



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**IMPLEMENTAÇÃO E ACEITE DE SISTEMA DE
RADIOTERAPIA DE FEIXE MODULADO DINÂMICO COM O
USO DE COLIMADOR SECUNDÁRIO DE MÚLTIPLAS
FOLHAS**

PAULO JOSÉ CECILIO

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear – Aplicações.**

**Orientador:
Dra. Laura Natal Rodrigues**

SÃO PAULO

2008

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

"É preferível arriscar coisas grandiosas. Alcançar triunfo e glória mesmo expondo-se à derrota, do que formar filas com os pobres de espírito, que nem gozam muito e nem sofrem muito porque vivem nesta penumbra cinzenta que não conhece vitória e nem derrota". Theodore Roosevelt

Dedico este trabalho a minha orientadora e amiga, Dra Laura Natal Rodrigues, pela confiança, paciência, e incentivo constante. Também aos meus pais, pela minha educação e dignidade que me motiva a lutar contra o câncer, da melhor maneira possível, sempre tendo em mente as dores e dificuldades dos portadores desta doença, às vezes, só quantificado com a ocorrência na família.

Agradecimentos

Ao IPEN e todos os seus professores, funcionários e pesquisadores, por possibilitarem tão bons serviços, apesar das dificuldades.

Aos colegas da radioterapia e oncologia que sempre mantiveram sua confiança e apoio ao meu trabalho, caracterizado pela dedicação à qualidade, priorizando o sucesso e qualidade dos tratamentos do paciente a todo custo.

A Adriana pela força e companheirismo, em todos os momentos.

Aos meus irmãos e pais (in memoria).

Ao grande amigo Sérgio, pelo incentivo e crença no sucesso.

A grande amigo Roberto, pela competência e carinho com os pacientes.

Aos amigos de Limeira e Campinas, em especial Dr. Werner e Dr. André Moraes e Dra Ludimila, pela oportunidade de trabalho num importante momento de minha vida.

Aos colegas do Centro Infantil Boldrini.

A Sociedade Beneficência Israelita Albert Einstein e Centro Infantil Boldrini, pelo incentivo à pesquisa e desenvolvimento tecnológico.

IMPLEMENTAÇÃO E ACEITE DE SISTEMA DE RADIOTERAPIA DE FEIXE MODULADO DINÂMICO COM O USO DE COLIMADOR SECUNDÁRIO DE MÚLTIPLAS FOLHAS

PAULO JOSÉ CECILIO

RESUMO

A radioterapia de feixe de intensidade modulada (IMRT) no seu modo dinâmico é uma forma de radioterapia tri-dimensional (3D), na qual modula-se um feixe de forma a obter-se a irradiação com campos que possuem perfil variável. Os campos são gerados por um sistema de otimização matemático e transformado em seqüências de movimento ou abertura de lâminas dos colimadores terciários de múltiplas folhas (MLC) ou feixe colimado helicoidal, reproduzindo a fluência de radiação adequada. No processo o operador atribui valores limitantes de dose ao alvo e aos órgãos de risco circunvizinhos para que o sistema de planejamento inverso realize a otimização possível. Após a aprovação do plano de tratamento o mesmo deve ser conferido, através de um controle de qualidade (CQ), onde são verificadas as doses que deverão ser administradas ao paciente, comprovando-se as doses obtidas e aprovadas no plano do sistema de planejamento (SPC). Para este controle os mesmos feixes e campos são medidos em termos de dose absorvida e perfis, através de dosimetria na qual comprova-se que não há erro físico ou dosimétrico no plano que irá tratar o paciente com diferença aceitável de até 5%, também utilizada como tolerância para a aprovação dos 460 casos avaliados nesta tese. Foram apresentadas as metodologias para a aceitação no primeiro serviço a utilizá-la no Brasil e os testes de controle de qualidade de dois serviços de radioterapia, desde agosto de 2001 à maio de 2006 e no outro serviço de outubro de 2007 a maio de 2008, com controle de qualidade que permitiram os respectivos tratamentos clínicos com dados de 4 anos, ou seja, 460 casos com 3935 campos de tratamento verificados individualmente por dosimetria. Isto possibilitou o aperfeiçoamento da metodologia e garantia da qualidade nos tratamentos de IMRT dinâmico destes pacientes.

**COMMISSIONING AND IMPLANTATION OF THE DYNAMIC INTENSITY
MODULATED RADIATION THERAPY USING SECONDARY MULTI-LEAF
COLLIMATOR (MLC)**

PAULO JOSÉ CECILIO

ABSTRACT

The intensity modulated radiation therapy (IMRT) is a type of radiation therapy using dynamic sliding window which modulated the beamlets of each field which are thus obtained as a variable profile. The multiple fields are obtained by mathematic optimization in special treatment planning system. In this way, the resulted field is generated by leaf sequencing using the multi-leaf collimator (MLC) or helicoidally beam. The optimization is an interactive process with operator and planning system where the dose prescription to target and dose limit for organ of risk are inserted to obtain the acceptable beam fluence and this process is named as inverse planning. The planning approved by physician should checked by means of dosimetry in order to assure the correct dose delivery; this action is the main task of a quality control (QC) program. The QC is performed by measurements of total absorbed dose and profile for each field planned for the patient. The acceptance level is 5% for total dose and was used for all 460 cases and 3935 fields analyzed between August 2001 to May 2006 at Albert Einstein Hospital and October 2007 to May 2008 at the Centro Infantil Dr. Boldrini. This work performs an analysis of the QC of treatments plans for all patients treated with IMRT. During four years the methodologies were frequently improved and upgradated for each tumor site and could thus be assured for the required quality of all treatments with dynamic IMRT.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Radioterapia.....	3
1.1.1 Evolução da radioterapia.....	4
1.1.2 A radioterapia de feixe de intensidade modulada (IMRT).....	7
1.1.3 A técnica de IMRT com o uso de MLC.....	11
1.2 Importância de controle de qualidade específico para IMRT.....	12
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA DO CONTROLE DE QUALIDADE DE IMRT.....	18
3 OBJETIVO.....	21
3.1 Objetivos específicos.....	21
4 FUNDAMENTOS.....	22
4.1 Princípios gerais de radioterapia.....	22
4.1.2 Radiobiologia.....	22
4.1.3 Curvas de sobrevivência.....	23
4.1.4 Os "5-Rs" da radiobiologia.....	24
4.1.5 Taxa terapêutica	26
4.1.6 Resposta dos órgãos e tecidos às radiações.....	27
4.2 Cálculo da dose em radioterapia.....	29
4.2.1 Percentagem de dose profunda (PDP).....	29
4.2.2 Razão tecido máximo - TMR e Razão tecido simulador – TPR.....	29
4.2.3 Fatores de abertura de colimadores.....	30
4.2.4 Cálculo da dose em radioterapia para um ponto.....	30
4.2.5 Fatores de modificadores de feixe.....	31
4.2.6 Cálculo da dose para composição de campos e planejamento 3D em radioterapia.....	31
4.2.6.1 Integração de Clarkson para Campos Irregulares.....	32
4.2.6.2 Feixe Estreito de Convolução e Superposição.....	33
4.2.6.3 Simulação pelo método de Monte Carlo.....	34
4.2.7 Simulação por planejamento inverso para IMRT.....	35

