPARAÇÃO DE ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE EM SIMULADORES DE PULMÃO COM HETEROGENEIDADES EQUIVALENTES EM CONDIÇÕES DE DESEQUILÍBRIO ELETRÔNICO LATERAL....64
2.11.2.1 Materiais....65
2.11.2.2 Métodos....66
2.11.2.3 Resultados....68
3. CONCLUSÃO....78
REFERÊNCIAS....79

1. INTRODUÇÃO

Radioterapia é o uso de radiação ionizante, tais como fótons de alta energia ou partículas, para tratar pacientes com câncer e ocasionalmente condições não-malignas, sendo um modo efetivo para tratar muitos tipos de cânceres em quase toda parte do corpo. Mais da metade das pessoas com câncer são tratadas com radiação.

A radiação ionizante aplicada ao tumor e interage com os átomos do corpo, dando origem à ejeção de elétrons rápidos que ionizam sua circunvizinhança, criando efeitos como a hidrólise (quebra de moléculas aquosas) e a ruptura da cadeia de DNA, inativando sistemas vitais para a célula e a sua capacidade de reprodução.

Antes de se realizar qualquer tipo de tratamento em radioterapia, necessita-se, que o físico médico faça o seu planejamento, pois qualquer erro na execução desse procedimento pode causar danos irreversíveis ao tecido sadio irradiado. Na execução desse planejamento, o profissional levará em consideração vários fatores, de modo que a dose prescrita pelo médico distribua-se de forma homogênea no volume de tratamento. São eles: o tamanho de campo, a profundidade de entrega da dose prescrita, o uso de filtro ou bandeja, a escolha da energia e o volume irradiado.

No caso do planejamento do tratamento de pulmão, será dada uma atenção especial à margem de movimento (devido à respiração), à proximidade com órgãos vitais como o esôfago, à medula espinhal e ao coração, bem com a heterogeneidade representada pelo próprio tecido do pulmão.

O corpo humano é composto por diferentes tipos de células, isso contribui para que haja tecidos com densidades diferentes. Devido a esta diferença de densidade, os efeitos da radiação sobre os diferentes tecidos sofrerão variação, de modo que tanto a absorção da radiação quanto o seu espalhamento serão diferentes dependendo do tecido, alterando assim o perfil da variação da dose com a profundidade de tecido. É possível citar algumas regiões do corpo humano que se constituem em heterogeneidades importantes, como por exemplo, o pulmão, os ossos, os dentes, as cavidades orais, passagens nasais e o cérebro. As próteses

metálicas inseridas cirurgicamente também podem alterar significativamente o perfil de dose em profundidade. (DA ROSA *et al*.,2010)

No ano de 1972, Godfrey Hounsfield (CARVALHO, 2007) realizou o invento, que definitivamente contribuiria para o avanço tecnológico da medicina, criando o primeiro aparelho tomógrafo. Com o uso desse equipamento, tornou-se possível a verificação *in vivo* da densidade de todo o tecido humano, pois até esse momento, as doses eram calculadas considerando que o corpo humano fosse formado inteiramente de água. A partir desse momento deu-se início a pesquisas visando incorporar as correções de densidade na distribuição de dose, criando-se algoritmos, que foram incorporados aos sistemas de planejamento de tratamento (SPT). Ao se considerar uma região heterogênea como homogênea, pode-se causar sub ou sobre-dosagem nessa região, o que não será benéfico para o tratamento (CARRASCO *et al*., 2004)

O uso de campos de radiação eletromagnética, fótons, de pequenas áreas, principalmente na presença de materiais heterogêneos de baixa densidade, pode se tornar um cenário complexo para ser analisado por um Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) com a finalidade de determinação das distribuições de dose. Este fato torna-se mais importante ainda, se os algoritmos de correção de heterogeneidades presentes no SPT não são capazes de considerar o desequilíbrio eletrônico lateral que ocorre em tais condições (CARRASCO *et al*., 2004; EZZELL., 2003; DA ROSA *el al* 2010). Os feixes de radiação estreitos são atualmente muito comuns na radioterapia, principalmente quando novas tecnologias de tratamento são empregadas como, por exemplo, a radioterapia de intensidade modulada (sigla em inglês IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*) e a radiocirurgia (CARRASCO *et al*., 2004; MOSKVIN *et al.,* 2004).

O tecido pulmonar é uma das mais importantes heterogeneidades de baixa densidade que podem impactar sobre o sucesso de um tratamento radioterapêutico. Esta heterogeneidade merece atenção especial não só porque a ausência de equilíbrio eletrônico pode interferir na qualidade do planejamento do tratamento quando feixes de fótons estreitos estão envolvidos no processo, mas também devido ao movimento dos pulmões durante a respiração do paciente, que é um fator

adicional de complexidade na administração da dose terapêutica (ROSU *et al.*, 2007).

Adicionalmente, o tratamento do câncer de pulmão se torna, ainda, mais importante no Brasil quando, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA) (www.inca.gov.br), em 2011, são esperados 236.240 novos casos de câncer. Deste total, 27.630 são de câncer de pulmão, sendo 17.800 em homens e 9.830 em mulheres. A taxa de mortalidade é a mais elevada entre todos os tipos de câncer, em torno de 20.622, sendo 13.141 homens e 7.480 mulheres.

Neste trabalho será apresentada uma revisão de publicações (CARRASCO *et al*., 2004; DA ROSA *et al.,2010)* de diferentes autores que estudaram o desempenho dos algoritmos existentes para os sistemas de planejamento de tratamento Eclipse, Cadplan e Helax-TMS quando a região heterogênea constituída pelo pulmão se faz presente. Os algoritmos considerados são o Batho, o Batho Modificado, a Razão Tecido Ar Equivalente, TMS "*Pencil Beam*", Cone Colapsado e o Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA).

OBJETIVO DO TRABALHO

Revisar dois artigos (Da Rosa *et al,* 2010*;* e Carrasco *et al.,* 2004) que estudaram três sistemas de planejamento com algoritmos de correção de heterogeneidade diferentes considerando o tecido pulmonar.

JUSTIFICATIVA PARA O TRABALHO

Avaliar a capacidade dos sistemas de planejamento ao trabalhar em determinadas condições específicas.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 O CÂNCER

É uma doença que afeta geneticamente a célula, causando crescimento e divisão desordenada, invadindo e consequêntemente comprometendo o funcionamento dos órgãos e sistemas. O câncer pode se disseminar por outras regiões do nosso corpo, através do mecanismo de metástase (nome esse derivado do grego metástatis = mudanças de lugar, transferência), que através de um tumor existente forma uma nova lesão tumoral, mesmo sem haver uma continuidade entre as duas. Esse processo ocorre por meio de uma célula tumoral que se desprende e, através do interstício ou da corrente sanguínea, forma uma nova colônia neoplásica. Essa patologia só ocorrerá quando se tratar de câncer maligno (www.prevencaoocancer.com.br).

O câncer pode ser considerado maligno (adenocarcinoma), caso multiplique-se desordenadamente invadindo tecidos e órgãos. No caso do câncer benigno (hiperplasia), trata-se de uma massa autolimitada, que não gera invasão a tecidos adjacentes. Suas células são bem semelhantes ao tecido normal e, embora seja considerado o tipo menos danoso, alguns tumores benignos podem ser capazes de tornarem-se malignos (www.famerp.br/atlasvirtual).

Não se pode falar de câncer sem que se abordem seus fatores de risco, que são os eventos existentes para que uma pessoa saudável adquira a doença.

Existem dois fatores de risco: controláveis (tabagismo, dieta e as exposições solares e a radiações) e incontroláveis ou intrínsecos (idade, o gênero e os antecedentes familiares).

Embora estejamos abordando os fatores de forma isolada o câncer, como muitas doenças crônicas, é causado pela soma de vários fatores.

O tabagismo e o alcoolismo são os maiores fatores de risco que podem ser prevenidos, pois os órgãos expostos diretamente a fumaça são os de maior risco, o que não quer dizer que serão os únicos atingidos. Podemos citar como exemplo: a

bexiga, o colo uterino e o pâncreas. Já o alcoolismo serve como uma espécie de solvente para as substâncias cancerígenas do tabaco.

O risco ao câncer está associado a fatores como: obesidade, alimentação com base em gordura animal, carne vermelha e cálcio. Já uma dieta rica em vegetais, selênio, vitaminas D e E, licopeno e ômega-3, podem propiciar sua prevenção (www.inca.org.br).

Entre alguns fatores de risco para ocorrência do câncer, podemos citar a indução por radiação, que cada região é regida pelo grau de radiossensibilidade celular, conforme demonstrado na tabela 1, que indica o tipo de tecido ou órgão e o fator de peso a ele atribuído conforme a ICRP 103. Segundo Tribodeau e Bergonier, o grau está associado a diferenciação celular e sua atividade mitótica e, sendo assim, quanto mais indiferenciado e ploriferativo, maior será a radiossensibilidade desse tecido.

Tabela 1: Fatores de peso (w_T) para órgãos ou tecidos

Tecido/órgão humano	Fatores de peso W_T - ICRP 103
Gônadas	0,20
Mama	0,05
Medula óssea (vermelha)	0,12
Pulmão	0,12
Superfície óssea	0,01
Tireóide	0,05
Cólon	0,12
Estômago	0,12
Fígado	0,05
Bexiga	0,05
Esôfago	0,05
Pele	0,01
Outros órgãos	0,05
Irradiação de corpo inteiro	1

Fonte: ICRP 103 (2007)

Pessoas de pele branca, cabelos e olhos claros sofrem um maior risco de desenvolverem câncer de pele. Com a diminuição da camada de ozônio eleva-se o incremento de radiação ultravioleta do tipo B (UVB) que é extremamente nociva ao ser humano. A camada de ozônio seria responsável pela absorção de grande parte dessa radiação.

Existem também fatores virais que podem estar associados ao surgimento do câncer como o vírus papiloma e herpes genital que estão frequentemente associados a um tipo de câncer de colo uterino o “papovavírus”.

Fatores de risco ocupacionais que relacionam lugares e atividades que aumentariam a probabilidade de obtenção dessa doença.

A hereditariedade também pode originar câncer, caso a célula afetada geneticamente seja uma célula germinativa, existe uma probabilidade de hereditariedade estimada entre 5 a 10%.

2.1.1 CÂNCER DE PULMÃO

O câncer de pulmão, assim como outros tipos de cânceres, é considerado assintomático em seu estágio inicial, sendo uma pequena parcela diagnosticada em seu estágio inicial. Sua descoberta está muito associada a investigações de regiões distintas, que posteriormente é identificado através de lesões pré-cancerosas no pulmão, invisíveis ao exame de raios-X e não causando sintomas. Essas alterações podem ser detectadas por análise de células que revestem as vias respiratórias dos fumantes.

Quando as áreas pré-cancerosas transformam-se em cancerosas, produzem novos vasos sanguíneos (angiogênese) em sua periferia. Os vasos produzidos serão os provedores de nutrientes para que se desenvolva o tumor. Somente com o desenvolvimento desse tumor, o exame de raios-X seria capaz de diagnosticá-lo. Após todo esse desenvolvimento a metástase poderá já haver acometido outros órgãos (www.inca.org.br).

2.1.2 TIPOS DE CÂNCER DE PULMÃO

Existem três tipos principais de câncer de pulmão, os quais são classificados de acordo com sua forma de tratamento: câncer de células pequenas, câncer de

células não-pequenas e câncer de células mistas (com características dos outros dois).

A divisão dos casos de câncer de pulmão é de: 85% são do tipo de células não-pequenas e 15% são do tipo de células pequenas.

O câncer de pulmão do tipo células não-pequenas, se divide em três subtipos, de acordo com a forma e característica das células: adenocarcinoma: responde por 40% dos cânceres de pulmão e geralmente surge na parte periférica do pulmão; carcinoma epidermóide ou de células escamosas: representa de 25% e 30% dos cânceres de pulmão. Estão associados ao fumo e tendem a aparecer perto dos brônquios e finalmente, carcinoma de células grandes (10% e 15% dos casos), podem aparecer em qualquer parte do pulmão e tende a crescer e se disseminar rapidamente.

O tumor de células pequenas começa nos brônquios, perto do centro do tórax. Multiplica-se rapidamente e forma tumores grandes, que se espalham por várias partes do corpo. Isso significa que o tratamento do carcinoma pulmonar de células pequenas precisa incluir drogas capazes de destruir células cancerosas em várias partes do organismo. Esse é basicamente um câncer de fumantes, raríssimo em pessoas que nunca fumaram (www.inca.org.br).

2.1.3 ESTADIAMENTO

É a avaliação de quanto o câncer se espalhou e será fator determinante no tratamento, quanto as suas chances de recuperação. Os estágios da doença vão de zero a quatro, quanto maior o número, mais grave a fase da doença.

Os sistemas de estadiamento para carcinoma pulmonar de células pequenas e de células não-pequenas são diferentes.

No caso de câncer de pulmão de células não-pequenas, o sistema utilizado é o *American Joint Committee on Cancer* (AJCC), que utiliza algarismos romanos de 0 a IV (0 a 4) e alguns estágios são divididos em A e B. Em geral, quanto menor o número, menor a chance de o câncer ser espalhado.

Quanto maior o número, mais grave a doença. A tabela 2 demonstra a expectativa de sobrevida, do pacientes com câncer, de pelo menos cinco anos após o diagnóstico. Não são considerados pacientes que morrem por outras causas. O quadro representa um panorama geral, pois cada caso é único e não há como prever o que vai ocorrer. Só a equipe que atende cada paciente pode tirar suas dúvidas sobre chances de cura e sobrevida (www.hcanc.org.br).

Tabela 2: Níveis de estadiamento do câncer.

Estágio	Taxa de sobrevida após 5 anos
I	47%
II	26%
III	8%
IV	2%

Fonte: www.hcanc.org.br

Após o final do tratamento do câncer de pulmão há necessidade de acompanhamento periódico com um médico oncologista, devido à necessidade de se pesquisar uma possível recorrência do tumor, ou mesmo, o aparecimento de outros tumores.

O acompanhamento consiste em consulta médica onde são pesquisados alguns sintomas e sinais, além de exames radiológicos solicitados pelo oncologista, conforme a necessidade de cada caso. Nos primeiros dois anos o acompanhamento é feito a cada três meses, do segundo ao quinto ano, a cada seis meses e anualmente depois do quinto ano do término do tratamento (www.inca.org.br).

2.1.4 SINAIS E SINTOMAS DE CÂNCER DE PULMÃO

As pessoas afetadas com essa patologia podem apresentar tosse que não melhora, dor no peito, que piora quando em inspiração profunda, rouquidão, perda de peso sem motivo aparente, presença de sangue no catarro, bronquites e pneumonias recorrentes, respiração pesada e difícil (como asmáticos).

Quando o câncer de pulmão se espalha para outros órgãos ele pode causar dor nos ossos, fraqueza ou dormência de braços e pernas, icterícia (pele e olhos com tom amarelado), aparecimento de nódulos na superfície do corpo (causados pela disseminação do câncer para a pele ou gânglios linfáticos na região do pescoço e tórax) (www.abcdasaude.com.br).

2.2 ANATOMIA DO PULMÃO E SISTEMA RESPIRATÓRIO

Na anatomia, sistema é o conjunto de órgãos que tem como objetivo desempenhar funções no corpo humano que levam a mesma finalidade, no caso do sistema respiratório, promover a troca gasosa entre o indivíduo e o meio. Os órgãos do sistema respiratório dos vertebrados terrestres são: nariz, cavidade nasal (dividida em duas fossas nasais), faringe, laringe, traquéia, brônquios e pulmões com bronquíolos e alvéolos (DE GRAAF, 2009).

2.3 RADIOTERAPIA

O propósito da radiaterapia é destruir/matar as células cancerosas, com o menor risco possível para as células normais.

A radiação ionizante aplicada é responsável pelo efeito físico-químico, no qual a energia carregada interage com os átomos do corpo dando origem à ejeção de elétrons rápidos que ionizam sua circunvizinhança, criando efeitos como a hidrólise (quebra de moléculas aquosa) e a ruptura da cadeia de DNA, inativando sistemas vitais para a célula e sua incapacidade de reprodução (www.sbradioterapia.com.br).

A radiação ionizante pode ser classificada como:

Diretamente Ionizante (elétron, prótons, íons e partículas alfa). São partículas carregadas que depositam energia diretamente sobre os átomos causando sua ionização através do seu campo *Coulombiano* entre a radiação e os elétrons do meio.

Indiretamente Ionizante (fótons de raios-X, raios gama e nêutrons). Por não possuírem carga elétrica, não originam campo elétrico, sendo assim interagem de

maneira individual. Elas depositam energia no meio através de um processo de duas etapas: na primeira etapa, partículas carregadas são liberadas no meio. Na segunda etapa as partículas liberadas depositam energia no meio através de interações *Coulombianas* com elétrons do meio produzindo assim danos químicos, físicos e biológicos no meio absorvedor (TAUHATA, 2008).

As fontes usadas para o tratamento de radioterapia são:

- Raios - X de baixa energia (tubo de raios - X convencional).
- Raios gama (isótopos radioativos).
- Raios - X de alta energia (aceleradores lineares).
- Elétrons de alta energia (aceleradores lineares, emissão termiônica e aceleração).

A radioterapia é principalmente dividida em dois métodos de tratamentos, que são distinguidos em relação ao posicionamento da fonte no paciente, são eles: teleterapia (a fonte de radiação fica localizada a certa distância do paciente, de 80 a 100 cm, ou seja, externa ao paciente) e braquiterapia (a fonte de radiação, ou material radioativo, está inserido dentro das cavidades naturais do corpo do paciente, podendo ser também implantadas no tecido).

Teleterapia: é o tratamento feito através de emissão de radiação direcionada para o tumor com objetivo de destruir paulatinamente as células doentes. Podem ser usados aparelhos aceleradores de partículas ou fonte de isótopos radioativos. O tratamento é composto por inúmeras seções no qual será fracionada a dose total pela quantidade de dias. Apesar de indolor, pode-se observar seus efeitos colaterais causados pela radiação.

Braquiterapia: é um procedimento ambulatorial no qual a maioria dos doentes pode regressar para casa no mesmo dia do tratamento. Diferentemente da teleterapia, a fonte radioativa fica em contato ou é inserida internamente em uma cavidade do corpo, podendo ser permanente ou temporária. Nesse tratamento são utilizados dois elementos distintos: o iodo 125 e o paládio 103 (www.fsc.ufc.br).

Outra modalidade de tratamento é a Radiocirurgia, que utiliza radiações ionizantes, dirigidas por um sistema de coordenadas espaciais (estereotaxia) para atingir tumores, malignos ou benignos, e malformações arteriovenosas, em regiões

profundas do cérebro. A radiação é aplicada externamente, não havendo necessidade de abrir o crânio para alcançar a área a ser tratada.

A grande diferença entre os dois métodos anteriores e a radiocirurgia é na forma como os raios são aplicados. Enquanto a radioterapia convencional direciona os raios por meio de posições fixas, fracionando as doses ao longo de algumas poucas semanas, a radiocirurgia é realizada em uma única sessão, ou em algumas poucas sessões, com a aplicação de altas doses de radiação, variando a posição do feixe de raios durante o procedimento (www.einstein.br).

2.4 GRANDEZAS RADIOLÓGICAS IMPORTANTES EM RADIOTERAPIA

2.4.1 DOSE ABSORVIDA

A dose absorvida D é definida como a quantidade de energia (d_e) cedida a um material pela radiação ionizante, por unidade de massa do material (d_m), e está representada na equação 1.

$$\mathrm{D} = \frac{\mathrm{d}_e}{\mathrm{d}_m} \tag{1}$$

A dose absorvida é medida em joules por quilograma (J/kg) e sua unidade denomina-se gray (Gy) (CAMPOS, 2006; SCAFF, 2008), e está representada na equação 2.

$$1 \quad \mathrm{Gy} = \frac{1\ \mathrm{J}}{\mathrm{Kg}} \tag{2}$$

2.4.2 KERMA

O KERMA (*K*inectic *E*nergy *R*eleased per unit of *Ma*ss) inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), e está representada na equação 3.

$$K_t = \mathrm{K_c} + \mathrm{K_r} \tag{3}$$

O KERMA de colisão (K_c) é a parte do KERMA que quantifica a produção de elétrons que dissipam sua energia através da ionização ao longo de sua trajetória no meio, ou próxima a ela, e é o resultado de interações das forças Coulombianas com elétrons atômicos. Em outras palavras, é o valor esperado para a energia transferida para partículas carregadas por unidades de massa no ponto de interesse, excluindo as perdas radiativas.

O KERMA radiativo (K_r) é a parte do KERMA que descreve a produção de fótons através da radiação de frenamento de partículas carregadas ou através da aniquilação do elétron-pósitron em vôo. Ele é resultado, respectivamente da interação das partículas carregadas com os núcleos atômicos via campo Coulombiano e através da aniquilação em vôo (PERES, 2008).

2.4.3 RELAÇÃO ENTRE DOSE ABSORVIDA E KERMA

A diferença entre KERMA e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o KERMA, depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização. Para se estabelecer uma relação entre KERMA e dose absorvida é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico.

Geralmente a transferência de energia de um feixe de fótons para partículas carregadas em um determinado ponto não considera à absorção de energia pelo meio no mesmo local, devido à propagação dos elétrons secundários. Uma vez que, os fótons de perda radiativa dos elétrons escapam do volume de interesse, usualmente a dose absorvida é relacionada com o KERMA de colisão (K_c). (BIRAL, 2002)

2.4.4 EQUILÍBRIO DE PARTÍCULAS CARREGADAS (EQUILÍBRIO ELETRÔNICO)

O equilíbrio acontece quando o número de elétrons secundários que entram e param dentro de um elemento de massa d_m é igual ao número de elétrons secundários criados e que saem do mesmo volume.

Na prática, um equilíbrio entre partículas carregadas é virtualmente impossível de ser atingido. Nos feixes de fótons, a atenuação do meio, onde eles fluem não permanece constante e assim o número de elétrons a serem produzidos a diferentes profundidades também não é constante. Mesmo que o verdadeiro equilíbrio eletrônico não exista, há situações em que temos *D* (dose absorvida) igual *ao* K_c (CARRASCO *et al*., 2004; TAUHATA, 2008).

2.4.5 DESEQUILÍBRIO ELETRÔNICO LATERAL

Para tamanhos de campos pequenos ocorre outro efeito físico que é o desequilíbrio eletrônico lateral. O mesmo ocorre quando a distância entre um ponto de interesse dentro de um campo e a sua borda é igual ou menor do que o alcance da interação Compton para uma dada energia. A interação Compton produz uma trasferência de energia dos elétrons para um ponto fora do campo de radiação. Quando o alcance de elétrons Compton gerados é a metade do tamanho do campo de irradiação (ou seja, campo pequeno), qualquer interação irá produzir um elétron que poderá transferir sua energia para um ponto fora do campo de radiação. Portanto, mesmo aquelas interações que ocorrem no eixo central do feixe irão gerar

elétrons que não substituirão outros elétrons gerados em outras partes do campo, perdendo assim, o equilíbrio eletrônico. Além disso, devido ao amplo alcance desses elétrons em um meio de baixa densidade em comparação com um meio equivalente à água, a falta de equilíbrio eletrônico lateral ocorre com maior fequência nos meios menos densos (CARRASCO *et al*., 2004; TAUHATA, 2008).

2.5 PARÂMETROS DE PLANEJAMENTO

É de suma importância que alguns parâmetros de distribuição de dose no corpo humano sejam conhecidos. Através deles é possível determinar a dose ao ser administrada ao paciente e comparar com a prescrita pelo médico (CARRASCO *et al*., 2004)

2.5.1 RAZÃO TECIDO - FANTOMA E RAZÃO TECIDO MÁXIMO(TPR)

O TPR é definido na equação 4 da seguinte forma:

$$TPR(S, Q, d) = \frac{D_d}{D_{ref}} \tag{4}$$

onde:
S é o tamanho do campo;
Q é a energia do feixe;
d é a profundidade no tecido;
D_d é a taxa de dose em um fantoma no ponto arbitrário “d” no centro do eixo;
D_{ref} é a taxa de dose no mesmo fantoma em uma profundidade de referência “ref” (tipicamente 5 ou 10 cm) no eixos centrais do feixe.

A geometria para a medição de doses DQ e DQ_{ref} é demonstrado na Figura 1.

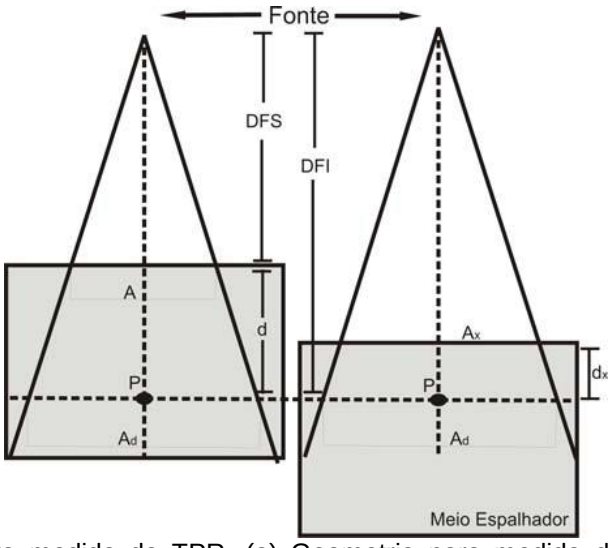


Figura 1: Geometria para medida do TPR. (a) Geometria para medida da dose D_x na posição d interior do meio espalhador, (b) geometria para medida da dose x D' na posição d'_x no interior do meio espalhador, DFS (Distância Fonte Superfície) e DFI (Distância Fonte Isocentro).

Na razão tecido-máximo existe um tipo especial de TPR no qual a posição de referência d_x é igual à profundidade de dose máxima d_m, ponto onde há uma maior deposição de dose do feixe emitido, receberá o nome de TMR ("*Tissue-Maximum Ratio")* (CARRASCO *et al*., 2004)

.

$$TMR(S,Q,d) = \frac{D_d}{D_{max}} \tag{5}$$

2.5.2 PERCENTUAL DE DOSE PROFUNDA (PDP)

O PDP é a relação da dose em uma determinada profundidade, dentro do meio espalhador, em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico), representado na equação 6. Quando há interação do fóton com um meio, a dose absorvida aumenta até chegar ao ponto d_{max} que chamamos de região de build-up (CARRASCO *et al*., 2004), conforme a figura 2.

$$DP = \frac{D_d}{D_m} \quad (6)$$

Onde:

D_d = é a dose na profundidade d no eixo central do feixe.

D_m é a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico, m.

Existem alguns fatores que interferem no valor de PDP:

- A PDP aumenta com a distância fonte superfície (DFS);
- A qualidade do feixe (energia);
- O tamanho do campo;
- A PDP decresce com a profundidade.

A dose máxima é encontrada no ponto D_m , Com DP igual a 100% na profundidade de equilíbrio eletrônico (CARRASCO *et al*., 2004).

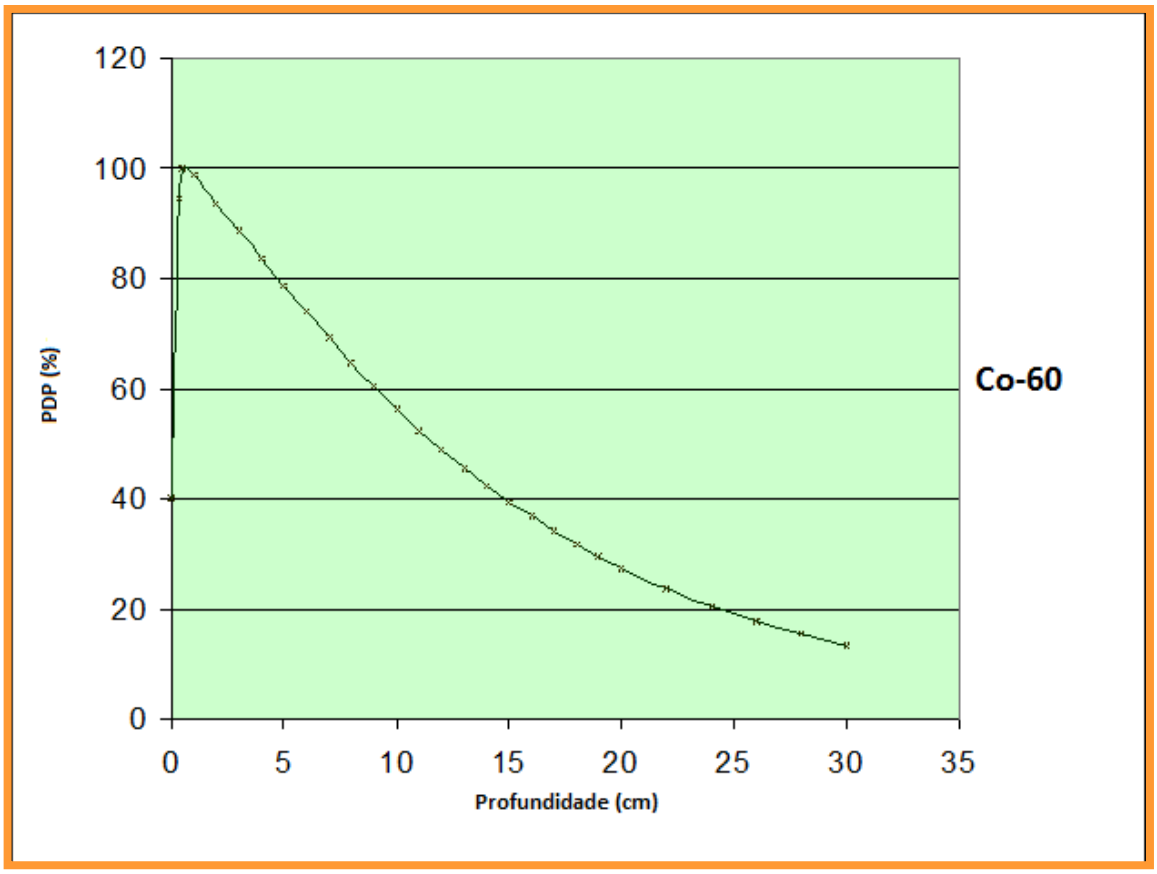


Figura 2: Gráfico PDP x Profundidade

Na figura 2 podemos observar que até o ponto de $D_{máx}$ o feixe aumenta o seu valor de dose, quando atinge esse valor a dose decairá de forma “quase” exponencial de acordo com o inverso do quadrado da distância.

2.5.3 RAZÃO ESPALHAMENTO-AR (SAR)

É definido como a razão entre a dose em um ponto do fantoma na profundidade “d” e a dose no mesmo ponto no ar livre, evando-se em consideração o acréscimo da radiação espalhada.

Seu uso é aplicado para calcular a dose devida à radiação espalhada no meio.

O SAR para um campo de área *C*, é definido como a diferença entre o TAR deste campo e o TAR para um campo de área 0 x 0 cm^2 (CARRASCO *et al*., 2004; SCAFF, 2008), (equação 7).

$$SAR(D,d) = TAR(C,d) - TAR(0,d) \tag{7}$$

2.5.4 RAZÃO TECIDO-AR (TAR)

O TAR (*“Tissue-Air Ratio”*) é a razão entre duas taxas de dose, uma em certa profundidade no tecido e a outra no mesmo ponto no ar livre (equação 8). O TAR depende diretamente do campo irradiado e da profundidade, já a distância fonte-superfície não interfere nessa medida (CARRASCO *et al*., 2004).

$$TAR(C,d) = \frac{D_d}{D_{Ar}} \tag{8}$$

2.6 PLANEJAMENTO EM RADIOTERAPIA DO PULMÃO

Antes de se realizar qualquer tipo de tratamento em radioterapia, é necessário que o físico médico construa um planejamento, pois qualquer erro na execução desse tratamento pode levar a ocorrência de danos irreversíveis ao tecido irradiado. Nessa execução o profissional levará em consideração vários fatores para que a dose prescrita pelo médico atinja de forma homogênea o volume de tratamento. São elas: tamanho de campo, profundidade, uso de filtro, bandeja, escolha da energia e volume irradiado.

Por meio de imagens tomográficas é possível definir melhor o volume de tratamento e para isso alguns cuidados devem ser tomados. O posicionamento é de suma importância, assim como o alinhamento e a total visualização do contorno do paciente. A mesa do tomógrafo deve obedecer às características da mesa de radioterapia, para que o requisito da reprodutibilidade seja respeitado. Caso haja a necessidade, o paciente sofrerá uma imobilização e será tatuado, em sua pele, marcas de referência para assegurar que a posição correta seja mantida.

O paciente é centralizado na mesa de exame de tal forma que o *laser* passe pelos seus pontos de referências (nariz, esterno e linha média da coluna). As marcas de tatuagem citadas anteriormente serão feitas da seguinte forma: três na direção céfalo-caudal e duas na posição lateral, com o ponto central interceptando essas duas linhas. Após essa marcação, toda vez que o paciente for se tratar ele deve ser posicionado dessa mesma forma.

Caso o serviço possua um aparelho de tomógrafo, a opção do tratamento poderá ser a conformacional, baseada em uma tomografia de pulmão. Em cada corte tomográfico, o médico delimitará as margens do tumor e as margens dos órgãos a serem radioprotegidos. O volume tumoral será obtido através do somatório dos cortes (DA ROSA *et al*.,2010)

2.6.1 DELIMITAÇÃO DO ALVO

O volume descrito anteriormente é formado por três divisões, que irão levar em consideração parâmetros para que nenhuma parte do tumor deixe de receber o tratamento:

- GTV (*Gross Tumor Volume*): é o volume do tumor propriamente dito, desenhado pelo médico, no qual é representada a área de maior concentração de células tumorais, visíveis a olho nu. É usualmente definido como tumor;
- CTV (*Clinical Tumor Volume*): volume-alvo clínico, é a soma ao GVT de toda área microscópica, representando a expansão do tumor para as células adjacentes;
- PTV (*Planning Target Volume*): é o volume total de tratamento, considerando o somatório dos dois volumes anteriores mais a margem de movimento, que no caso de pulmão é altamente relevante, visto que seu volume é variável devido à respiração e batimentos cardíacos.

2.7 SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO

2.7.1 SISTEMA DE PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO CADPLAN

O sistema de planejamento CadPlan Varian™, desenvolvido conjuntamente em diversos centros de pesquisa da Europa, possui a capacidade de realizar cálculo tridimensional utilizando imagens de tomografia computadorizada (TC) e os parâmetros do feixe terapêutico empregado no tratamento. Valendo-se da plataforma do sistema UNIX, calcula o feixe externo de radiação, fato esse que permite ao operador utilizar-se de várias estações de trabalho simultaneamente, sendo ainda composto por um servidor com processador central próprio e um sistema gráfico associado a periféricos: impressoras e *"plotters".* Correspondem às ações do CadPlan: radioterapia externa e braquiterapia.

O sistema de planejamento é dividido em três áreas de trabalho: 1. Área de importação de imagens. 2. Área de gerenciamento de dados do paciente (permite a definição de órgãos e volumes anatômicos, área de contornos). 3. Área de planejamento (permite o arranjo de campos, o cálculo de dose e avaliação do plano).

Na área de gerenciamento de pacientes pode-se criar, copiar, mover, excluir e importar novas imagens, que podem ser importadas via disquete, disco óptico e via rede através do protocolo DICOM (*"Digital Imaging Communications in Medicine"*).

Dentro da área de gerenciamento de pacientes, existe, ainda, a chamada área de contornos, onde são delineados os contornos do corpo, estruturas internas e o volume de tratamento, sendo possível também preparar imagens de tomografia computadorizada de um paciente específico e reconstruir tomando-se por base imagens nos planos transversais, sagitais e coronais.

Na área de planejamento, para o cálculo da dose de tratamento, nos diversos planos, adicionam-se campos de tratamento isocêntricos ou com distância foco pele fixa. Posteriormente, os planos avaliados, podem ser reproduzidos no acelerador com a finalidade de iniciar o tratamento do paciente. Neste sistema podem ser usados alguns modificadores de feixe como filtros em cunha e dinâmico, blocos, bólus, compensadores e colimadores multi-folhas estático ou dinâmico para IMRT.

O modelo de reconstrução do paciente e do feixe é utilizado para o cálculo do feixe externo de fótons, sendo aproveitado para calcular a partilha de dose em material equivalente ao da água, para uma determinada geometria do feixe.