4.2.8 O cálculo da dose de planos de IMRT.....	37
4.3 Fundamentos de dosimetria.....	37
4.3.1 Dosímetros.....	38
4.3.1.1 Câmara de Ionização.....	38
4.3.1.2 Filme dosimétrico.....	39
4.3.2 Calibração de um feixe clínico e medida da dose absorvida com câmara de ionização.....	40
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
5.1 Acelerador linear.....	41
5.2 Sistema de Colimador Multi-lâminas Varian – Modelo Millenium 120.....	41
5.2.1 Descrição do MLC dinâmico.....	44
5.3 Sistema de planejamento computadorizado (SPC)	46
5.3.1 Sistema de planejamento computadorizado Cadplan	46
5.3.2 Sistema de planejamento Eclipse.....	49
5.3.3 Sistema de planejamento inverso – Helios/Cadplan e Eclipse.....	50
5.4 Equipamento dosimétrico.....	52
5.4.1 Objeto simulador de água sólida.....	52
5.4.2 Câmaras de ionização	53
5.4.3 Filmes dosimétricos	54
5.4.4 Sistema de dosimetria de múltiplas micro-câmaras– MATRIXX.....	54
6 METODOLOGIA PROPOSTA.....	55
6.1 Aceite do sistema de MLC dinâmico e feixes do acelerador linear.....	55
6.2 Aceite do sistema de planejamento inverso.....	58
6.3 Controle de Qualidade do sistema de IMRT.....	58
6.4. Controle de qualidade do sistema de MLC dinâmico.....	59
6.5 Controle da qualidade da exportação do plano.....	62
6.6 Controle de qualidade dos dosímetros e equipamentos de dosimetria, objeto simulador e filmes.....	62
6.7 Preparo e aquisição das imagens do objeto simulador para cálculos dos planos no SPC.....	66
6.8 Controle de qualidade do sistema de dosimetria por filmes dosimétricos.....	68

6.9 - Leituras de dose e dosimetria dos planos de tratamento de todos os pacientes de IMRT como controle de qualidade dos planos.	69
6.10 Dosimetria por filmes para controle da qualidade da distribuição espacial (perfis) de dose.....	73
6.11 Leitura de dose absorvida e perfis de campos de IMRT com o uso do sistema de micro-câmaras MATRIXX.....	75
7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	77
7.2 Aceite.....	77
7.2 Controle de qualidade dos feixes do acelerador linear.....	80
7.3 Controle de qualidade do sistema de MLC dinâmico.....	81
7.4 Controle de qualidade dos equipamentos dosimétricos para IMRT.....	85
7.5 Confiabilidade do sistema em termos de quebra ou troca de peças.....	86
7.6 Controle de qualidade dos planos de tratamento de pacientes tratados com IMRT	88
7.6.1 - Fase teste 1 – curva de aprendizado.....	89
7.6.2 Fase teste 2 – Comparação entre câmaras de ionização.....	90
7.6.3 Fase 3.....	94
7.6.4 Tratamento de cabeça e pescoço.....	95
7.6.5 Tratamentos cerebrais.....	102
7.6.6 Demais sítios anatômicos.....	105
7.7 Casos clínicos utilizando o sistema de múltiplas micro-câmaras de ionização, MATRIXX, para medida de dose absorvidas em qualquer ponto e perfis do plano de dose.....	107
8 CONCLUSÕES.....	111
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	115
10 APÊNDICE I	123

Lista de Figuras

Figura 1: Representação esquemática de um acelerador linear e seus principais componentes para produção de raios-X por aceleração de micro-ondas	6
Figura 2: (a) Bloco de colimação feito com liga de Lipovitz; (b) Colimação feita com um MLC.....	7
Figura 3: Sistema de otimização inversa.....	10
Figura 4: (A) distribuição de dose em profundidade para um feixe de fótons; (B) montagem experimental para medida de dose e razão percentual que caracteriza a energia de um feixe de fótons, utilizados no aceite de equipamentos de radioterapia.....	13
Figura 5: (A) Perfis de um feixe clínico de radioterapia em várias profundidades para um campo quadrado de 30cm x 30cm; (B) metodologia de análise da planura e simetria de feixes clínicos utilizados em equipamentos de radioterapia.....	14
Figura 6: Exemplo de um perfil de um feixe de intensidade modulada.....	15
Figura 7: Exemplo ilustrativo de distribuição de isodose para um tratamento de próstata com (A) 4 campos ortogonais; (B) 6 campos oblíquos conformando o alvo; (C) feixes modulados com IMRT.....	16
Fig. 8: Curvas de sobrevivência celular.....	24
Fig. 9: Comportamento de dois tipos celulares distintos e sua reação à irradiação.....	26
Figura 10: Esquema e dimensões das lâminas do MLC Millenium 120.....	42
Figura 11: Esquema dos principais mecanismos de movimentação e controle de posicionamento das lâminas do MLC.....	43
Figura 12: Gráfico de um arquivo STT de configuração das lâminas do MLC dinâmico.....	44
Figura 13: Gráfico de posição de feixe com campos do MLC para técnica de campos estáticos.....	45
Figura 14: Gráfico da comparação de posição de feixe com campos do MLC para técnica de campos discretos e dinâmicos (“sliding window”).....	45
Figura 15: Imagem de BEV no sistema de planejamento Cadplan.....	48

Figura 16: Gráfico de histograma de dose e volume (DVH) no SPC Cadplan.....	48
Figura 17: Figura da tela de otimização do Helios para IMRT.....	51
Figura 18: Fluência de um campo de IMRT após o cálculo da otimização.....	52
Figura 19: Alinhamento das CI no OS para leituras no raio central. 1- CI tipo farmer, 2- CI RK083 e 3- CI micro Exradin A16.....	64
Figura 20: Placa de encaixe da câmara tipo Farmer. Centrada em uma placa de 2,0 cm de espessura.....	65
Figura 21: Placa de encaixe das câmaras RK083. Centrada na mesma placa de 2,0 cm de espessura das câmaras tipo Farmer.....	65
Figura 22: Placa de encaixe da câmara A-16. Centrada na placa própria mantendo o ponto efetivo com as câmaras tipo Farmer centralizados.....	66
Figura 23: Disposição do OS para dosimetria com filme dosimétrico a 10,0 cm de profundidade.....	69
Figura 24: Disposição do objeto simulador para dosimetria com filme dosimétrico a 9cm e simultaneamente leitura com uma câmara de ionização a 10cm.....	70
Figura 25: Disposição do objeto simulador para dosimetria complexa com a irradiação de filme dosimétrico a 9 cm para dose integral, filme dosimétrico a 4 cm para dose de cada campo, leitura com uma câmara de ionização a 10 cm e outra câmara a 5 cm em posição deslocada ao raio central do plano dos campos.....	70
Figura 26: Posicionamento do sistema MATRIX para medidas de dose absorvida e perfis de campos de IMRT no sistema de planejamento através de tomografia.....	75
Figura 27: Objeto simulador reproduzido no sistema de planejamento com alvo quadrado de volume definido centralizado na câmara de ionização tipo Farmer.....	79
Figura 28: Estabilidade a longo prazo dos fatores de calibração do acelerador ao longo do tempo, segundo o protocolo TRS-398.....	80
Figura 29: (A) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 0 grau; (B) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 90 graus; (C) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 270 graus.....	82

Figura 30: (A) Teste de posicionamento das 120 lâminas realizado com vários ângulos de cabeçote, como na figura 29; (B) Comparação de perfis dos filmes entre os ângulos de cabeçote zero, 90 e 270 graus.....	84
Figura 31: Medidas do “gap” dosimétrico com (A) câmara de ionização de 0,1 cm ³ e (B) sistema 2D de múltiplas câmaras (MATRIX).....	85
Figura 32: Levantamento de trocas de motores do MLC ao longo do período de 2001 a junho de 2006, exceto o ano de 2005 por perda de registro.....	87
Figura 33: Freqüência de troca de motores do MLC com relação às lâminas.....	87
Figura 34: Comparação visual para análise do perfil gerado no sistema de planejamento e do filme irradiado.....	90
Figura 35: Desvios Relativos da Dose Total Absoluta com CI PTW-0,6 cm ³ em 100 Tratamentos de Próstata.....	92
Figura 36: Desvios Relativos da Dose Total Absoluta com as CI PTW 0,6 cm ³ e RK083-0,12 cm ³ em 100 Tratamentos de Próstata.....	93
Figura 37: Frações de dose por campos comparados com sistema de planejamento e medidos, em 552 campos medidos com a câmara RK083 0,12 cm ³	95
Figura 38: Medidas da dose absorvida total dos planos de cabeça e pescoço em relação à dose prescrita.....	97
Figura 39: Comparação das frações de doses calculadas no sistema de planejamento para cada campo e medidas com 3 tipos de câmaras.....	98
Figura 40: Comparação ilustrativa, das distribuições de isodoses relativas de todos os campos somados, em uma mesma incidência, do SPC e filme irradiado.....	99
Figura 41: Exemplos da análise gama utilizada na dosimetria de perfis de campos de IMRT com o sistema 2D MATRIX.....	101
Figura 42: Medidas da dose absorvida total dos planos cerebrais em relação à dose prescrita utilizando 3 câmaras de volumes diferentes.....	103
Figura 43: Comparação das frações de doses calculadas no SPC para cada campo e medidas com 3 tipos de câmaras nos planos de IMRT cerebrais.....	104
Figura 44: Medidas de dose absorvida para os campos de diversos sítios anatômicos com diferentes câmaras.....	106

Figura 45: Medidas de frações de doses por campo em relação às frações de doses calculadas no sistema de planejamento para campos de sítios anatômicos variados, utilizando diferentes câmaras.....107

Figura 46: Comparação das doses absorvidas medidas com câmara de ionização e sistema MATRIX, comparadas com obtidas no sistema de planejamento, para o mesmo ponto de medida e normalização, em 82 campos de tratamentos.....109

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Fatores biológicos e seus respectivos mecanismos de efeito na resposta e relevância clínica.....	25
Tabela 2 - Doses de tolerância (TD 5/5 e TD 50/5) para os principais órgãos.....	28
Tabela 03: Valores de fator de qualidade do feixe (K_Q), fator de calibração em termos de dose absorvida em água ($N_{D,W}$) nos feixes de 6 MV e 15 MV.....	64
Tabela 4: Relação de regiões e planejamentos padronizados com a montagem do objeto simulador, câmara de ionização e profundidade de medida para o controle de qualidade de IMRT.....	67
Tabela 5: Resultados da medida da transmissão máxima das lâminas do MLC modelo Millenium em dois aceleradores e épocas diferentes, medidas com CI, filmes e sistema de múltiplas micro câmaras.	77
Tabela 6: Resultados da medida da separação dosimétrica do MLC modelo Millenium em dois aceleradores e épocas diferentes, medidas com CI, filmes e sistema de múltiplas micro câmaras.	78
Tabela 7: Valores de referência obtidos nos testes de exatidão da interrupção e dose parcial liberada em tratamento, utilizando o campo de IMRT e CI.....	83
Tabela 8: Resultados das doses totais absolutas medidas em 100 casos com duas CI para planos de tratamentos de próstata com IMRT, no centro dos campos.	91
Tabela 9: Resultados das frações da dose do campo em relação à dose prescrita de contribuição dos campos individuais em comparação com os mesmos no sistema de planejamento, para 431 campos medidos nos 100 casos de tratamentos de próstata com IMRT, medidos com as 2 câmaras de volumes diferentes.....	93
Tabela 10: Resultados das doses totais absolutas medidas em 114 casos na fase 3 com CI RK083-0,12 cm ³ para planos de tratamentos de próstata com IMRT, no centro dos campos.	94
Tabela 11: Resultados das doses absolutas de contribuição dos campos individuais em comparação com os mesmos no sistema de planejamento, para 552 campos medidos com câmara RK083-0,12 cm ³ nos 114 casos de tratamentos de próstata com IMRT.....	95
Tabela 12: Resultados das 90 medidas da dose total dos planos de cabeça e pescoço com diferentes câmaras de ionização, normalizados para a dose prescrita de 2,00 Gy.	96