No modelo de feixe de fótons, calcula-se a repartição de dose em um campo quadrado ou retangular. Nos sítios com campos assimétricos ou tangentes utiliza-se o modelo "*Pencil Beam Convolution*". Calcula-se a distribuição de dose em material equivalente a da água, sendo corrigido, levando-se em consideração a heterogeneidade e a curvatura da pele do paciente em seu respectivo modelo de paciente.

O sistema de planejamento computadorizado CadPlan, permite ainda a visão do feixe de radiação, o chamado "*beams's eye view*" (BEV), demonstrado na figura 3, dos volumes definidos, assim como a visualização do campo pelo foco de radiação, além da visão para identificação dos campos de tratamento co-planares e

não co-planares, checando as curvas de dose contornando o alvo e a imagem do bloco ou colimador de múltiplas lâminas, “*multi-leaf collimator*” (MLC), resguardando estruturas críticas.

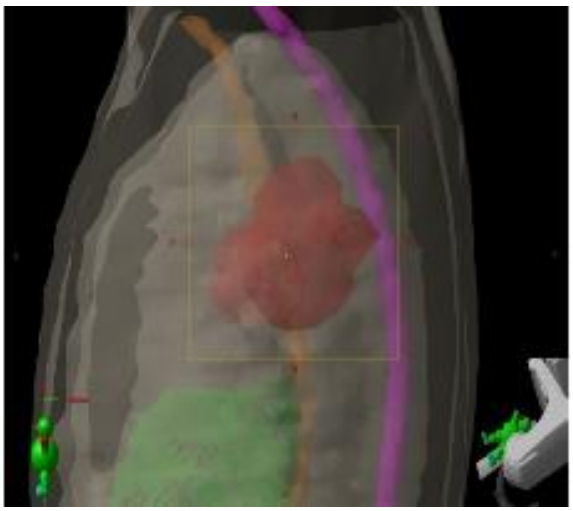


Figura 3: Imagem de BEV no sistema de planejamento CadPlan.

Ao adicionarmos as doses da totalidade dos cortes tomográficos obtemos o histograma de dose por volume (HDV), conforme a figura 4. Este somatório é realizado pixel a pixel e é representado graficamente relacionando a porcentagem de dose com o volume que recebe determinada dose em Gray (Gy) ou centiGray (cGy) (CECÍLIO, 2008).

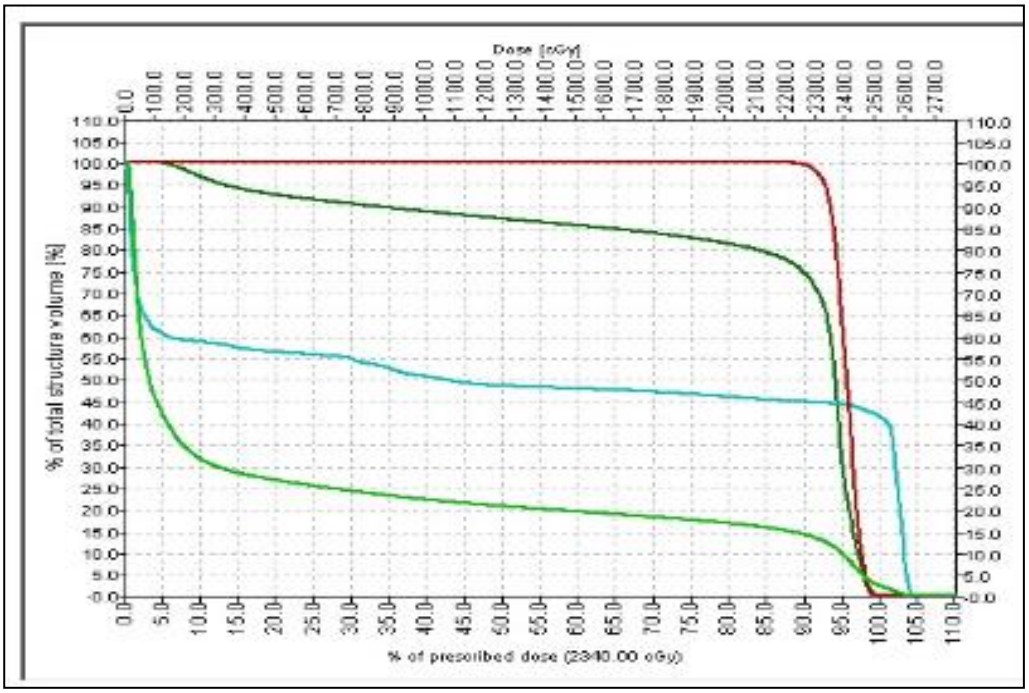


Figura 4: Gráfico de histograma de dose por volume (HDV).

2.7.2 SISTEMA DE PLANEJAMENTO ECLIPSE®

A lei de potência de Batho, Batho modificado, a razão tecido-ar equivalente e o algoritmo analítico anisotrópico (AAA), são quatro métodos de correção de heterogeneidades existentes no sistema de planejamento de tratamento (SPT) Eclipse. Esse sistema, desenvolvido pela *Varian Medical System*, possui também uma interface com um tomógrafo, que torna viável migrar os arquivos de imagens da TC para seu visualizador gráfico, possibilitando o tratamento de imagens, de dados dosimétricos e de configurações de equipamentos de radioterapia, reconstrução tri-dimensional (3D) e cálculo de dose 3D, que roda em uma plataforma dos sistemas Windows 2000 ou XP (CAMPOS, 2006; CECÍLIO, 2008).

Importante ressaltar, que todas as funções do sistema de planejamento computadorizado CadPlan, estão também inseridas no Eclipse e com algumas melhorias de definição, velocidade no cálculo e visualização (CECÍLIO, 2008).

O sistema de planejamento Eclipse é uma excelente ferramenta que possibilita o recebimento de imagens axiais tomográficas de definição de até 512 Mbits, permite manipular imagens de ressonância magnética e ainda, através de algoritmos próprios, realiza a fusão de imagens de PET-TC (*"Positron Emission Transmission"*), criando volumes, com as de TC, proporcionando melhor definição da estrutura de interesse (CECÍLIO, 2008).

Trabalhos publicados baseados em curvas de dose-resposta clínica concluem que a incerteza na entrega de dose nos pacientes deve ser menor que 5% (ICRU, REPORT 24, 1976). Para garantir esta precisão é essencial que seja realizado um controle de qualidade antes do uso de um SPT. Esta preocupação gerou documentos que descrevem procedimentos para o comissionamento e controle de qualidade (CQ) dos SPTs como: o Techinical Reports Series (TRS) 4303, publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA); o Report 55, publicado pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM); e o Booklet n°. 7, publicado pela European Society For Therapeutic Radiation Onconlogy (ESTRO) (MIJNHEER *et al*., 2004; DELANO *et al*., 2010).

Diversos testes de algoritmos foram publicados comparando as doses previstas pelo SPT com doses medidas ou com doses calculadas por simulação de

Monte Carlo (ASPRADAKIS *et al*., 2003; FOGLIATA *et al*., 2006). A maior preocupação em meios heterogêneos é no pulmão, região que apresenta as maiores diferenças dos cálculos realizados com e sem correção de heterogeneidades (BRAGG *et al*., 2008; DING *et al*., 2006; AAPM, 1995).

2.7.3 SISTEMA DE PLANEJAMENTO HELAX-TMS

Segundo o fabricante, MDS Nordion, o sistema de planejamento Helax-TMS software oferece uma precisão e sofisticação inigualáveis. Seu software permite a realização do planejamento inverso, que é uma ferramenta fornecida para criar planos destinados ao tratamento IMRT (tratamento complexo que oferece uma dose de radiação uniforme no tumor). Este tipo de tratamento é especialmente eficaz para cabeça e pescoço e câncer de próstata, que são difíceis de tratar com a tecnologia atual, sem danificar o tecido saudável (www.thefreelibrary.com).

Os cálculos de dose em Helax-TMS são baseados no formalismo de fluência dose energia (ASPRADAKIS *et al*., 2003) e os resultados são gerados em termo de dose absoluta por unidade de monitor (UM). A grandeza básica no cálculo da dose é a fluência de energia de fótons diretamente no ar no plano do isocentro Ψ. O formalismo para o cálculo para dose absoluta por monitor é representada na equação 9.

$$\frac{D}{M}(A;x,y,z) = \frac{\psi_0}{M_0} \,.\, (1 + b(A))^{-1} \,.\, d\,(A;x,y,z) \qquad (9)$$

Onde:

D / M (A; x, y, z) é a dose absoluta por UM na posição (x, y, z) para um campo de radiação com abertura “A”;

Ψ / Mo é a fluência de energia de referência por unidade de monitor (a fluência de energia primária não espalhada livre no ar no ponto de calibração, ou seja, no

isocentro), obtidos a partir da razão entre a dose medida e a dose calculada sob condições de calibração; onde a dose medida é dada em UM e a dose calculada por por fluência de energia de referência;

b.(A) fornece a correção calculados para o retro espalhamento na câmara monitora;

d.(A, x, y, z) é a dose por fluência de energia em (x, y, z) de um feixe de abertura A. (O mecanismo de cálculo dose) (ASPRADAKIS *et al.,* 2003).

2.8 ALGORITMO DE CORREÇÃO DE HETEROGENEIDADE

Os sistemas de planejamento de tratamento em radioterapia permitem a passagem do tradicional cálculo de dose num meio homogêneo para um cálculo num meio heterogêneo, aproximando-se da realidade do tratamento. A implementação desta modalidade de cálculo numa instituição exige que os algoritmos de cálculo para heterogeneidades sejam validados, para complementar o comissionamento do sistema de planejamento.

Há vários algoritmos utilizados pelos sistemas de planejamento, como, por exemplo, Batho, Batho Modificado, Equivalente Tecido-Ar, Algoritmo Analítico Aanisotrópico (AAA), *Pencil Beam e* Cone Colapsado.

2.8.1 BATHO

Desenvolvido no final dos anos 90 e com o advento da tomografia, este método foi modificado incorporando a informação da densidade dos tecidos. Trata-se de um método simples e bastante popular entre os sistemas de planejamentos, tornando-o bastante atual.

O modelo sugere que toda energia oriunda das interações de fótons é depositada no local da interação. A geometria do paciente é considerada semi-infinita de fatias por ponto de cálculo.

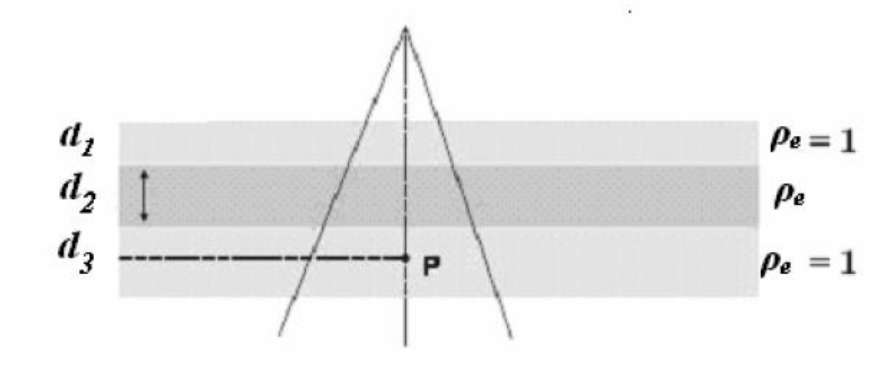


Figura 5: Irradiação de camadas heterogêneas

A figura 5 ilustra um tecido heterogêneo, com a faixa cinza clara de densidade equivalente a da água; a dimensão lateral é considerada infinita ou maior que o campo irradiado, sendo seu cálculo de dose feito no ponto P, que está a uma profundidade d ($d = d_1 + d_2 + d_3$) de sua superfície.

A definição do método de Batho é a razão entre as razões tecido-ar no ponto de interesse, em relação à superfície superior da heterogeneidade, em relação à superfície inferior da heterogeneidade, elevada a uma potência pré-definida. A equação 10 representa esse método.

$$FC = \left[\frac{TAR(d_2+d_3,A)}{TAR(d_3,A)}\right]^{(\rho_e-1)} \tag{10}$$

Onde:

FC é o fator de correção;

TAR é a relação tecido/ ar como definido por Johns et al.;

d_2 é a espessura da fatia da heterogeneidade;

d_3 é a profundidade do ponto P fconforme demonstrado na figura 5;

A é a área do campo na profundidade d;

Esta fórmula é firmada em embasamentos teóricos, considerando apenas, as interações do tipo Compton. Não se aplica a pontos dentro da heterogeneidade ou na região de *build-up*.

2.8.2 BATHO MODIFICADO

Foi proposto por Sontag e Cunningham que houvesse algumas modificações na Lei da potência de Batho. Esta modificação originou a chamada Lei de Batho modificada, possibilitando assim o cálculo da dose em pontos descendentes da curva de TMR tanto no interior, quanto abaixo da zona heterogênea. A fórmula para o Batho Modificado muda conforme a equação 11 (GONÇALVES *et al*., 2001).

$$FC = \frac{TAR(d_3,A)^{(\rho_3-\rho_2)}}{TAR(d_2+d_3,A)^{(1-\rho_2)}} \tag{11}$$

Onde:

FC é o fator de correção;

TAR é a relação tecido/ ar como definido por Johns et al.;

d_2 é a espessura da fatia da heterogeneidade;

d_3 é a profundidade do ponto P fconforme demonstrado na figura 5;

A é a área do campo na profundidade d;

ρ_1 é a densidade eletrônica da heterogeneidade relativa ao meio 2;

ρ_3 é a densidade eletrônica da heterogeneidade relativa ao meio 3.

2.8.3 RAZÃO TECIDO-AR EQUIVALENTE (EQTAR)

Os dois métodos citados anteriormente consideram geometria de fatias semi-infinita, o que os tornam inadequados para muitas situações clínicas onde a heterogeneidade intercepta somente uma porção do feixe de radiação.

Em contrapartida, o método de cálculo de dose do EQTAR inclui a informação da densidade em três dimensões em um cálculo explícito de dose espalhada. Este método considera a existência de equilíbrio eletrônico ou que os elétrons são absorvidos no ponto onde são criados.

Em meados dos anos 80, o método da razão tecido-ar equivalente foi incorporado aos sistemas comerciais de planejamento de tratamento sendo utilizado

até os dias atuais em modernos sistemas de planejamento. Foi o pioneiro a utilizar informação completa da tomografia computadorizada para planejamento de tratamento.

De acordo com este teorema, a razão tecido-ar (TAR) em um campo de raio A e profundidade d em um meio uniforme de densidade ρ relativa à água, é igual ao TAR (d,A). O fator de correção para razão tecido-ar equivalente para um meio de densidade heterogênea é definido na equação 12 (GONÇALVES *et al*., 2001).

$$FC = \frac{TAR(d',A')}{TAR(d,A)} \tag{12}$$

Onde:

FC é o fator de correção;

TAR é a relação tecido/ ar como definido por Johns et al.;

d é a propriedade física abaixo da superfície do meio;

d' é a profundidade da heterogeneidade;

d_3 é a profundidade do ponto P fconforme demonstrado na figura 5;

A é a área do campo na profundidade d;

A' é a área do campo na profundidade d.

2.8.4 ALGORITMO ANALÍTICO ANISOTRÓPICO (AAA)

Trata-se de um novo algoritmo para cálculo de dose do sistema de planejamento de tratamento Eclipse (ECLIPSE ALGORITHMS REFERENCE GUIDE, 2007). O AAA considera a heterogeneidade do meio anisotropicamente, usando método de convolução para computar fótons espalhados em direções distintas. A distribuição de dose é calculada com a superposição de diferentes fontes de radiação. Toda modelagem usada no algoritmo é derivada de simulações de Monte Carlo, considerando assim: fótons primários, fótons extras focais espalhados e elétrons de contaminação (DELANO *et al*., 2010).

*2.8.*5 ALGORITMO *PENCIL BEAM* (*PB*)

Este modelo de cálculo de dose é baseado em Ahnesj e Trepp. O modelo calcula a dose em água por convolução *Pencil Beam* polienergética possuindo uma distribuição de fótons planar. *Pencil Beam* monoenergético é derivado do cálculo de Monte Carlo gerando uma ponte entre aplicativos e o processamento real de dados feito a nível de hardware (*kernels*) para um meio de água. Os feixes monoenergéticos são ponderados de acordo com o espectro do feixe e reconstruídos para obtenção de *kernels Pencil Beam* polienergéticos, que estão equipados com funções analíticas. A implementação do *Pencil Beam* está baseada em técnicas de triangulação, onde as formas de campo são representadas como grupos de polígonos fechados. As doses cálculadas em meios heterogêneos são aproximadas com base na densidade unidimensional e dimensionamento dos grãos; análogo a um eficaz método de correção de caminho óptico com heterogeneidade. O algorítmo *Pencil Beam* presume que todos os meios envolvidos nos cálculos de dose são de composição atômica similar a da água (ASPRADAKIS *et al*., 2003).

2.8.6 ALGORITMO CONE COLAPSADO (*COLLAPSED CONE*)

Collapsed cone é um ponto de *kernel* de convolução (superposição), onde a dose absoluta sofre influência da energia do feixe em um meio. O seu cálculo é realizado a partir da convolução da energia total liberada por massa com distribuições de *kernel*.

Os pontos *kernels* polienergéticos em água são derivados de uma soma ponderada do ponto monoenergético *kernel.* São usados espectros eficazes de energia que estão equipados para as funções do *kernel* para análise do ângulo de espalhamento da origem.

Para o cálculo da dose em meios heterogêneos, as mudanças na parte "primária" do *kernel* (isto é, as mudanças na massa relativa de “*stopping power*” dos elétrons secundários) e na "dispersão" de parte do *kernel* (isto é, mudanças no coeficiente relativo de atenuação de massa dos fótons espalhados) são aproximados com variações na densidade de elétrons entre os meios de comunicação.

A implementação deste modelo de superposição utiliza uma técnica cone colapsado. O *kernel* do ponto é dividido em números desiguais de espaçamentos em forma de caixas angulares (cones). Como a energia é lançada a partir de uma interação de fóton primário, ela concentra-se principalmente na direção de avanço dos fótons e o número de cones definidos nesta direção é maior do que os definidos lateralmente. Considera-se que a energia liberada no interior de cada cone é transportada apenas ao longo de seu eixo (nominalmente ao longo das linhas de transporte/direções ao redor de cada ponto de cálculo da dose).