Tabela 13: Resultados das frações de doses relativas de cada campo individual medido em comparação ao mesmo calculados no sistema de planejamento, para tratamentos de cabeça e pescoço com IMRT.....	98
Tabela 14: Resultados das 95 medidas da dose total dos planos cerebrais com diferentes CI, normalizados para a dose prescrita de 2,00 Gy.....	103
Tabela 15: Resultados das frações de doses relativas de cada campo individual medido em comparação aos mesmos calculados no sistema de planejamento, para os tratamentos cerebrais com IMRT.....	104
Tabela 16: Outros sítios anatômicos com tratamentos de IMRT e que foram avaliados em termos de controle de qualidade.....	105
Tabela 17 Resultados de 82 campos medidos com câmara de ionização e sistema MATRIX, comparados com o cálculo do sistema de planejamento em termos de dose absorvida no mesmo ponto.....	108
Tabela 18: Distribuição dos sítios anatômicos e número de casos medidos por IMRT de agosto de 2001 a maio de 2006.....	112

LISTA DE ABREVIATURAS UTILIZADAS

2-D: bidimensional.

3D: tridimensional.

AL: acelerador linear.

BEV: “beam eye view”, visão do olho do feixe.

Bolus: material com propriedades dosimétricas de absorção similares a tecido humano utilizado para superficialização da dose em regiões em que se deseja a dose na superfície.

cGy: centi-gray, é a sub unidade de dose absorvida de radiação, bastante utilizada em radioterapia por representar a ordem de grandeza das doses terapêuticas de dose diária.

CI: câmara de ionização.

CQ: controle de qualidade.

CT: “computerized tomography”, é a tomografia computadorizada.

CTV: “clinical target volume”, volume alvo clínico.

DICOM: “digital imaging communications in medicine”, é a comunicação de imagens digitais em medicina. É um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica num formato eletrônico, estruturando um protocolo.

DMLC: “dynamic multi-leaf collimator”. É o colimador de múltiplas lâminas dinâmico.

DNA: “deoxyribase nucleic acid”, é o ácido deoxiribase nucléico, composto orgânico cujas moléculas contém as instruções genéticas do ser vivo.

DRR: “digital radiography reconstruction”. É a imagem radiológica reconstruída digitalmente por computador.

Dva: é um tipo (extensão) de arquivo do DMLC para feixes modulados no sistema de DMLC da Varian.

DVH: “dose-volume histogram”. É o histograma de dose por volume.

EPID: “electronic portal imager device”, é o dispositivo de obtenção de imagens radiográficas com feixe do acelerador digital, construído por uma série de detectores

de estado sólido, substituindo em muitos casos a radiografia com filmes convencionais.

FAS: fator de acessórios.

FC: fator colimador

FOP: “open field factor”, é o fator de abertura de campo.

“Gantry”: é o braço do acelerador onde se encontra o foco do feixe, colimadores possui a propriedade de girar em torno de uma circunferência mantendo a distância isocêntrica, traduzido para o português como cabeçote..

Gray: unidade radiológica de dose absorvida, utilizada também para prescrição dos tratamentos, cuja abreviatura é o Gy. Utilizam-se também seus sub-múltiplos cGy (centi-gray) que é a centésima parte da unidade.

GTV: “gross tumour volume”, volume tumoral grosseiro ou residual.

Gy: gray, é a unidade de dose absorvida.

HU: “Hounsfield unit” ou unidade Hounsfield é uma escala de cinzas criada especialmente para a tomografia computadorizada.

IAEA: “International Atomic Energy Agency”. É a Agência Internacional de Energia Atômica, com sede em Viena, representa um órgão das Nações Unidas (ONU) que gerencia e normatiza o uso e aplicações da energia nuclear aos países membros.

ICRU: “International Commissioning Radiological Measures and Unit”, é a Comissão Internacional de Medidas e unidades Radiológicas.

IMAT: “intensity modulated arc therapy”, é o feixe de intensidade modulada com movimentação do cabeçote ou arco-terapia.

IMRT: “intensity modulated radiation therapy”. É a técnica de feixe de radioterapia de intensidade modulada.

Isocentro: é o ponto fixo (centro) da circunferência no qual o AL pode girar mantendo a distância ao foco do feixe radioativo em qualquer ângulo.

k_Q: fator de qualidade de feixe de fótons de megavoltagem definido no protocolo de calibração de dose TRS-398 da IAEA.

kV: kilo volts, unidade de tensão aplicada.

LET: “linear energy transfer”, é a unidade de transferência linear de energia da radiação.

LS: laboratório secundário de calibração com credenciamento e certificação da IAEA para emitir certificado de calibração radiológico.

MeV: milhões de elétron-volts. É a unidade de energia de feixes de megavoltagem de fótons e elétrons.

MLC: “multi-leaf collimator”. É o colimador de múltiplas lâminas.

MV: milhões de volts. Caracteriza o feixe de alta voltagem (mega) de raios-X.

nC: nano Coulomb. É uma sub-unidade da grandeza Coulomb, representada por C e que representa a medida da carga elétrica.

$N_{D,W}$: fator de calibração para CI em termos de dose absorvida na água conforme o TRS-398 da IAEA.

OD: “optical density”. É a densidade óptica dada pela leitura do grau de enegrecimento num filme.