É possível discretizar o número de cones no *kernel*. Eles podem ser aumentados até o número de 201 cones ou diminuídos até 36. A velocidade de cálculo com a implementação cone colapsado é proporcional à equação 13.

$$M \times N3 \tag{13}$$

Onde:
N3 é o número de voxels do volume cálculo e
M é o número de cones no ponto de *kernel*.

A caixa angular do *kernel* do ponto afeta o cálculo da precisão da dose. Uma resolução grosseira do *kernel* resultaria no deslocamento de energia, uma vez que a energia depositada é liberada, transportada e depositada apenas ao longo do eixo de cada cone (ASPRADAKIS *et al*., 2003).

2.9 INSTRUMENTAÇÃO

2.9.1 DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE (TL)

2.9.1.1 TERMOLUMINESCÊNCIA

A termoluminescência é um fenômeno produzido em de duas etapas. A primeira etapa consiste em expor o material a uma fonte de energia externa (no caso, radiação ionizante), de forma a alterar seu estado, passando do equilíbrio ao

estado metaestável. A segunda etapa consiste em aplicar uma termoestimulação, que altera seu estado novamente, levando-o do estado metaestável ao estado de equilíbrio, onde neste retorno ao estado normal o material realiza a emissão de luz (MAURICIO, 2001).

Na primeira etapa, que é de armazenamento de energia, a absorção depende do espectro de energia da radiação incidente, em cada material. Em materiais não metálicos a absorção da energia é por meio de, principalmente, excitação eletrônica e dano por deslocamento, que resulta em um dano no material, onde estados são criados e/ou ocupados. Qualquer evento eletrônico ou atômico, fora do seu estado de equilíbrio termodinâmico, que tenha sido ocasionado pela irradiação, é considerado um defeito. Ao se irradiar com fótons, é criada, preferencialmente, excitação eletrônica. Na irradiação com partículas carregadas o número de defeitos criados por deslocamento de átomos aumenta. Na segunda etapa, que é a etapa de liberação de energia, ocorre estimulação por aumento de temperatura do material para que a energia armazenada possa ser liberada. O que dá origem a energia liberada é o par elétron-buraco ou um par vacância-interstício, onde elétrons são desexcitados de estados metaestáveis para estados fundamentais e voltam ao equilíbrio. O aumento da temperatura faz aumentar a probabilidade do elétron passar a ter energia suficiente para ser liberado para a banda de condução, podendo ficar livre para voltar à mesma armadilha, ser capturado em outro estado localizado ou se recombinar com buracos. No processo de recombinação pode haver tanto emissão não radioativa (fônons) quanto emissão radioativa (fótons). Se a recombinação ocorre com a emissão de fótons na região de luz visível (luz), pode ser observada uma curva de emissão TL. Na emissão de fônons a energia é transferida para outro elétron ou para a rede obtendo-se com isso um retorno termicamente estimulado do sistema de seu estado metaestável para o equilíbrio, com uma parte da energia sendo liberada em forma de luz (MAURICIO, 2001).

2.9.2 PROPRIEDADE DOS MATERIAIS TERMOLUMINESCENTES

Algumas das propriedades necessárias a um dosímetro termoluminescente (TLD) serão apresentadas a seguir:

- Resposta com a dose - é definida como a intensidade do sinal TL medido em função da dose absorvida, devendo apresentar, no material ideal, uma resposta linear numa ampla faixa de doses.
- Sensibilidade - é a relação entre a intensidade de luz emitida e a dose recebida por uma determinada massa de material TL.
- Limite inferior de detecção (mínimo detectável) - é o menor valor de dose que se pode medir. Este valor mínimo não depende somente do material TL, mas de todo o sistema TL.
- Resposta com a energia:
  - Fótons - A resposta com a energia é a variação do sinal TL em função da energia da radiação absorvida, em uma determinada dose. Para fótons, a variação que provém da dependência de absorção do material com a energia da radiação, é definida como o coeficiente de absorção de energia do material.
  - Elétrons - A resposta do material é mais complexa do que para fótons, pois as partículas carregadas perdem sua energia por etapas, através de várias colisões e interações radioativas.
  - Demais partículas carregadas - Para partículas pesadas, a energia é depositada em caminhos densamente ionizados, onde a saturação precoce gera uma sensibilidade termoluminescente menor do material.
  - Nêutrons - Por não possuírem carga, o sinal termoluminescente só é gerado por interações do material com partículas secundárias produzidas por reações dentro do material, sendo necessária a utilização de materiais com grande seção de choque para nêutrons térmicos em dosimetria de nêutrons.
- Tratamentos térmicos - Para se obter uma reutilização confiável dos materiais termoluminescentes, é necessário o uso de procedimentos de tratamento térmico.
- Desvanecimento - É a diminuição da resposta do material com o tempo, podendo ter várias causas, sendo a principal a temperatura.
- Sensibilidade à luz - Transições eletrônicas podem ser estimuladas pela luz, por meio da absorção da energia dos fótons luminosos que resulte na

liberação de cargas armadilhadas, resultando em um menor sinal termoluminescente.

- Efeitos mecânicos e químicos - o material não pode sofrer nenhuma alteração físico-química durante os repetidos processos de tratamento térmico, irradiação e leitura.
- Dependência com a taxa de dose - A resposta dos TLDs mais utilizados não é modificada até taxas de dose de cerca de 10^9 Gy/s, podendo ser considerada independente da taxa de dose para fins de radioproteção (MAURICIO, 2001).

2.9.3 INSTRUMENTOS PARA ANÁLISE DE DOSÍMETROS TLD

Para realizar a avaliação do material termoluminescente é necessário um leitor de material TL que consiste em um sistema aquecedor, um sistema de detecção de luz e uma saída de dados, forno de tratamento térmico, pois todos os tratamentos térmicos realizados fora do leitor devem ser realizados em fornos especiais, e pinças (ou material que a substitua), para a manipulação do material TL, caso não se encontre em forma de pó, a fim de evitar contato com a gordura da mão ou material que possa contaminar a superfície do TLD (MAURÍCIO, 2001).

2.9.4 INCERTEZAS ASSOCIADAS

Na análise de fatores de erros em dosimetria TL necessitamos considerar não apenas a instabilidade do leitor, mas todos os parâmetros e grandezas de influência durante todo o processamento do material.

A precisão e exatidão na dosimetria TL é considerada uma incerteza randômica das medidas, podendo ser bem representada por seu desvio padrão (MAURÍCIO, 2001).

Diversas fontes de erros sistemáticos podem existir na dosimetria TL, tais como:

- Erros derivados dos próprios TLDs;
- Erros derivados do leitor ou de procedimentos de avaliação;
- Erros derivados do tratamento térmico.

2.10 MÉTODO MONTE CARLO

2.10.1 HISTÓRIA

A autoria e data na qual foi criado o método de Monte Carlo é bastante polêmica, pois apesar de muitos creditarem autoria para John Von Neumann, Stanislaw Ulam e Nicholas Metropolis, em 1948, existem outras versões apontadas. Alguns artigos escritos por Lord Kelvin dezenas de anos antes, os quais utilizavam técnicas de Monte Carlo em discussões das equações de Boltzmann. Uma outra relata que, no século XVIII, Georges Louis Leclerc, Conde de Buffon, jogava aleatoriamente uma agulha sobre um quadro composto por várias linhas paralelas e, a cada jogada, ele observava a probabilidade de uma agulha interceptar uma linha. Iremos nos ater ao relato mais relevante. (www.mundopm.com.br)

O método foi batizado em homenagem à cidade de Monte Carlo conhecida por seus cassinos com jogos de azar realizando uma comparação entre os processos estatíticos do método e dos jogos. Sua criação foi durante o projeto de construção de bomba atômica (Projeto Manhattan) no *Los Alamos National Laboratory*. Tal fato ocorreu durante a Segunda Gerra Mundial (www.abfm.org.br).

2.10.2 CARACTERÍSTICA

O método de Monte Carlo é uma ferramenta matemática muito importante para os dias de hoje. Seu uso é mais adequado para cálculos computacionais que são inviáveis por método exato com um algoritmo determinista, realizando aproximações numéricas de funções complexas. O método MC utiliza um modelo estocástico representando o processo de interesse. A aplicação do método abrange diversos segmentos da ciência e da engenharia.

O método é composto por algoritmos computacionais que utilizam estatística em sua operação, por meio de simulações de eventos que ocorrem aleatoriamente, como por exemplo, o transporte de radiação por um meio qualquer.

O comportamento das partículas é descrito em termos de fluxo e densidade de partícula. Os resultados dependem de repetidas amostragens para chegar ao valor final, sendo ele, uma estimativa de uma característica quantitativa de um processo específico com alto grau de precisão.

O erro da solução realizada é função direta do número de histórias simuladas, a velocidade do tempo de simulação também dependerá da quantidade de histórias realizadas.

Um dos motivos principais que justifica o crescimento do método é o grande avanço tecnológico dos computadores, os quais se relacionam tanto à velocidade de processamento quanto à capacidade de armazenamento de informações (www.abfm.org.br).

2.10.3 EGSnrc

O EGSnrc (*Electron Gamma Shower of National Reseach Council Canada*) é um sistema que utiliza a Simulação de Monte Carlo no transporte de elétrons, pósitrons e fótons em diferentes geometrias com intervalos de energia que variam de 1 keV à 10 GeV. Nele foi desenvolvida uma interface com parâmetros de entrada contendo quatro códigos de usuário onde é possível modificar estes parâmetros para a geometria de interesse, no intervalo de energia de interesse. Estes quatro códigos foram desenvolvidos em uma geometria cilíndrica chamada *RZ*, onde *R* é o raio do cilindro e *Z* é a altura ou, mais comumente, a profundidade. Os quatro códigos são: o DOSRZnrc, o FLURZnrc, o CAVRZnrc e o SPRRZnrc. Cada código tem parâmetros de saída diferentes e pode se adequar a uma determinada situação.

No código DOSRZnrc pode-se obter arquivos de saída com a dose e o KERMA de determinadas regiões da geometria de interesse; o FLURZnrc têm arquivos de saída em fluência de diferentes partículas; o CAVRZnrc se destina a

estudos de câmaras de ionização, sendo possível obter arquivos de saída para fatores de correção para atenuação na parede da câmara e espalhamento; e o SPRRZnrc têm arquivos de saída para o espectro de Spencer-ATTIX e razão de *stopping power* em dois meios arbitrários.

O EGSnrc contém ainda em seu sistema o PEGS4 (*Preprocessor of EGS4*), que é uma interface onde o usuário pode criar bibliotecas de *stopping power* e seções de choque para qualquer elemento, composição ou mistura para uma determinada faixa de energia.

Além disso, contém uma biblioteca chamada 521 ICRU com dados de poderes de frenamento e seção de choque do ICRU 37 e um visualizador gráfico, denominado de *Prewiew* RZ, onde é possível visualizar a geometria de interesse.

Para fótons, o sistema armazena parâmetros iniciais, tais como, a energia e o ângulo, em uma matriz que retém as características das partículas a serem processadas. Se a energia for menor que a energia mínima a ser considerada, denominada de energia de corte, o fóton é descartado, a história é terminada e uma nova história se inicia. Se a energia do fóton for maior que a energia de corte, escolhe-se, com base na seção de choque do meio, a distância da nova interação e o fóton é transportado. Se o fóton ultrapassar a região de interesse ele é descartado, caso contrário é escolhido, através de seções de choque, o tipo de interação ao qual o fóton será submetido. Esse processo é repetido até que o número total de histórias seja realizado.

Dependendo do tipo de interação a que o fóton for submetido, ele poderá criar elétrons ou pósitrons em sua trajetória; e estes podem perder energia através de processos de colisão ou aniquilação em sua trajetória. O transporte de elétrons é governado por perdas contínuas de energia entre interações discretas de partículas carregadas.

Os parâmetros dos elétrons produzidos são armazenados em uma matriz e são recuperados se a energia do elétron for menor que a energia de corte, assim o elétron é descartado e a história terminada. A transferência de energia ao meio é contabilizada e, se não houver mais nenhum elétron armazenado, uma nova história têm início. Caso contrário, através de seções de choque contabiliza-se a

transferência de energia e a distância da nova interação do elétron até que esta seja menor que a energia de corte (DA ROSA *et al*.,2010).

2.10.4 PENELOPE (*PENETRATION AND ENERGY LOSS OF POSITRON AND ELECTRONS*)

É um código de simulação distribuído gratuitamente pela NEA (*Nuclear Energy Agency*), nele pode-se simular o transporte de elétrons, pósitrons e fótons em geometrias complexas de um material qualquer.

O PENELOPE é composto por quatro arquivos FORTRAN (*Mathematical Formula Translation System*):

- PENELOPE.f: sub-rotina (sequência de comandos) responsáveis pelo transporte de partículas simuladas;
- PENGEON.f: sub-rotina que controla a geometria da simulação;
- TIMER.f: sub-rotinas que controlam o tempo da simulação;
- PENVARED.f: sub-rotinas que executam os métodos de redução variacional.

Além de uma base de dados, MATERIAL f: responsável pela geração dos arquivos de dados de seção de choque dos materiais.

A simulação é baseada em um modelo que utiliza dados numéricos e analíticos de seção de choque para tipos distintos de interação, sendo aplicado para faixa de energias que vão de 1 keV até 1 GeV. O transporte de fótons é realizado por meio convencional detalhado, enquanto o de elétrons e pósitrons é realizado por algoritmos mistos, devido ao grande número de interações que têm lugar antes que ocorra a absorção das partículas.

A grande diferença que ocorre para elétrons e pósitrons no código PENELOPE é que para interações fortes, (grande ângulos de espalhamento ou grande perda de energia), utiliza-se o modo detalhado. Para interações fracas

(baixo ângulos de espalhamento ou pequena perda de energia), utiliza-se o modo condensado (SANTOS, 2009).

2.11 TRABALHOS ANALISADOS

2.11.1 AVALIAÇÃO DE PERCENTUAL DE DOSE PROFUNDA EM MEIOS HETEROGÊNEOS UTILIZANDO DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

O objetivo deste estudo foi investigar a influência da heterogeneidade de pulmão dentro de um fantoma de tecido mole no percentual de dose em profundidade (PDP). Curvas de PDP foram obtidas experimentalmente usando detectores termoluminescentes de LiF: Mg, Ti (TLD-100), bem como o sistema de planejamento de tratamento Eclipse com os algoritmos Batho, Batho modificado, equivalente TAR, e algoritmo anisotrópico analítico para feixes de fótons de 15 MV e tamanhos de campo de 1 x 1, 2 x 2, 5 x 5, e 10 x 10 cm^2. Simulações de Monte Carlo foram realizadas utilizando o código de usuário DOSRZnrc do EGSnrc. Os resultados experimentais concordam com simulações de Monte Carlo para todos os tamanhos de campo de irradiação. Comparações com os cálculos Monte Carlo mostram que o algoritmo AAA fornece a melhor simulação das curvas de PDP para todos os tamanhos de campo investigados. No entanto, mesmo este algoritmo não pode prever com precisão os valores PDP no pulmão para os tamanhos de campo de 1 x 1 e 2 x 2 cm^2. Uma sobredosagem no pulmão de cerca de 40% e 20% é calculada pelo algoritmo AAA próximo à interface tecido mole / pulmão para tamanhos de campo, respectivamente de 1 x 1 e 2 x 2 cm^2. Foi demonstrado que as diferenças de 100% entre os resultados Monte Carlo e os algoritmos Batho, modificado Batho, Equivalente TAR e respostas equivalentes podem existir dentro da região do pulmão para o campo 1x1 cm^2 (DA ROSA *et al*.,2010).

2.11.1.1 MATERIAIS

Nesse trabalho as medições foram realizadas em campos com dimensões de 10 x 10, 5 x 5, 2 x 2, 1 x 1 cm^2, Utilizando SSD = 100 cm para feixes de fótons de 15 MV.

Foi utilizado um acelerador linear Varian Clinac 2300, o sistema de planejamento de tratamento Eclipse® que utiliza quatro algoritmos diferentes para correção da heterogeneidade (Batho, Batho Modificado e Equivalente TAR e AAA). A imagem tomográfica do simulador foi obtida em um equipamento Picker PQ 2000 scanner TC fabricado pela Picker.

O simulador usado foi confeccionado no IRD com a seguinte configuração:

- 21 placas de acrílico totalizando 15 cm, sendo:
  - 13 placas de acrílico de 30 cm x 30 cm x 1 cm;
  - 5 placas de 30 cm x 30 cm x 0,2 cm;
  - 2 placas de 30 cm x 30 cm x 0,5 cm;
  - 1 placa com dimensões 30 cm x 30 cm x 0,2 cm com um furo central para posicionar os dosímetros termoluminescentes ao longo do eixo central do feixe de radiação.
- 37 placas de cortiça totalizaram 13 cm, sendo:
  - 22 placas de 30 cm x 30 cm x 0,4 cm;
  - 14 placas de 30 cm x 30 cm x 0,3 cm;
  - 1 placa adicional de 30 cm x 30 cm x 0,4 cm com um furo no centro para posicionar os TLD’s.
- A distribuição das placas foi a seguinte:
  - 5 cm de acrílico;
  - 13 cm de cortiça;
  - 10 cm de acrílico;

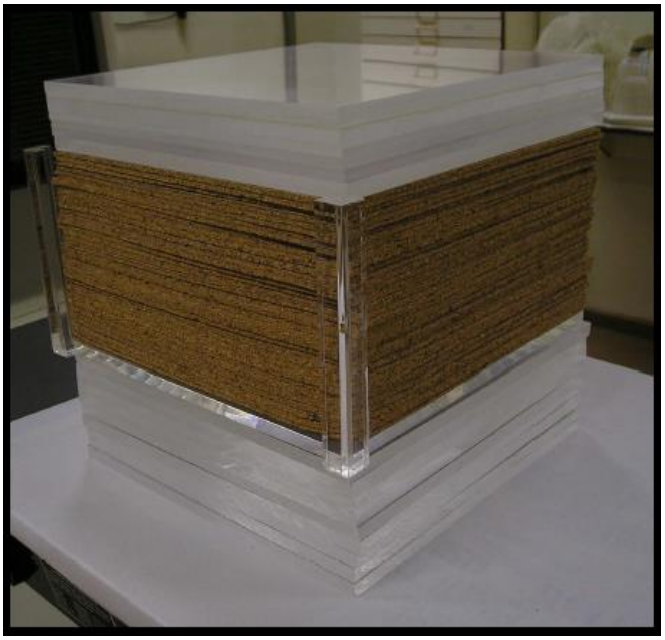


Figura 6: Foto do simulador de pulmão utilizado por da Rosa e colaboradores

Os dosimetros termoluminescentes utilizados são os TLDs-100 da empresa Harshaw, com forma de chip (3 x 3 x 1 mm^3) e composição: LiF:Mg, Ti. O forno utilizado para o pré-tratamento térmico e pós-tratamento térmico, fabricado pela empresa alemã PTW, modelo TLDO e a Leitora TL, foi o da empresa Fimel, modelo PCL3.

Para determinar a sensibilidade dos dosímetros os mesmos foram numerados de 1 a 60 e irradiados com dose de 1 Gy por um aparelho de cobalto Theratron 780X, sendo utilizados nessa irradiação uma placa de acrílico de dimensões 10 x10 x 2 cm^2 e 2 placas de água sólida de 30 x 30 x 5 cm^3, fabricadas pela empresa americana CNMC.

Foi utilizando o método de Monte Carlo com o algoritmo de cálculo EGSnrc (DA ROSA *et al*., 2010).

2.11.1.2 MÉTODOS

Para realização da determinação do PDP, foram realizadas irradiações de dosímetros TLDs no fantoma. Para isso, o fantoma foi posicionado sobre a mesa do acelerador linear, com a distância fonte superfície fixada em 100 cm.

A calibração do acelerador foi feita como 1 UM para 1cGy para a técnica SAD (distancia fonte–isocentro). Embora o acelerador possua duas potenciais energias, 6 e 15 MV, todas as medidas foram feitas em 15 MV, devido ser a energia mais usual para o tratamento de tumor pulmonar.

O acelerador linear possui um ponto chamado isocentro, que é o encontro do eixo do feixe central com o eixo do *gantry*. O sistema de *lasers* que o aparelho possui, no teto e nas paredes laterais da sala são projetados para coincidir com o isocentro do equipamento para facilitar o posicionamento do arranjo.

Em todas as irradiações foram selecionadas a taxa de dose de 400 UM/min, angulação do *gantry* 0° e angulação do colimador 0° e as unidades monitoras foram determinadas de forma a se obter 1 Gy na profundidade de máximo (3,0 cm).

As medidas de PDP foram feitas utilizando-se dosímetros TLDs de Fluoreto de Lítio dopado com Magnésio e Titânio (LiF:Mg,Ti). Esses TLDs são denominados comercialmente de TLD-100, podendo medir doses desde, aproximadamente 50 µGy até 10^3 Gy,. Para que fossem realizadas medidas em diferentes profundidades, foram utilizados 60 dosímetros TLDs. Destes, 52 foram utilizados nas medidas para cada tamanho de campo de irradiação, enquanto 8 dosímetros serviram como controle da experiência para correção de possíveis variações nas condições de leitura efetuadas em ocasiões diferentes.

Um TLD por vez foi posicionado no furo central da placa de acrílico ou cortiça, no eixo central de cada campo de irradiação para uma determinada profundidade. A fim de variar a profundidade, a placa de acrílico ou cortiça que possui furo variava sua posição dentro do fantoma.

A irradiação dos TLDs foi realizada com dois dosímetros por vez, obtendo assim duas leituras.

Na irradiação dos dosímetros de controle, foram utilizadas as duas placas de água sólida, posicionando os dosímetros a 5 cm de profundidade, mantendo o SSD em 100 cm, taxa de dose 400 UM/min, angulação do *gantry* e colimador 0° e campo 10 x 10 cm^2 na superfície, com a dose de 1 Gy.

Essa irradiação, foi realizada em quatro dosímetros por vez, sendo eles posicionados no eixo central em uma placa de acrílico de 2 mm de espessura com quatro furos no centro onde eram posicionados os TLD's.

Para que o fantoma fosse validado, foi realizado uma tomografia do mesmo e comparado o valor de unidades Hounsfield (UH) entre a cortiça e o tecido pulmonar e para o acrílico com a água. A tomografia foi realizada com cortes de 3 em 3 mm. Totalizando 100 fatias. O potencial utilizado foi de 130 kV.

O fantoma descrito acima também foi utilizado para calcular a dose absorvida por meio do sistema de planejamento, para isso, a tomografia foi inserida no sistema de planejamento através de uma interface com o tomógrafo. O mesmo opera com um *software* compatível com o Eclipse, permitindo a leitura dos arquivos de saída do tomógrafo.

Foram escolhidos quatro métodos de correção de heterogeneidade que são: Batho, Batho modificado, equivalente tecido-ar e o Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA), pois eram os métodos disponíveis no sistema de planejamento Eclipse.

A seleção de cada algoritmo de correção foi individual para o cálculo da dose absorvida em profundidade na tomografia do simulador para cada tamanho de campo utilizando (10 x 10, 5 x 5, 2 x 2, 1 x 1 cm^2).

Para os campos 2 x 2 e 1 x 1 cm^2, não havia uma câmara de ionização adequada a esse tamanho, o cálculo de dose foi feito por meio de extrapolação dos parâmetros existentes no sistema de planejamento.

Para simulação de MC, foi criado um arquivo de parâmetros de entrada no EGSnrc, selecionado o código DOSRZ e a biblioteca utilizada. O espectro utilizado neste trabalho foi de MOHAN *et al.* , contido no pacote do EGSnrc.

Este espectro foi validado comparando um PDP obtido por simulação de Monte Carlo com PDP obtido experimentalmente com câmara de ionização para água para um campo 10 x 10 cm^2.

Visando uma simulação o mais próximo do real, foi utilizada a fórmula de conversão de um campo quadrado de irradiação em um campo circular de irradiação mantendo as mesmas condições de espalhamento.

$$R = \frac{L}{\sqrt{\pi}} \tag{14}$$

onde:
L é o lado do campo quadrado de irradiação utilizada nas medidas experimentais.
R é o raio do cilindro utilizado nas simulações de Monte Carlo.

Os raios dos campos circulares equivalentes aos campos quadrados de tamanho 1 x 1, 2 x 2, 5 x 5 e 10 x 10 cm^2 são, respectivamente, 0,56, 1,22, 2,82 e 5,64 cm. Para as placas de cortiça e acrílico de 30 x 30 cm^2, o valor de raio é de 16,92 cm.

A geometria cúbica do TLD (3,0 x 3,0 x 0,9 mm^3) e foi convertido a uma geometria cilíndrica. Foi usado um círculo de raio 0,169 cm como área de avaliação da dose e do KERMA. Essa será a área de contagem.

O material selecionado para simular acrílico foi polimetil metacrilato (PMMA ICRU 521). Já a cortiça, não possui na biblioteca do EGSnrc um padrão de seções de choque para ela, sendo neste caso utilizado o pulmão (LUNG ICRU 521) do ICRU 37.

A medida das placas de cortiça empilhadas totalizou 15 cm e não 13 como eram esperados, isso se explica pelos pequenos filetes de ar entre cada uma das placas. Esta configuração foi simulada com o EGSnrc de modo a reproduzir a situação de medida.

A energia de corte utilizada neste trabalho para fótons foi de 0,0001 MeV e para elétrons e pósitrons foi de 0,07 MeV.

O número de histórias variou de 108 para as simulações dos campos 1 x 1 e 2 x 2 cm^2 e 109 para os campos 5 x 5 e 10 x 10 cm^2. Todas as simulações realizadas tiveram uma incerteza menor que 1%.

Foi avaliada a influência dos TLDs. Para isso, utilizou-se simulação de Monte Carlo e foram determinados fatores de correção para cada ponto de avaliação

experimental. Estas correções foram obtidas através do EGSnrc, onde foi simulada uma geometria de fatias (DA ROSA *et al*., 2010).

2.11.1.3 RESUTADOS

Foi verificado em uma tomografia do fantoma, que a cortiça poderia ser usada adequadamente como substituto ao tecido pulmonar. Seu número de unidades *Hounsfield* (HU) varia entre -510 e -533, enquanto o do tecido pulmonar varia entre -910 a -500.

Foi apresentado no trabalho, o fator de sensibilidade de cada TLD utilizado com variação de +/- 0,07. O desvio padrão percentual do fator de sensibilidade foi de 5% e a reprodutibilidade da leitura de cada dosímetro foi melhor que 3%.

A validação do espectro de 15 MV foi realizada em um simulador de água pelo código de Monte Carlo EGSnrc com desvio máximo de 2%.

Como os TLDs foram calibrados em relação a dose na água e as medidas foram realizadas em acrílico ou cortiça, houve a necessidade de correção das medidas de dose, uma vez que o TLD foi calibrado em relação a água.

A razão do poder de frenamento entre o acrílico/água foi de 0,966 e cortiça/água foi de 0,988. Estes valores estão de acordo com SIEBERS e colaboradores e foram simulados por código Monte Carlo com sistema EGSnrc.

Os dosímetros TLDs empregados no simulador de pulmão introduziam outra heterogeneidade no meio, e isso afeta o resultado das medidas em 10% no acrílico e 8% na cortiça.

As aproximações usadas pelos métodos de correção de heterogeneidade do sistema de planejamento Eclipse® impedem o cálculo correto das mudanças de dose que ocorrem no interior ou próximo as heterogeneidades.

Os métodos de correção Batho, Batho modificado e Equivalente TAR não levam em conta o desequilíbrio lateral. Consideram somente a atenuação dos

fótons. Isso se deve ao fato do transporte de elétrons não ser considerado, subestimando assim a dose nas regiões de baixa densidade.

Para o campo 1 x 1 cm^2, os métodos de correção Batho, Batho modificado e Equivalente TAR em relação aos dados do Monte Carlo podem divergir em até 100%. Essa diferença leva a uma subdosagem considerável no tecido pulmonar.

Como o método AAA considera o desequilíbrio eletrônico lateral e nesses tamanhos pequenos de campo é onde este evento é mais importante. Os valores obtidos com o método AAA estão mais próximos daqueles obtidos via simulação por Monte Carlo, exceto nas interfaces pulmão/tecido mole e especialmente tecido mole/pulmão. Para a interface tecido mole/pulmão há uma superestimava de dose de 40% e para a interface pulmão/tecido há uma subestimativa de 18%.

Nos campos menores como 2 x 2 e 1 x 1 cm^2, o não uso dos algoritmos de correção implica em valores mais próximos aos resultados obtidos por simulação Monte Carlo, nos casos dos algoritmos Batho, Batho modificado e EQTAR.

Como as novas tecnologias de tratamento de radioterapia de intensidade modelada usam pequenos tamanhos de campo, a não consideração da falta de equilíbrio eletrônico lateral é de extrema relevância para as mesmas.

Para o campo 10 x 10 cm^2, o não uso de correção de heterogeneidade leva a uma subdosagem de até 20% na região de interesse clínico. Este é um campo muito utilizado para tratamento em radioterapia convencional.

Os resultados mais próximos que podem ser encontrados são através da utilização do método Monte Carlo, porém o mesmo é inviável devido a grande demora na realização de seus cálculos. Por ser um programa de ordem estatística, a precisão do seu resultado será proporcional ao número de histórias rodadas.

Dentre todos os resultados apresentados, o Triple A possui resultados mais confiáveis e com pequenos desvios em relação aos demais métodos de conversão (DA ROSA *et al*.,2010).

Nas figuras (7,8,9 e 10) são apresentados, respectivamente, os perfis de dose para os campos 10 x 10, 5 x 5, 2 x 2 e 1 x1 cm^2, para um simulador com heterogeneidade de pulmão.

A energia usada foi: 15 MV.

O fantona utilizado foi:

- Fantoma IRD (cortiça e acrílico).

Algoritmos de correção:

- BPL representa a correção para Batho;
- BMod representa a correção para Batho Modificado;
- EQTAR representa a correção para TAR equivalente;
- AAA representa a correção para algoritmo Triplo A;

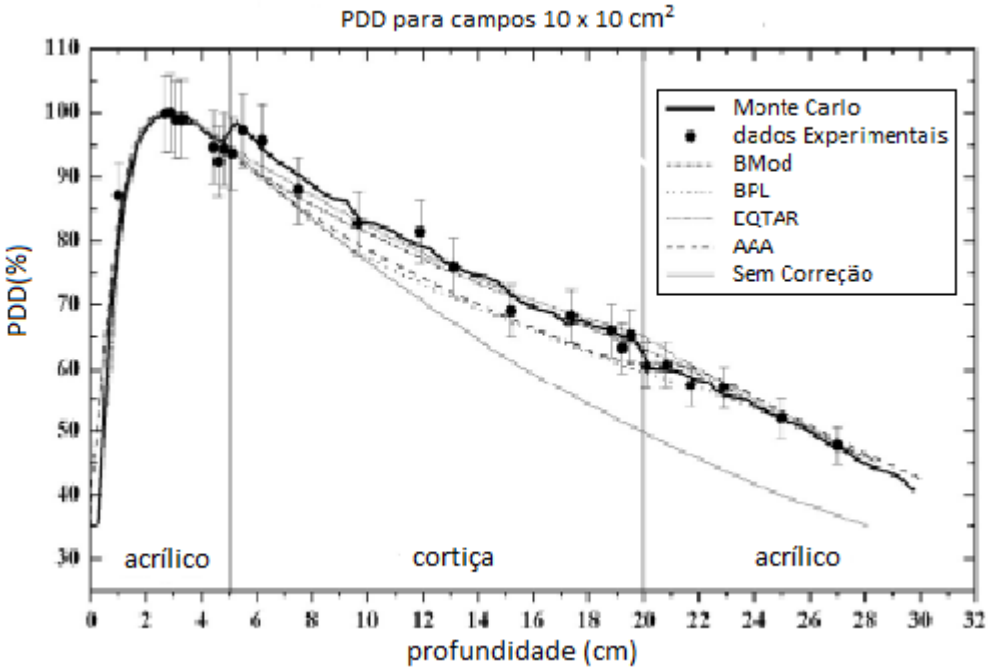


Figura 7: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

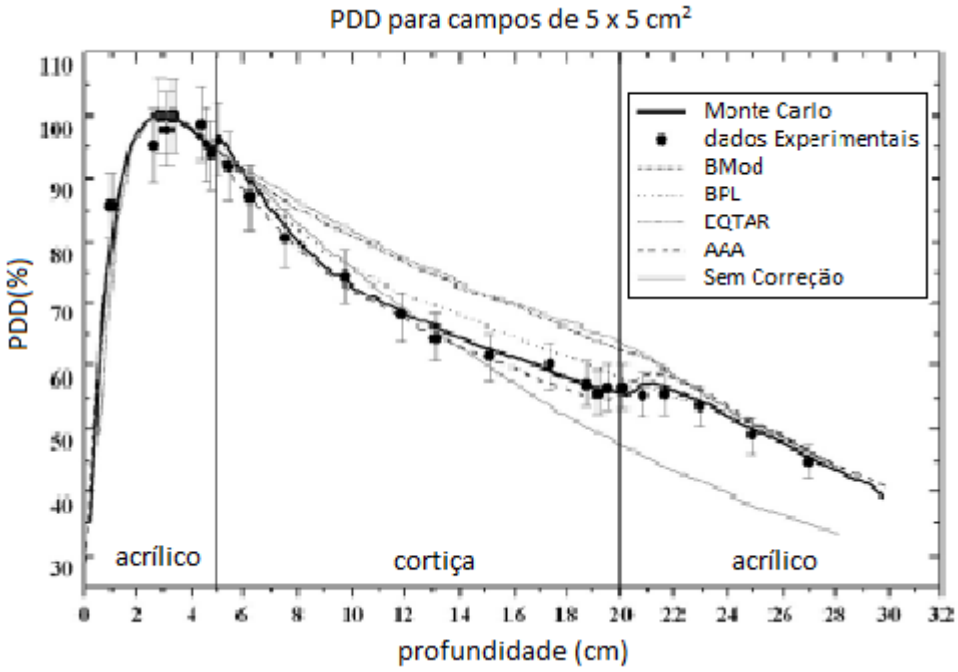


Figura 8: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

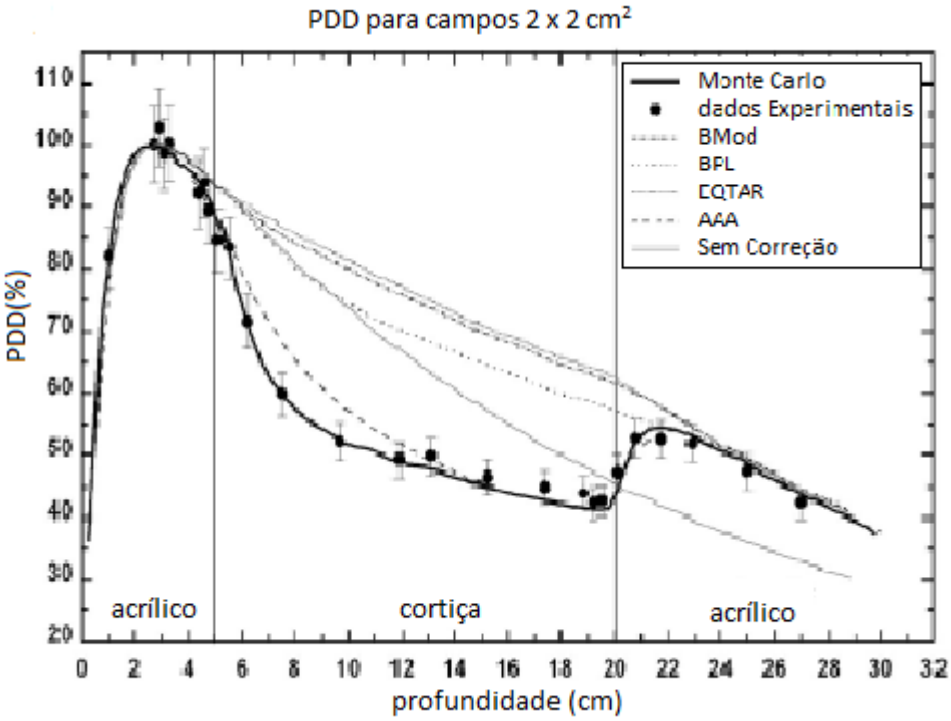


Figura 9: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

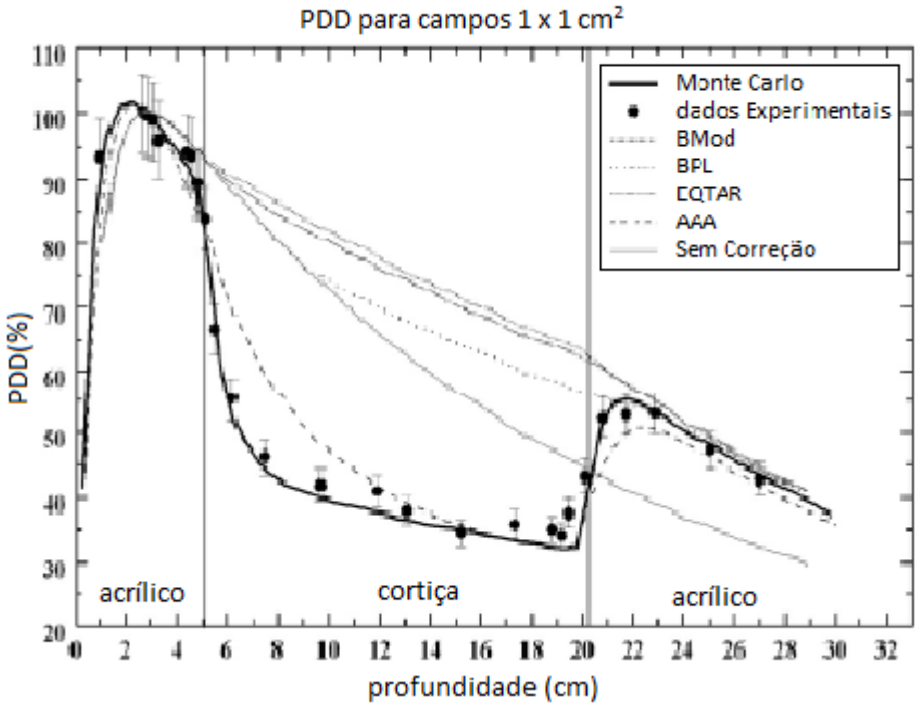


Figura 10: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 15MV para o campo 1 x 1 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

Os gráficos (11 e 12) representam a razão dos valores dos algoritmos de correção de heterogeneidade pelos valores de Monte Carlo.