OS: objeto simulador. Material ou meio no qual simula-se o tecido humano para fins de medidas radiológicas.

PDP: percentagem de dose profunda.

PET-CT: “positron emission transmission computerized tomography”, é a tomografia computadorizada com o uso de transmissão de emissão de pósitrons obtidos por marcadores radiofármacos.

Pixel: O pixel é o menor ponto da imagem que pode ser obtido. O conjunto de pixels está distribuído em colunas e linhas que formam a matriz. Quanto maior o número de pixels numa matriz melhor é a sua resolução espacial, o que permite uma melhor diferenciação espacial entre as estruturas.

PSF: “peak scatter factor”, é o fator de espalhamento máximo para um determinado campo radioativo.

PTV: “planning target volume”, volume alvo planejado.

QA: “quality assurance”. É o controle de qualidade.

SPC: sistema de planejamento computadorizado.

SPI: sistema de planejamento inverso.

SSD: “source-surface distance”. Distância da fonte à pele ou superfície de um objeto.

STT: “segmented treatment table”. Formato de arquivo do sistema de MLC dinâmico da Varian para tratamentos com IMRT no qual estão os dados de posição das lâminas em relação à fração de doses expressas em UM.

sw: “sliding window”. É o método de irradiação com feixe modulado com janelas dinâmicas, ou seja, as lâminas são movimentadas durante o feixe de radiação.

SW: “solid water”. Objeto simulador de tecido humano de água sólida.

TC: tomografia computadorizada.

TMR: “tissue maximum ratio”, é a razão tecido máximo.

UM (unidade monitora): Representa a quantidade de unidades colocadas no monitor do acelerador que, conforme a calibração, proporcionará a dose irradiada.

1 – INTRODUÇÃO

O câncer não consiste em uma só doença, mas sim em um conjunto de mais de 200 doenças distintas com histórias e causas múltiplas ¹, bem como diferentes formas de manifestação e tratamento.

Um dos modelos que tentam retratar o surgimento dos tumores é o da teoria evolucionária. Neste modelo, uma única célula é alterada geneticamente, pela influência de algum evento (infecção viral ou agente químico). Esta célula, por sua vez, ao se reproduzir pode ou não repetir a alteração genética e propiciar o crescimento da população de células "defeituosas" (tumor) ¹. Dependendo ainda do tipo de capacidade deste tipo de célula se desenvolver e produzir outras células doentes, este tumor pode vir a aumentar continuamente ou mesmo a se autodestruir; neste caso diz-se que o tumor se tornou ou não viável e maligno, ou seja capaz de se desenvolver. O grau de malignidade é medido por este poder de reproduzir-se e até mesmo produzir metástases à distância (maior malignidade).

Uma metástase é o crescimento de uma ou mais células tumorais que ocorrem a uma certa distância do tumor inicial, o que muitas vezes leva à morte do paciente. Essa disseminação pode ocorrer através da corrente sanguínea, drenagens linfáticas, expansão do tumor para outros órgãos e por contaminação cirúrgica.

O câncer é responsável por uma grande quantidade de morte na população do mundo todo, variando muito entre os países. Relatórios de agências internacionais de saúde demonstram que a mortalidade por tumores malignos eleva-se em países industrializados e com o controle das doenças infecto-contagiosas e mortalidade infantil ². O desenvolvimento sócio-econômico e o aumento da expectativa de vida contribuem para o aparecimento de um maior número de casos de câncer.

No Brasil, o câncer é a terceira causa de óbitos (15%) perdendo apenas para doenças do aparelho circulatório ³ e causas externas. As neoplasias malignas vêm aumentando à medida que ocorre o controle progressivo de outras doenças e o conseqüente envelhecimento populacional. Em 1999, a taxa de mortalidade por estas causas foi de 70 óbitos por 100 mil habitantes, com maior incidência nas

Regiões Sul e Sudeste, que registraram 89 e 102 óbitos por 100 mil habitantes, respectivamente. Em relação a 1980, houve crescimento nas taxas padronizadas de neoplasias de mama, de próstata, de pulmão, traquéia e brônquios. As estimativas de neoplasias mais comuns na população brasileira são o câncer de próstata nos homens e mama nas mulheres ⁴.

A cirurgia é um tratamento local com objetivo inicial de retirar todo o tumor e os principais focos de disseminação loco-regional ¹. A cirurgia pode ser considerada radical, quando a lesão é retirada por inteiro, com margens de segurança adequadas. Em algumas localizações, tanto para manter função de um determinado órgão, quanto para prevenir complicações do procedimento, o cirurgião deve optar entre uma cirurgia menor (menos radical) e/ou associação com outros métodos de tratamento, com manutenção do resultado final. Exemplos são as cirurgias em sistema nervoso central (cérebro), onde as margens de ressecção não podem ser amplas; tumores em contato íntimo com estruturas nobres como artérias calibrosas ou ainda tumores cuja ressecção completa pode piorar a qualidade de vida (cordas vocais).

Da mesma forma que a cirurgia, a radioterapia é considerada um tratamento local que envolve o tumor e suas principais vias de disseminação loco-regional. pode ser utilizada como tratamento único ou associada aos demais com intenção de cura. Ela pode ser associada à cirurgia de diversas maneiras: antes, durante ou depois, de acordo com cada caso, sendo assim uma ferramenta importante para os tratamentos chamados conservadores, ou seja, com preservação de órgãos.

A radioterapia também é muito utilizada no alívio de sintomas, como dor, sintomas diversos de obstrução (digestiva, de vias aéreas e outras) e sangramentos. Os esquemas de tratamento são variados e definidos para cada tipo de câncer e intenção do tratamento (curativo ou paliativo).

Por fim uma importante modalidade de tratamento é a quimioterapia que é um tratamento sistêmico, isto é, as drogas administradas vão circular em todo o organismo. Apesar de alguns tipos de câncer serem tratados apenas com quimioterapia, é freqüente o seu uso associado à cirurgia e/ou radioterapia. Nessa situação, existe uma complementação do efeito sistêmico da quimioterapia com o

"reforço" local da cirurgia ou radioterapia. A quimioterapia pode ser utilizada como primeiro tratamento em tumores de alto risco de metástases, atuando na redução de massas volumosas o que facilita o tratamento local posterior. Pode ainda ser realizada associada à radioterapia com potencialização dos efeitos da radiação e nas mais diversas combinações de tratamentos.

1.1 - Radioterapia

A radioterapia é a área da medicina na qual se utiliza a radiação ionizante para o tratamento de certos tipos de cânceres e algumas doenças benignas. A radiação pode ter a função de matar as células tumorais em um câncer, desinflamar um tecido em uma doença benigna, tratar certos tipos de artrite, impedir o crescimento anormal de um tecido (como um quelóide) ou ainda impedir a re-obstrução de um vaso após re-vascularização (braquiterapia intravascular). O ponto importante é que as células doentes são destruídas com maior rapidez e eficiência que as células saudáveis, assim, obtêm-se resultados positivos na eliminação total ou parcial dos tumores tratados com radiação. A radioterapia pode ser basicamente dividida em duas formas: a distância, chamada teleterapia e próxima ao tumor, chamada de braquiterapia.

Na teleterapia, um feixe de radiação ionizante é apontado para a região alvo do corpo (campo), penetrando-lhe através da pele. A radioterapia externa, atualmente, utiliza, além das fontes radioativas de origem nuclear (como dos aparelhos de Cobalto-60), aceleradores lineares que produzem diferentes tipos de feixes e diferentes energias de raios X. A braquiterapia, por outro lado, utiliza fontes radioativas para implantes ou moldagens em regiões próximas ao leito tumoral. São utilizadas fontes radioativas de Césio-137, Ouro-198, Irídio-192, Iodo-125, Paládio-103 entre outros, com formas de sementes, tubos ou micro-fontes que são aplicadas por tempo determinado ou mesmo inseridas permanentemente no órgão liberando radiação, a este, durante um determinado tempo útil.

1.1.1 - Evolução da radioterapia

A história da radioterapia está intimamente ligada à descoberta dos efeitos dos raios X. Estes não se limitavam a suas propriedades físicas de sensibilização de um filme ou transposição de um corpo opaco. Os primeiros pesquisadores notaram propriedades biológicas dos raios, pela exposição de suas mãos provocando dermatites semelhantes à exposição ao sol, que posteriormente era restituída depois de interrompida à exposição. Para os pesquisadores do início do século XX o poder das emanações radioativas parecia ter propriedades semelhantes aos do sol e rapidamente, em 1896, descreve-se uma tentativa de tratamento da tuberculose por radioterapia.

Em 29 de janeiro de 1896, a primeira paciente portadora de câncer de mama foi tratada por Emil H. Grubbé ⁵. As tentativas de sistematizar o emprego da irradiação datam de 1906, relacionando o tempo de exposição com a mili-amperagem. Inicia-se a preocupação em dosimetria, utilizando-se para tal a medida da energia calórica emitida pelos aparelhos, mudança na cor de certas substâncias irradiadas, impressão de filmes, medida da camada semi-redutora, e assim por diante.

Somente em 1928 foi definida pela primeira vez uma unidade de medida para a exposição, o röntgen (R). O röntgen prevaleceu até 1962, quando foi substituída pelo rad e atualmente a unidade empregada para dose absorvida de radiação é o gray (Gy) ⁶, que é definido com a quantidade de energia absorvida no tecido por unidade de massa.

No início da radioterapia aparelhos de raios-X de até 100 kilovolts (kV), ou fontes naturais de Radio-226 foram utilizadas principalmente pela falta de transformadores que suportassem altas energias. Em 1920, na Alemanha, surgiu o primeiro aparelho de 200 kV e a partir daí houve uma corrida por todo o mundo com aparelhos de 700 kV, 750 kV e 1 MV com tubo de cerca de 10 metros de comprimento emitindo 20 röntgen por minuto a cerca de 70 cm de distância. Paralelamente o Rádio era utilizado em tratamentos de pele pela colocação de material junto à lesão, nascendo assim a braquiterapia. Registram-se aparelhos com grande quantidade de Rádio para tratamentos à distância, as chamadas “bombas de

rádio”, porém extremamente caras pelo preço do Rádio-226. O equipamento com fonte de Rádio-226 mais desenvolvido ocorreu na década de 1950, com 50 g de material suficiente para emitir 0,03 Gy/min a 10 cm de distância, ocorrido em Nova Iorque.

Após a Segunda Guerra Mundial a corrida pela energia nuclear deu origem aos radioisótopos artificialmente produzidos em reatores nucleares. Surgem então os aparelhos com fontes bem mais ativas que o Rádio-226 como o Césio-137 e o Cobalto-60, respectivamente com energias da ordem de 0,662 MeV e 1,25 MeV respectivamente. Estes impulsionaram rapidamente a radioterapia por poderem ser empregados em tumores profundos, com taxas de dose de 40 R por minuto e distância de tratamento de 80 cm.

A corrida em busca de energias maiores persistiu, mas as limitações físicas impediram, pois somente 2 ou 3 MeV podem ser obtidos através de diferença de potencial. Para a aceleração de partículas até valores maiores necessitavam de outro tipo de aceleração, orbital ou linear. Tentativas de aceleração por indução magnética iniciaram-se em 1922 com um betatron. Nas décadas de 1930 e 1940, aceleradores betatrons de 2,3 MeV até 22 MeV surgiram e foram comercializados nos Estados Unidos e Canadá, sendo que até 1970 haviam cerca de 50 destes aparelhos nestes países, declinando após esta data devido ao desenvolvimento de aceleradores mais simples ⁷.

Paralelamente a todo este processo, desde 1924 havia a idéia de aceleração de partículas por guia de ondas. Tão logo terminou a Segunda Guerra Mundial esta tecnologia apresentou-se disponível e pesquisas nos Estados Unidos e Inglaterra tornaram possível a construção de aceleradores de elétrons e produção de fótons de alta energia para aplicação médica.

O conceito dos aceleradores está na aceleração múltipla de um feixe de elétrons através de um guia de micro-ondas de radiofreqüência. Em cada aceleração sucessiva a energia dos elétrons é duplicada, assim num pequeno tubo acelerador linear obtêm-se vários milhões de elétron-volts. Ao final o feixe colide com um alvo, produzindo os raios-X de alta energia, estes são filtrados para tornar o feixe plano e homogêneo.