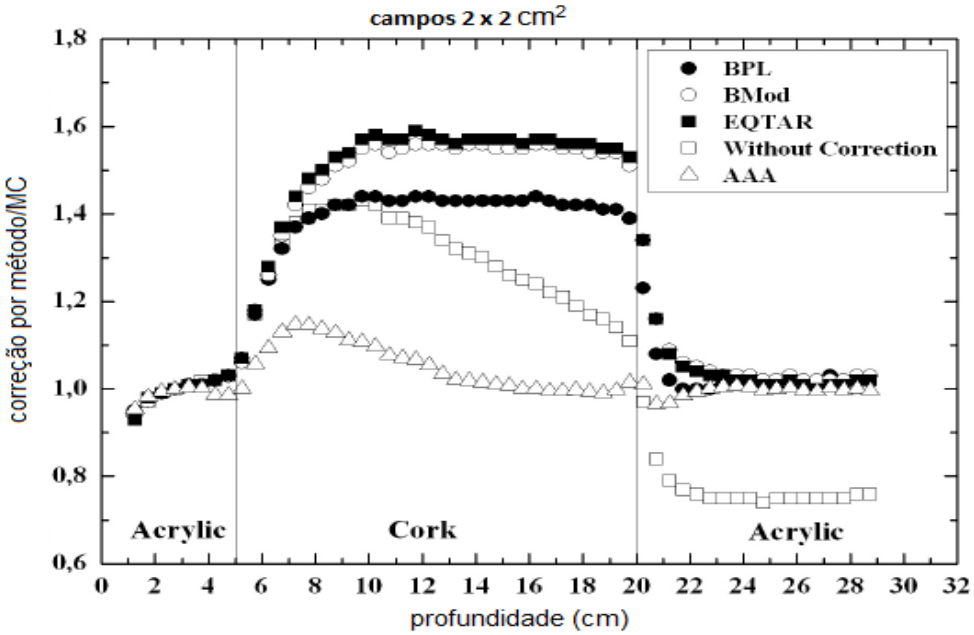


Figura 11: O gráfico representa a razão entre as curvas de PDP obtidas pelo sistema Eclipse® e por simulação de Monte Carlo para o campo 2 x 2 cm^2, para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

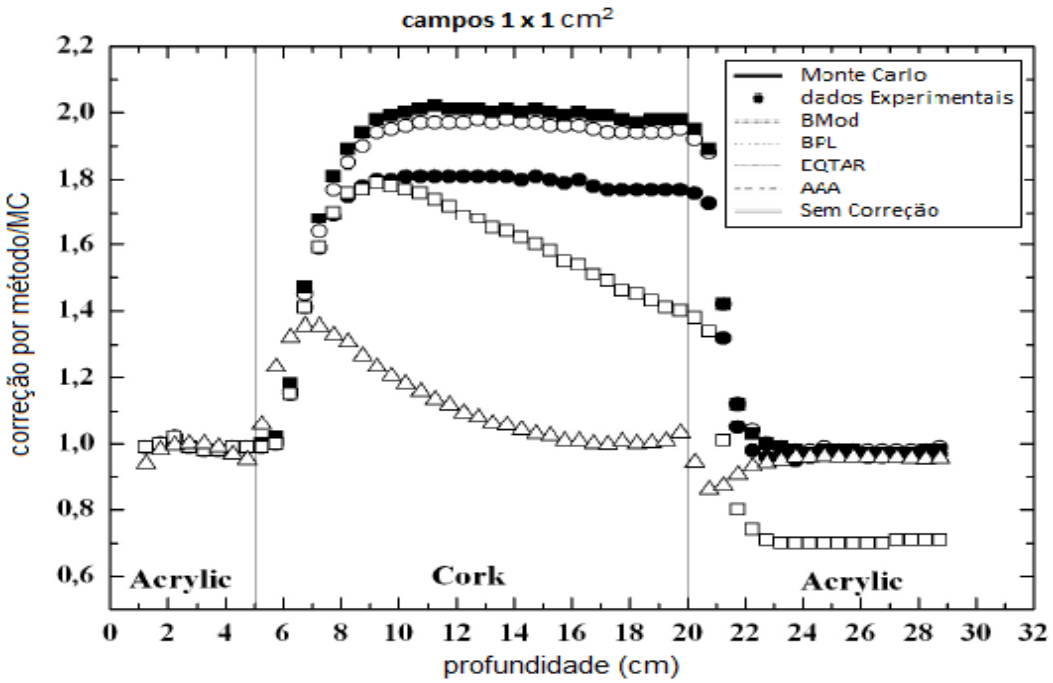


Figura 12: O gráfico representa a razão entre as curvas de PDP obtidas pelo sistema Eclipse® e por simulação de Monte Carlo para o campo 1 x 1 cm^2, para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do IRD. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR e AAA.

2.11.2 COMPARAÇÃO DE ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE EM SIMULADORES DE PULMÃO COM HETEROGENEIDADES EQUIVALENTES EM CONDIÇÕES DE DESEQUILÍBRIO ELETRÔNICO LATERAL

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de quatro diferentes algoritmos de correção ainda em uso na prática clínica e um algoritmo baseado em superposição de convolução para tamanhos diferentes de campo, incluindo campos de pequeno porte, em fantomas heterogêneos, com uma heterogeneidade equivalente a pulmão. Os cálculos de PDP foram comparados com medições experimentais realizadas por meio de detectores TL e câmaras de ionização em relação a simulações de MC (CARRASCO *et al.*, 2004).

2.11.2.1 MATERIAIS

As medições foram realizadas em campo com dimensões de 10 x 10, 5 x 5, 2 x 2 cm^2, Utilizando SSD = 100 cm tanto para 6 MV quanto para 18 MV.

Foram utilizados dois aceleradores lineares. O acelerador linear Varian Clinac 1800, produz feixes de raios X e trabalha com o SPT CadPlan v.6.7 que utiliza três algoritmos diferentes para correção da heterogeneidade (Batho, Batho Modificado e Equivalente TAR). As imagens dos fantomas, utilizados neste acelerador, foram adquiridas em um Tomógrafo Computadorizado asteon scanner TC fabricado pela Toshiba (Tóquio, Japão). O outro acelerador linear utiliza o SPT Helax-TMS v.6.1A, que utiliza dois algoritmos, um de correção baseado em *Pencil Beam* e o outro é o cone colapsado baseado em modelo de superposição de convolução. O fantoma é representado por uma matriz de densidade, onde cada voxel da matriz foi definido pelo usuário.

Foram utilizados dois simuladores de camadas com materiais equivalentes no artigo:

- Fantoma CIRS do Hospital São Bartholomeu (SB), London, UK
  - Placas 30 x 30 cm^2 com espessura variando entre 0,1 e 0,6 cm
- A distribuição das placas foi a seguinte:
  - 5 cm de água sólida
  - 13 cm de material de pulmão
  - 10 cm de água sólida
- Materiais utilizados foram:
  - água sólida ™ (CIRS Inc., Norfolk, EUA, ρ = 1,006)
  - material equivalente a tecido de pulmão (densidade eletrônica em relação à água, ρ = 0,195)

O outro simulador é equivalente a de um pulmão inflado de acordo com o ICRU 44 report (ρ [lung ICRU44] = 0.258).

As curvas de PDD foram geradas por câmaras de ionização e medições em TLD, em três dias diferentes para adquirir informações estatísticas. As câmaras de ionizações cilíndricas utilizadas foram:

- NE 2571 de 0,6 cm^3 da Saint-Gobain e Cristais Detectores
- PTW 31.002 de 0,125 cm^3 da PTW
- Além de uma paralela NACP-02 da IBA.

Foi utilizando o método de Monte Carlo com o PENELOPE

As curvas de PDP foram geradas por câmaras de ionização e medições em TLD, em três dias diferentes para adquirir informações estatísticas. As câmaras de ionizações cilíndricas utilizadas foram a NE 2571 de 0,6 cm^3 da Saint-Gobain e Cristais Detectores e a PTW 31.002 de 0,125 cm^3 da PTW e uma paralela NACP-02 da IBA. Os TLDs utilizados são compostos de LiF:Mg, Ti e LiF:Mg, Cu, P (TLD700 e TLD700H). Os materiais TL enriquecidos com ^{7}Li foram escolhidos para evitar possíveis contribuições de nêutrons nas medidas dos feixes de fótons de 18 MV (CARRASCO *et al*., 2004).

2.11.2.2 MÉTODOS

Os parâmetros de interação utilizados durante os cálcullos de dose estavam baseados no mapeamento dos números de Hounsfield, à composição elementar e desidade de massa, onde os dados do mapeamento foram retirados de relatórios da ICRU 44 e ICRP 23. Estes números referentes a cada tecido específico são mapeados a partir da densidade de elétrons, calculados a partir da composição e dada de acordo com a relação encontrada em Knöös.

As medições experimentais das curvas de PDP foram obtidas para avaliar o desempenho dos algoritmos. As curvas de PDP obtidas através de câmaras de ionização e medições em TLD foram repetidas em três dias diferentes para obter informações estatísticas. A câmara de ionização NE 2571 é adequada para campos maiores que 5 x 5 cm^2; na PTW 31.002 é preferível para tamanhos de campos

menores que 5 x 5 cm^2 e a NACP-02 é adequada apenas para campos maiores que 5 x 5 cm^2.

Na obtenção da dose na água, a leitura do eletrômetro foi corrigida a partir da pressão e da temperatura, sendo aplicada a Equação 15:

$$D_w = M_u^* N_D S_{w,air} P_f P_d P_{wall} \tag{15}$$

Onde:

M_u^* é a correção da leitura da dose na água a partir da pressão e da temperatura;
N_D é o fator de calibração da câmara de ionização em unidades de dose absorvida no ar por carga ou eltrômetro (Gy/C ou Gy/div);
$S_{w,air}$ é a relação do poder de frenamento entre a água e o ar calculados sobre o espectro;
P_f é o fator de correção para a perturbação na fluência de elétrons causada pela câmara;
P_d é o fator de deslocamento;
P_{wall} é o fator de correção causada pela parede da câmara.

A posição da câmara não é corrigida para o ponto efetivo de medição, e todas as medições são feitas nas mesmas profundidades. Caso o ponto efetivo de medição fosse utilizado, uma correção diferente ao longo da coordenada z deveria ser aplicada para cada câmara, porém os cálculos foram realizados na mesmas profundidades, possibilitando comparações diretas entre todas as medições e cálculos. As câmaras de ionização foram utilizadas nos fantomas como detectores de referência apenas nas regiões equivalente à água.

Os detectores de referência utilizados dentro do material equivalente de pulmão foram os TLDs, onde a aplicação de cada fator de correção e um controle de estabilidade e sensibilidade nos permite reduzir a incerteza estatística em ± 2%, sendo utilizado em alguns casos, vários detectores para alcançar medidas redundantes para validar o valor de referência.

A metodologia de comparação utilizada foi a determinação do valor de desvio de cada detector de referência em cada área (CARRASCO *et al*., 2004).

2.11.2.3 RESULTADOS

O campo 1 x 1 cm^2 foi excluído devido as câmara de ionização serem grandes demais para esse tamanho de campo.

As aproximações usadas pelos métodos de correção de heterogeneidade dos sistemas de planejamento CadPlan e Helax-TMS impedem o cálculo correto das mudanças de dose que ocorrem no interior ou próximo as heterogeneidades.

Os métodos de correção Batho, Batho modificado, Equivalente TAR e *Pencil Beam* não levam em conta o desequilíbrio lateral. Consideram somente a atenuação dos fótons. Isso se deve ao fato do transporte de elétrons não ser considerado, subestimando assim a dose nas regiões de baixa densidade.

Na avaliação do PDP, foi verificado que algoritmos do mesmo fabricante apresentam diferenças na determinação da heterogeneidade, quando se considera o equilíbrio eletrônico. Isso pode ser visto nas figuras (13 – 24) entre a cone colapsado e o TMS *Pencil Beam*.

Os gráficos que representam fantomas diferentes (SB pulmão material equivalente e CIRS) apresentam resultados semelhantes entre si.

Pode ser observado, que na região equivalente a água, no simulador todos os algoritmos produziram valores de desvio médio baixo. Os maiores valores foram encontrados para Equivalente TAR, Batho Modificado, e TMS *Pencil Beam*. O algoritmo Batho deu bons resultados, exceto para campos de tamanhos pequenos. Deve ser enfatizado que, nestes casos, a diferença máxima encontrada foi de 24%, estando localizado perto da interface água/tecido equivalente pulmonar com os algorítmos Equivalente TAR, Batho Modificado, e TMS *Pencil Beam*, para a energia de 18 MV, no campo 2 x 2 cm^2. Em consequência disso, em todas as profundidades os valores de desvio médio foram de até 3%, embora em geral se comportaram corretamente.

Pode ser observado que na região equivalente a tecido de pulmão no simulador, as diferenças eram muito maiores e chegou a 32% em média, com um máximo de 39%. No entanto, o Algoritmo Cone Colapsado apresentou um desvio médio máximo no valor de 1,8% com um máximo de 8% em um ponto. As maiores diferenças entre o algoritmo Cone Colapsado e TLD eram sempre perto da primeira interface entre água sólida e pulmão, mas, com a exceção desta área, o algoritmo se comportou corretamente, mesmo dentro do material do pulmão, para as geometrias que foram estudadas.

A diferença entre o medido por todos os algoritmo e a dose prevista foi abaixo de ± 3% -4% apenas para o campo 10 x 10 cm^2, energia de 6 MV. Para as situações restantes, aumentou mais rápido que o aumento da energia e do campo tamanho reduzido (CARRASCO *et al*., 2004).

Na figura (13,14 e 15) são apresentados os perfis de dose para os campos 10 x 10, 5 x 5 e 2 x 2 cm^2 respectivamente, para um simulador com heterogeneidade de pulmão.

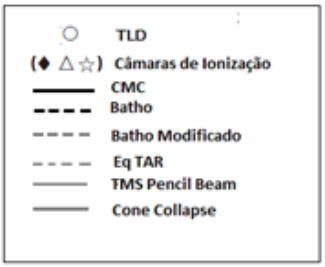
A energia usada foi de 6 MV.

O fantoma utilizado foi:

- CIRS

Algoritmos de correção:

- BMod representa a correção para Batho Modificado;
- BPL representa a correção para Batho generalizado;
- EQTAR representa a correção para equivalente TAR;
- TMS PB representa a correção para TMS *Pencil Beam*;
- CC representa a correção para cone colapsado.