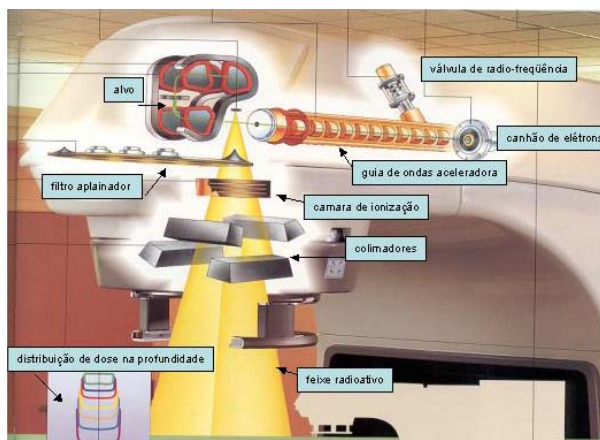
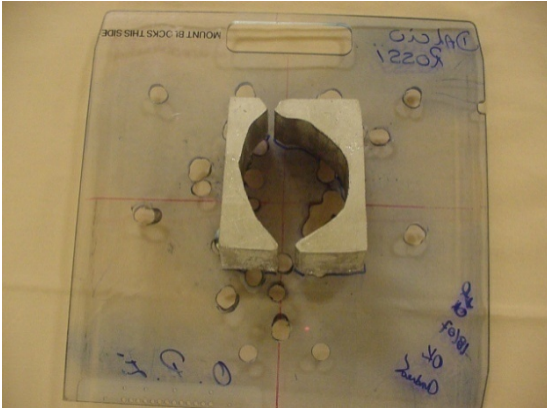


Figura 1: Representação esquemática de um acelerador linear e seus principais componentes para produção de raios-X por aceleração de micro-ondas. A válvula produtora de radio-freqüência injeta as ondas no guia de ondas por onde os elétrons produzidos em um canhão são acelerados, colidem com um alvo e produzem um feixe radioativo com perfil de distribuição de dose adequada ao uso clínico.

Na década de 1970 aceleradores lineares para uso clínico de energias de 2 MeV a 50 MeV de elétrons e fótons de 2MV a 50 MV propiciaram o desenvolvimento de técnicas mais precisas e, tratamentos cada vez mais aplicados em casos de cânceres, ampliando o uso da radiação ionizante.

Com a tecnologia dos aceleradores lineares já consolidada, novos acessórios e sistemas para melhorar a precisão e adequação dos campos de tratamento passaram a serem objetos de desenvolvimento. Os blocos de chumbo ou de materiais absorvedores de radiação utilizados são utilizados para colimar os campos de tratamentos passaram a contar com ligas metálicas facilmente moldáveis, como é o caso da liga de Lipovitz (figura 2 a).

(a)



(b)

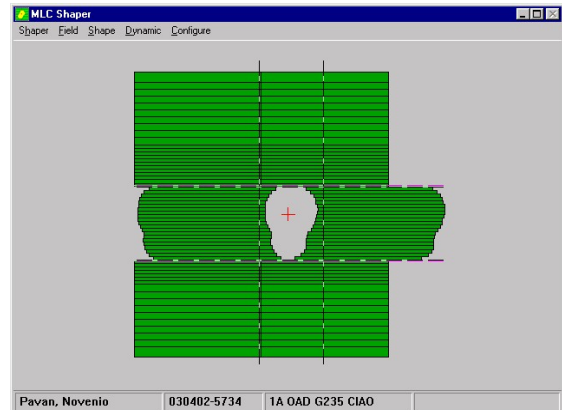


Figura 2: (a) Bloco de colimação feito com liga de Lipovitz; (b) Colimação feita com um MLC.

Com o mesmo material foi possível o desenvolvimento de filtros especiais para modificar o feixe primário e adequar melhor às composições de feixes. Outro acessório que apareceu na década de 1980 foi o colimador de múltiplas lâminas ("multi-leaf collimator" – MLC). Este sistema é composto de várias lâminas finas, com larguras entre 0,5 cm até 1,0 cm, dispostas em conjunto e, normalmente, movimentadas por sistema remoto computadorizado. Movimentando estas lâminas substituem-se adequadamente vários tipos de blocos em campos complexos, possibilitando uma maior facilidade e uma melhor reprodutibilidade nas composições destes campos (figura 2b).

1.1.2 - A radioterapia de feixe de intensidade modulada (IMRT)

Uma nova técnica na radioterapia, iniciada no final da década de 1980 e consolidada no final da década de 1990, é a do 'Feixe de Intensidade Modulada' ("Intensity Modulation Radiation Therapy" - IMRT). Nesta técnica obtém-se melhor adequação do feixe de radiação moldando-o às necessidades do paciente, caso a caso. Do ponto de vista médico, o radioterapeuta passa a avaliar as estruturas e o tumor não mais como pontos e isodose planares (2D), mas totalmente através da análise volumétrica, com vantagens em relação a 3D convencional para algumas regiões anatômicas ⁸.

Em teoria, um feixe de intensidade modulada poderia ser obtido através, por exemplo, de inúmeros feixes estreitos com energias diferentes ou pesos diferentes de tal forma a transformar o que seria apenas um campo de radiação em uma série de campos estreitos, cada um contribuindo com doses diferentes para irradiar com a maior dose possível o alvo e com a menor dose possível às estruturas sadias ⁹. Alguns modelos foram desenvolvidos com a idéia de realizar tratamentos com um feixe estreito como é o de um tomógrafo, capaz de girar em torno do paciente compondo inúmeros feixes que, ao serem somados, propiciariam um feixe modulado às condições do paciente. Outra linha de pesquisa, porém, optou por transformar um feixe convencional em modulado através da colocação de atenuadores em forma de blocos tridimensionais, decompostos em frações de dose que, no seu conjunto resultam em um feixe também modulado.

Exemplos unidimensionais e bidimensionais são o uso de blocos com transmissão parcial, filtros e compensadores usados desde a década de 1960, sempre com a intenção de melhorar a uniformidade da dose no alvo ^{10, 11}.