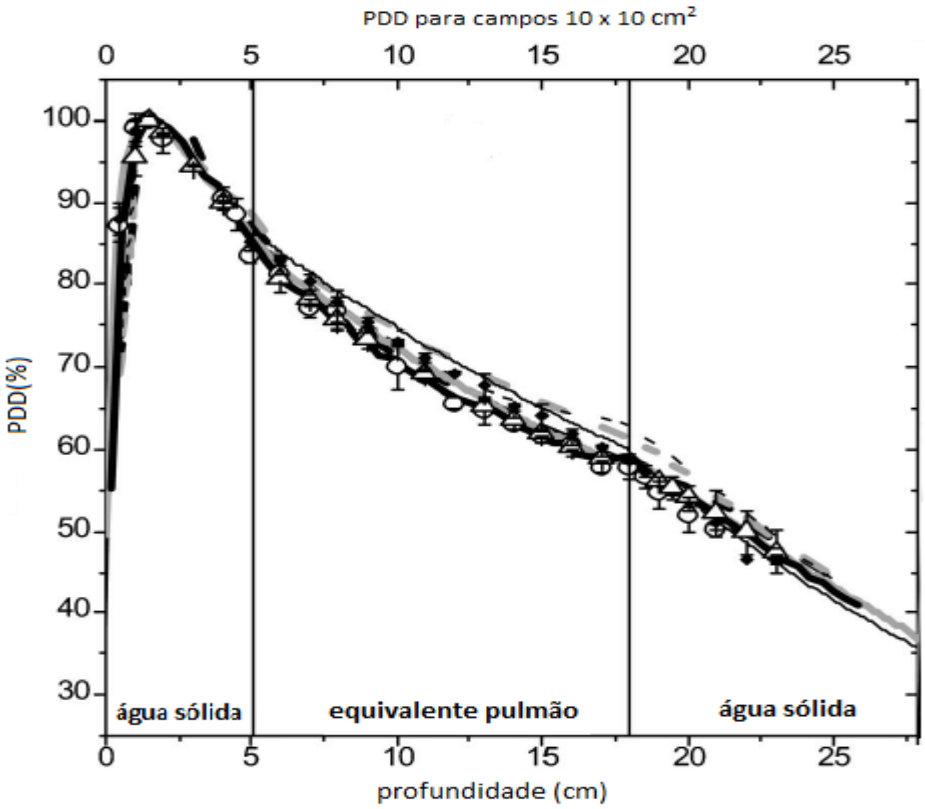


Figura 13: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

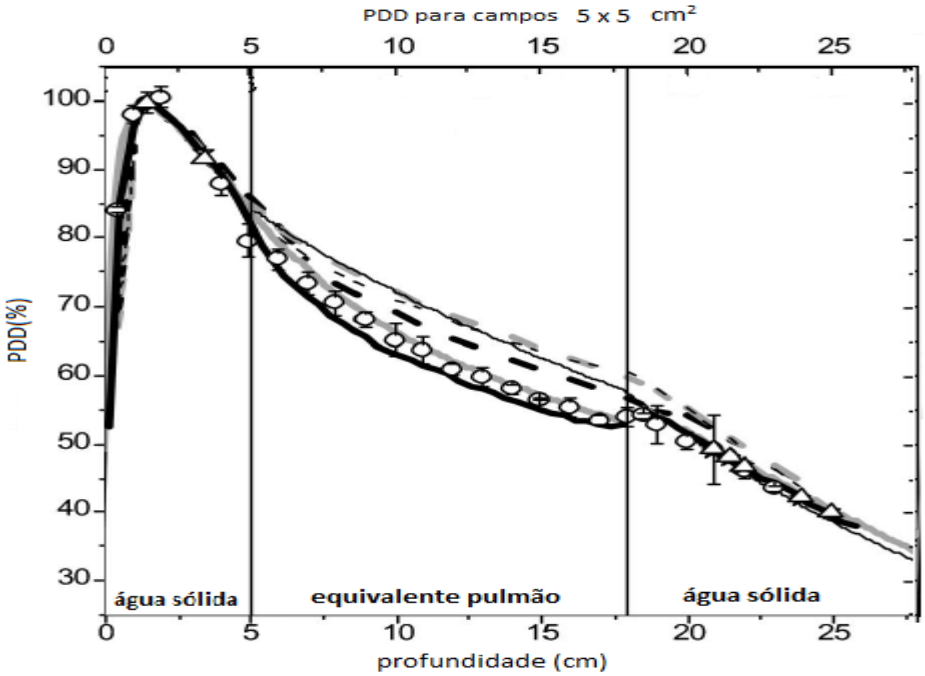


Figura 14: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

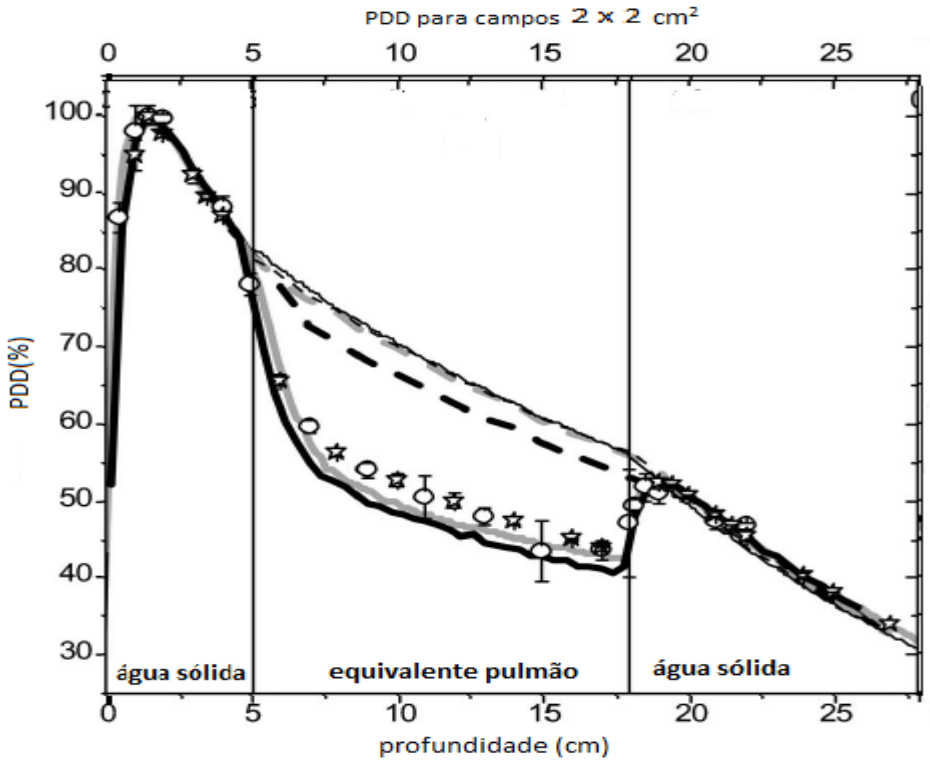


Figura 15: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

Na figura (16,17 e 18) são apresentados os perfis de dose para os campos 10 x 10, 5 x 5 e 2 x 2 cm^2 respectivamente, para um simulador com heterogeneidade de pulmão.

A energia usada foi de 18 MV.

O fantoma utilizado foi:

- CIRS

Algoritmos de correção:

- BMod representa a correção para Batho Modificado;
- BPL representa a correção para Batho generalizado;
- EQTAR representa a correção para equivalente TAR;
- TMS PB representa a correção para TMS P*encil Beam*;
- CC representa a correção para cone colapsado.

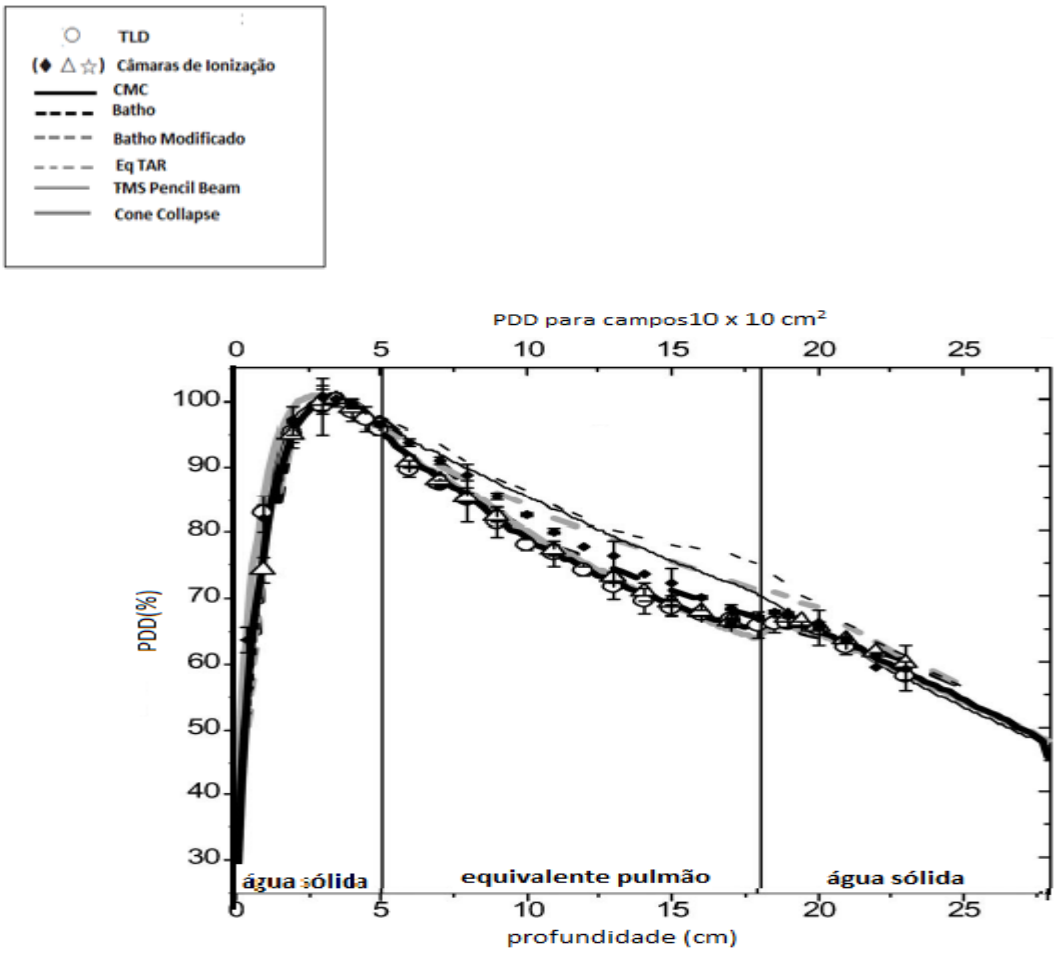


Figura 16: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

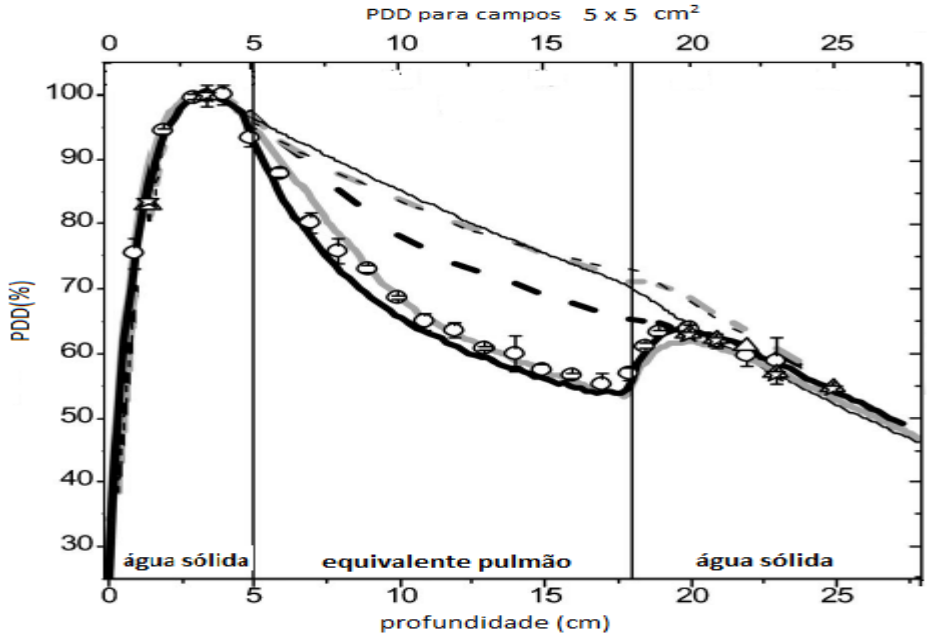


Figura 17: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

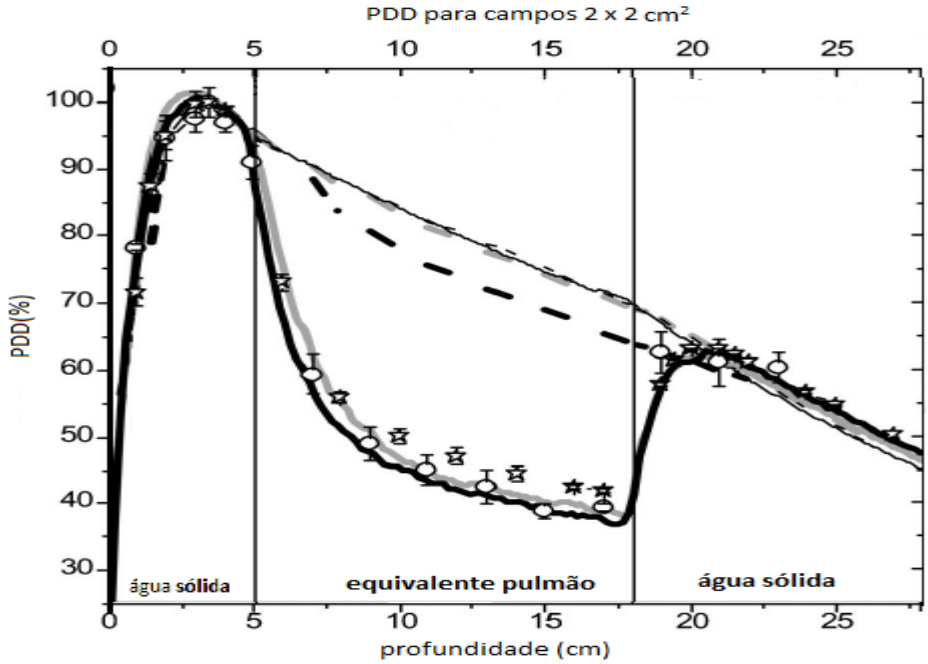


Figura 18: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão do CIRS. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

Na figura (19, 20 e 21) são apresentados os perfis de dose para os campos 10 x 10, 5 x 5 e 2 x 2 cm^2 respectivamente, para um simulador com heterogeneidade de pulmão.

A energia usada foi de 6 MV.

O fantoma utilizado foi:

- Fanton ICRU 44

Algoritmos de correção:

- BMod representa a correção para Batho Modificado;
- BPL representa a correção para Batho generalizado;
- EQTAR representa a correção para equivalente TAR;
- TMS PB representa a correção para TMS *Pencil Beam;*
- CC representa a correção para cone colapsado.

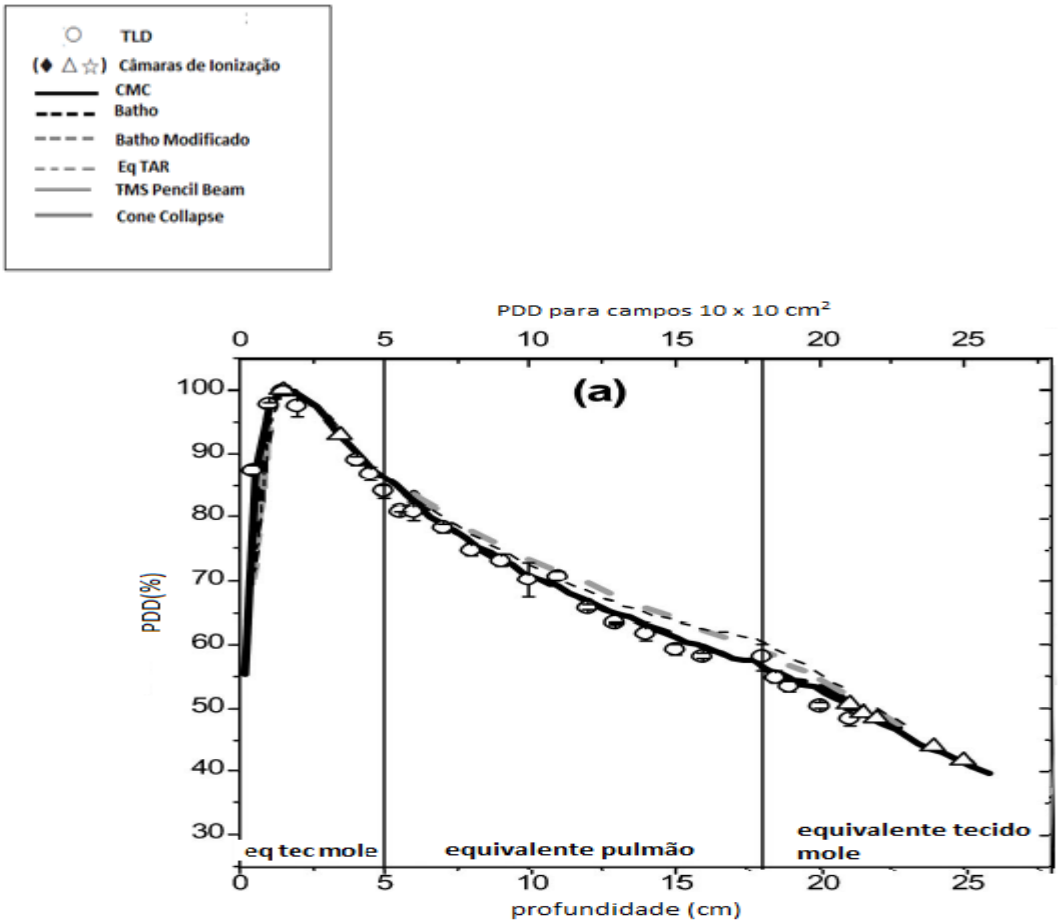


Figura 19: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

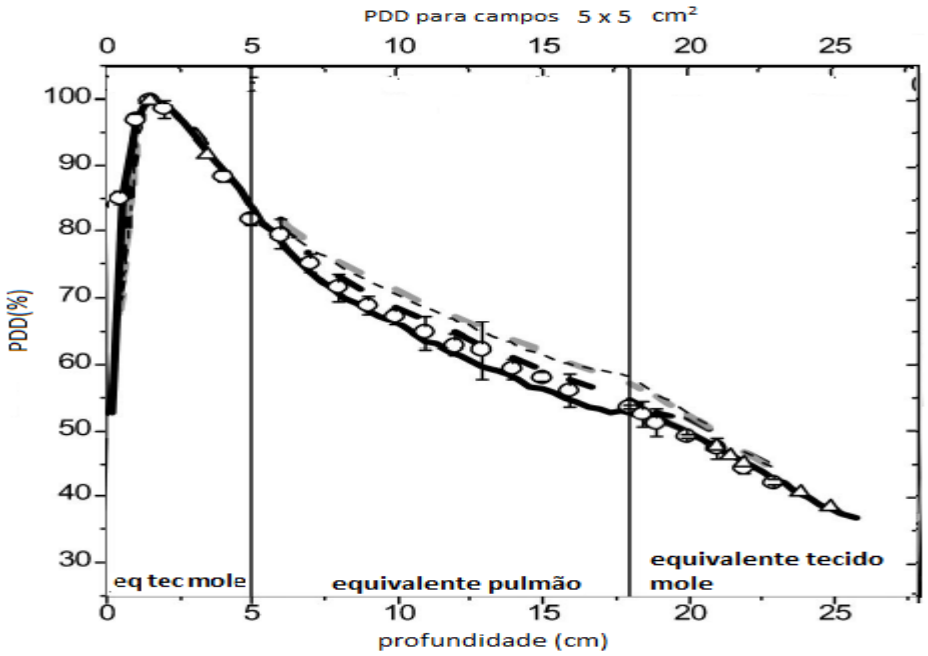


Figura 20: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

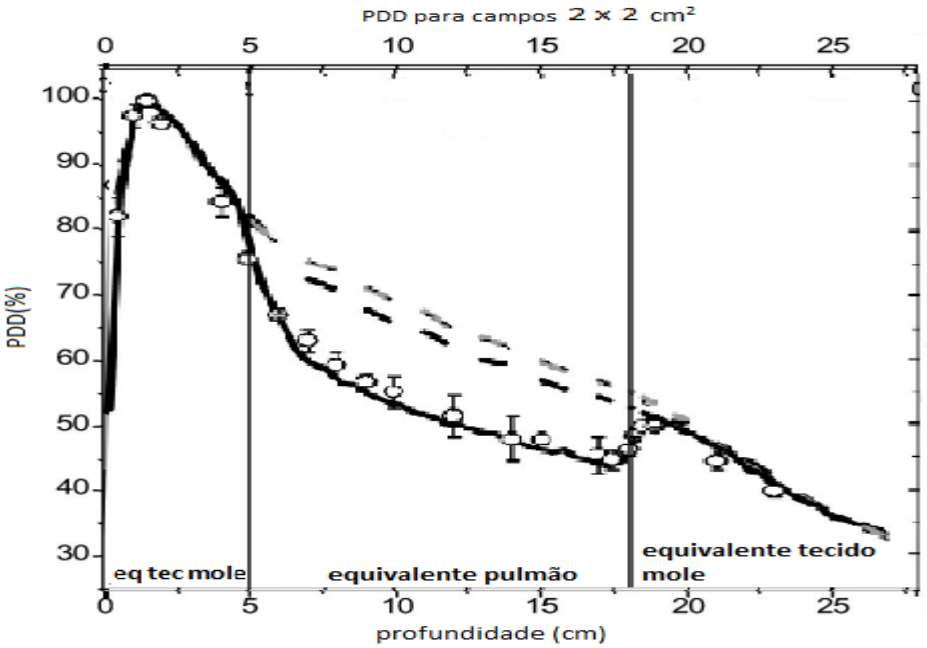


Figura 21: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 6 MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

Na figura (22, 23 e 24) são apresentados os perfis de dose para os campos 10 x 10, 5 x 5 e 2 x 2 cm^2 respectivamente, para um simulador com heterogeneidade de pulmão.

A energia usada foi de 18 MV.

O fantoma utilizado foi:

- Fantoma ICRU 44

Algoritmos de correção:

- BMod representa a correção para Batho Modificado;
- BPL representa a correção para Batho generalizado;
- EQTAR representa a correção para equivalente TAR;
- TMS PB representa a correção para TMS *Pencil Beam*;
- CC representa a correção para cone colapsado.

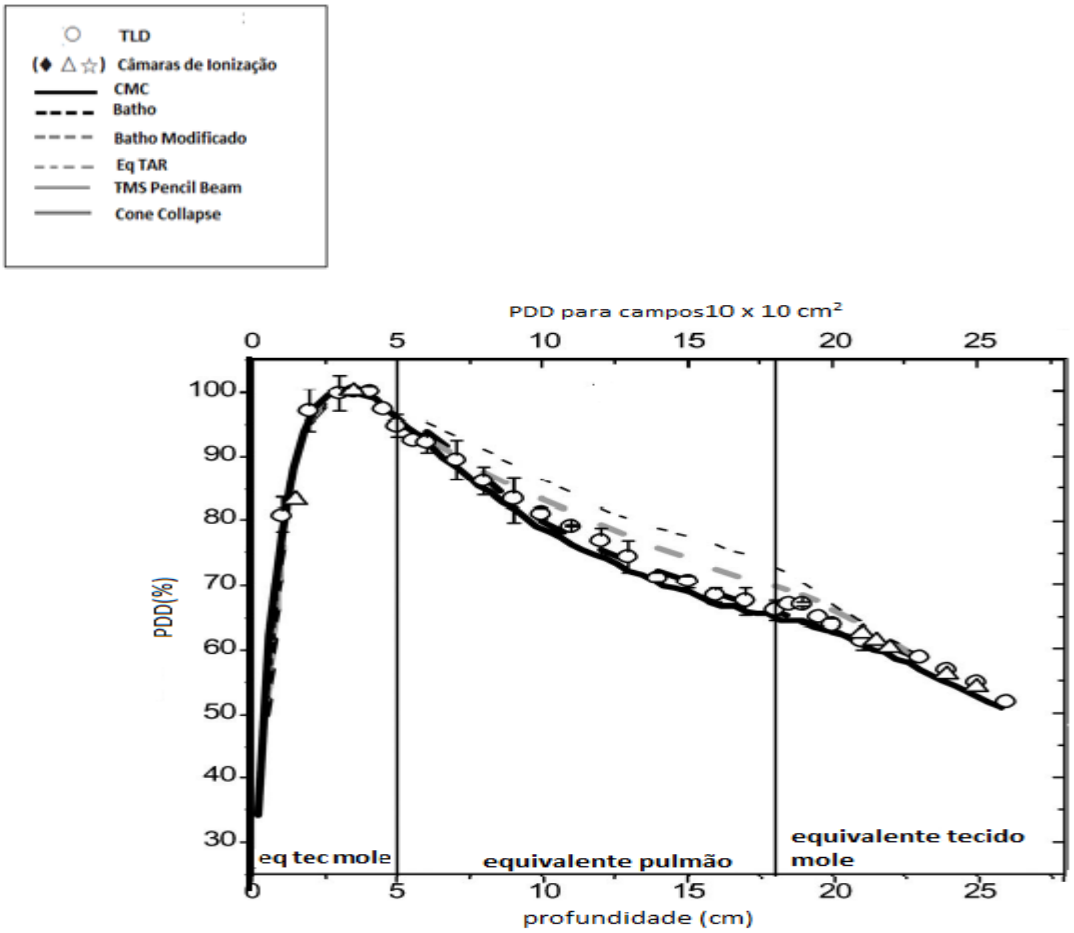


Figura 22: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 10 x 10 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

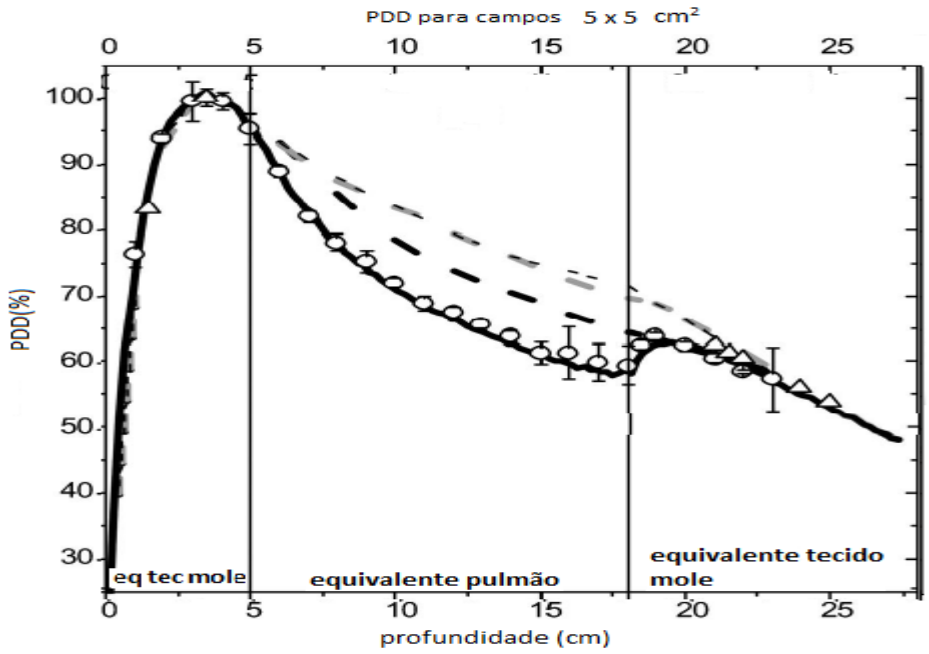


Figura 23: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 5 x 5 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, Pencil Beam e Cone Colapsado.

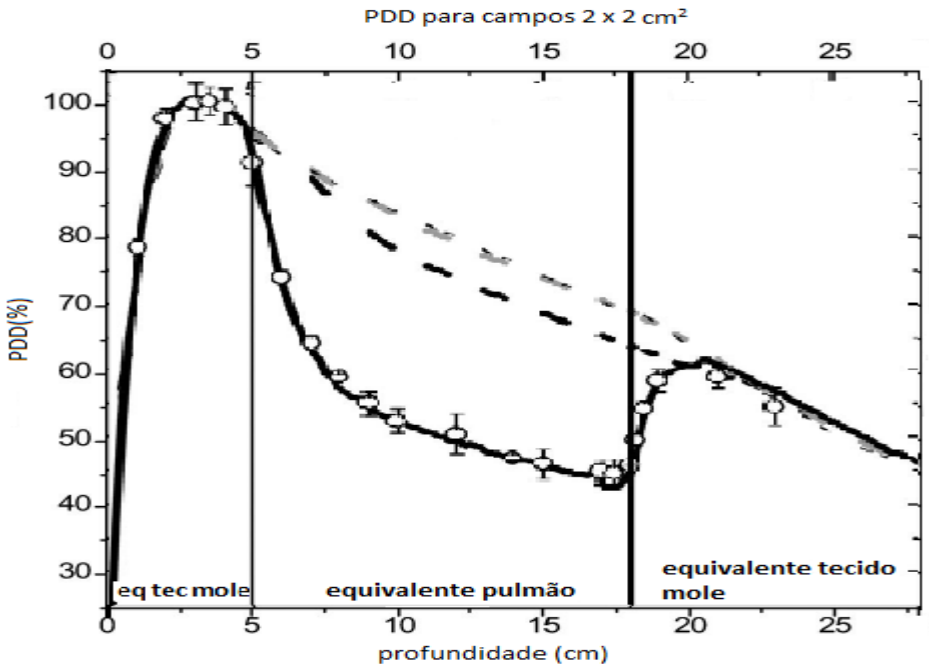


Figura 24: O gráfico representa o perfil de dose para energia de 18MV para o campo 2 x 2 cm^2 para um fantoma de heterogeneidade de pulmão baseado na ICRU-44. Nele está representado o modo sem algoritmo de correção e com os algoritmos: Batho, Batho modificado, EQTAR, *Pencil Beam* e Cone Colapsado.

3. CONCLUSÃO

Diferenças consideráveis foram encontradas entre o comportamento dos algoritmos de cálculos da dose em meios heterogêneos de baixa densidade, situação similar ao que é encontrada na região pulmonar.

Os algoritmos parcialmente Monte Carlo (AAA e Cone Colapsado), apresentaram resultados mais coerente aos reais, enquanto os algoritmos apenas analíticos (Batho, Batho Modificado, EQTAR e *Pencil Beam*) demonstraram uma divergência dos valores reais, principalmente por não considerarem o desequilíbrio eletrônico lateral, que, como foi visto no decorrer das análises dos artigos, variam diretamente com a diminuição do tamanho do campo e com o aumento da energia.

O uso dos algoritmos de correção apenas analíticos nessa condição de tratamento específica gerou uma sobre-dosagem de até 100%, ao passo que o não uso de nenhum algoritmo de correção representou uma menor discrepância do valor real. Com o uso dos algoritmos parcialmente Monte Carlo a maior diferença encontrada foi na interface tecido mole/ tecido pulmonar em 40% de sobre dosagem e tecido pulmonar/ tecido mole em 18% de sub-dosagem. O algoritmo Cone Copsado apresentou um desvio médio máximo no valor de 1,8%, com um máximo de 8% em um ponto na interface tecido mole/tecido pulmonar.

Devido a isto, recomenda-se um teste sobre o comportamento dos algoritmos de cálculos, sempre que houver a presença de meios heterogêneos, pois foi demonstrado que os algoritmos de um mesmo sistema de planejamento podem se comportar de maneiras diferentes e este comportamento deve ser bem conhecido pelo usuário.

REFERÊNCIAS

AAPM Task Group 23. **Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification**: a test package prepared by task group 23 of the American Association of Physicists in Medicine. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 1995.

ASPRADAKIS, M.M., Morrison R.H., Richmond N.D., Steele A. **Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning**. Phys Med Biol. 2003;48(17):2873-93.

BIRAL, A.R., Radiações Ionizantes para Médicos, Físicos e Leigos. Editora Insular, 2002.

BRAGG, C.M., Wingate K., Conway J. **Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification**. Radiother Oncol. 2008;86(2):276-84.

CAMPOS, L.T. **- Estudo dos Efeitos da Heterogeneidade de Pulmão na Avaliação da Dose Absorvida em Radioterapia**. Tese de Dissertação de Mestrado no IRD. BRASIL, FEV 2006.

CARRASCO, P, Jornet N., Duch M.A., et al. **Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium**. Med Phys. 2004;31(10):2899–11.

CARVALHO, A.C.P., **História da Tomografia Computadorizada**. Disponível em: www.sociedadeclementeferreira.com.br. Acesso em: 25 set 2011.

CECÍLIO, J.P. **Implementação e Aceite de Sistema de Radioterapia de Feixe Modulado Dinâmico com Uso de Colimador Secundário de Múltiplas Folhas. Tese para obtenção do Grau de Doutor em Ciências na área de Tecnologia Nuclear** – Aplicações. São Paulo, 2008.

DA ROSA L.A.R., Cardoso S.C., Campos L.T., Alves V.G.L., Batista D.V.S., **Facure a Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry**. J Appl Clin Med phys 2010 11 (1): 117-27.

DE GRAAF, K. M. V., **Anatomia Humana**. Editora Manole. 6ª. edição. São Paulo - Brasil, 2009.

DELANO, V.S.B., Silva, L.F., Fortes, S.S., **Testes Dosimétricos do Algorítimo Analítico Anisotrópico Implementado no Sistema de Planejamento Eclipse/Varian**. Revista Brasileira de Física Médica, 2010.

DING, W., Johnston P.N., Wong T.P., Bubb I.F. **Investigation of photon beam models in heterogeneous media of modern radiotherapy**. Australia Phys Eng Sci Med. 2004;27(2):39-48.

ECLIPSE ALGORITHMS REFERENCE GUIDE (P/N B500298R01C), Varian Medical Systems, 2007.

EZZELL, G.A., Galvin J.M., Low D., et al. **Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT**: report of the IMRT Subcommittee of AAPM Radiation Therapy Committee. Med Phys. 2003;30(8):2089–115.

FDA CLEARS HELAX=TMS VERSION 5.0 TREATMENT PLANNING SOFTWARE WITH IMRT. Disponível em: www.thefreelibrary.com Acesso em: 28 out 2011.

FOGLIATA A., Nicolini G., Vanetti E., Clivio A., Cozzi L. **Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation**: fundamental characterization in water. Phys Med Biol. 2006;51:1421-38.

ICRP Publication 103, Valentin J**. – The 2007 Recommendation of the International Commission on Radiological Protection** Editora Elsevier

ICRU Report 39, **Determination of Dose Equivalentes Resulting from External Radiation Sources.** International Commission on Radiation Units and Measurements 7910, Woodmont Avenue Bethesda, Maryland 20814 USA – 01 February 1985.

INCIDÊNCIA DE CÂNCER DO PULMÃO NO BRASIL. Disponível em: www.inca.gov.br/estimativa/2010 Acesso em: 23 ago 2011.

GALVÃO, M., **Análise Quantitativa de Risco**. Disponível em: www.mundopm.com.br. Acesso em: 30 set. 2011.

GONÇALVES, J.F., **Programa de Garantia de Qualidade** - Ministério da Saúde, 2001.

Knöös T, Ahnesjö A., Nilsson P., Weber L., **"Limitations of a Pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue,"** Phys. Med. Biol. 40, 1411–1420 (1995).

MAURÍCIO, C.L.P., **Termoluminescência e Dosimetria Termoluminescente. Aplicação em Monitoração Individual**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2001.

MIJNHEER B., Olszewska A., Fiorino C., et al. **Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non- IMRT photon beams**. ESTRO 2004 Booklet n°. 7 (Brussels: ESTRO).

Mohan R., Antolak J., **"Monte Carlo techniques should replace analytical methods for estimating dose distributions in radiotherapy treatment planning,"** Med. Phys. 28, 123–126 (2001).

MOSKVIN V., Timmerman R., Des Rosiers C., et al**. Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife**: II. Effects of heterogeneous versus homogeneous media for stereotactic radiosurgery. Phys Med Biol. 2004;49(21):4879–95.

PERES L.- **Radiação Ionizante, Princípios Físicos Aplicações e Risco1**. Editora Leon Denis, 2008.

PIANOSCHI, T.A., **Avaliação do Código de Simulação Monte Carlo Penelope para Aplicação em Geometrias Delgadas e Feixes de Radiodiagnóstico** – Faculdade de Filosofia e Letras de Ribeirão Preto-SP, Departamento de Física e Matemática. Disponível em http://www.abfm.org.br/rbfm Acesso em: 12 ago 2011.

PREVENÇÃO DO CÂNCER DE PULMÃO. Disponível em: www.prevencaoocancer.com.br Acesso em: 10 set 2011.

RADIOTERAPIA. Disponível em < www.fsc.ufsc.br/canzian.br Acesso em 20 set 2011.

ROSU M., Chetty I.J., Tatro D.S., TenHaken R.K. **The impact of breathing motion versus heterogeneity effects in lung treatment planning**. Med Phys. 2007;34(4):1462–73.

SANTOS, M.M., **Estudos de Câmaras de Ionização tipo Poço através de Monte Carlo**. Disponível em: www.teses.usp.br. Acesso em: 01 de out 2011.

SCAFF, L.A.M., **Bases Físicas para Técnicos**. Editora Projeto Saber. São Paulo, Brasil - 2008.

SINAIS E SINTOMAS DO CÂNCER DE PULMÃO. Disponível em: www.abcdasaude.com.br Acesso em: 10 set 2011.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA. Disponível em: www.sbradioterapia.com.br Acesso em: 20 set 2011.

TAUHATA, L., Salati, I.P.A., et al., **Fundamentos de Radioproteção e Dosimetria**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) - Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEM). Rio de Janeiro, Brasil - FEV 2008.

TUDO SOBRE O CÂNCER – Hospital A. C. Camargo. Disponível em: www.hcang.org.br Acesso em: 23 out 2011.