A partir da década de 1990, por outro lado, o pioneirismo de alguns autores resultou na busca por uma radioterapia conformada na qual também se buscava modular o feixe para, além de buscar uniformidade de dose no alvo, bloquear a dose excessiva em estruturas sadias ^{11, 12, 13, 14}. Isto ocorreu inicialmente com trabalhos experimentais e sem paciente e posteriormente em tratamentos experimentais em determinados centros, sempre com investimento de empresas interessadas na comercialização de sistemas.

As primeiras modulações de feixe para radioterapia foram utilizando compensadores metálicos, que eram fabricados especialmente para cada paciente e campos, sendo a maior dificuldade era a moldagem dos mesmos ^{15, 16, 17}.

Os conceitos de IMRT como método de aplicação ou entrega da dose (“delivery”) e como método de obtenção da modulação pela dose prescrita às estruturas começou a ser exaustivamente analisado em grandes centros. Para tal buscavam-se métodos analíticos e interativos, tentativa e erro, ou híbridos vinculados aos sistemas de planejamento 3D para a obtenção dos feixes modulados ^{18, 19}.

O início do moderno IMRT se dá em 1982 com a proposta de Brahme ²⁰ mostrando uma solução por método inverso, obtendo-se uma dose uniforme em volta de um círculo central através da rotação por um bloco central.

Em 1988, Brahme expôs o problema de, ao dividir a dose em kernels, criando perfis de distribuição espacial da dose, ser possível assim criar uma matriz de densidade de fluência necessária. Desta forma, no perfil gerado pelo processo inverso, a dose gerada seria obtida com a distribuição de dose formada pelo processo de fluências no espaço. Este foi um processo totalmente inverso, marcante para o desenvolvimento do IMRT, embora o resultado inicial nem sempre era possível pelo fato de resultar em fluências negativas.

A partir do final da década de 1980, foram desenvolvidos os planejamentos inversos com outros algoritmos, como o “annealing” no Memorial Sloan Kettering Câncer Center em Nova Iorque, Webb ²¹, e outros métodos similares e analíticos aprimorados nos anos de 1990.

Em termos das técnicas que proporcionam a possibilidade de fazer-se IMRT, a cronologia é compensadores físicos, Mimic com uso de colimador terciário de múltiplas lâminas, segmentos estáticos com colimador de múltiplas lâminas (MSMLC), segmentos dinâmicos com colimador de múltiplas lâminas (DMLC), técnica da barra atenuadora, modulação com arco dinâmico (IMAT), tomoterapia espiral e IMRT robótica ²².

Com base na idéia da modulação com blocos, algumas empresas desenvolveram o MLC dinâmico, ou seja, as lâminas poderiam substituir os blocos tridimensionais através do bloqueio do feixe em frações de dose. Isto pode ser obtido irradiando-se com vários sub-campos e diferentes formas de proteções feitas com o MLC. A forma de raciocínio mudou sistematicamente, pois não mais seriam utilizados campos abertos e acessórios físicos modificadores dos campos abertos, como filtros em cunha ou compensadores, mas sim a dose integral de prescrição para o alvo e demais estruturas. A melhor forma de analisar isto é através dos histogramas de dose-volume.

Um histograma de dose por volume, como o próprio nome diz representa as frações de volume de cada estrutura em termos da dose recebida. Desta forma no

caso de histograma com a dose acumulada pode-se medir exatamente a quantidade volumétrica de determinada estrutura que recebe a dose desejada. Idealmente deseja-se que o alvo receba, em cem por cento de seu volume, a dose prescrita com pequena variação e, por outro lado, que as estruturas sadias recebam o mínimo possível.

Montada a estrutura dos campos o sistema de planejamento computadorizado auxilia o dosimetrista através da ferramenta de otimização inversa, alimentando o sistema com as doses e volumes desejáveis através de um histograma de dose por volume ideal, o algoritmo de otimização buscará encontrar as melhores soluções representadas por fluência de radiação para cada campo.

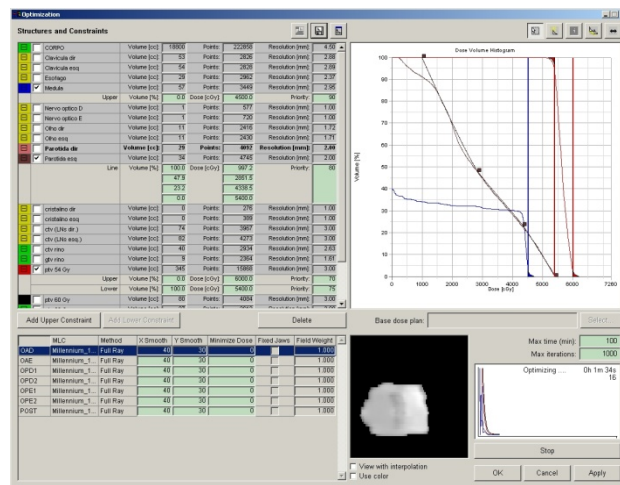


Figura 3: Sistema de otimização inversa: na tabela são inseridos os volumes e doses desejadas para as estruturas de interesse. Na parte inferior direita a solução matemática da otimização é representada na fluência como densidades óticas de cada campo.

A somatória de cada campo com suas fluências resultarão na distribuição desejada em cada volume otimizado. Estas fluências ideais devem ser convertidas em feixe real, isto é, possíveis de serem realizados pelo sistema de colimadores (MLC) dinâmico. Qualquer objeto absorvedor colocado na frente do feixe propicia atenuação que pode ser facilmente calculada através do SPC. Portanto as composições de lâminas do MLC podem ser calculadas em termos de dose absorvida para o paciente tridimensionalmente.

Do ponto de vista físico os conceitos são muito diferentes no IMRT. Caberá ao MLC dinâmico (DMLC) o papel de produzi-la utilizando-se, para isso, características físicas de espessura de lâmina, velocidade de abertura e fechamento, transmissão e espalhamento do feixe de radiação ^{23, 24}. Todo o sistema necessita funcionar perfeitamente e qualquer fração de transmissão diferente pode acarretar em mudanças drásticas na distribuição de dose. Testes rígidos devem ser realizados no aceite do sistema bem como regularmente para garantir a qualidade de seu funcionamento.

1.1.3 - A técnica de IMRT com o uso de MLC

A introdução do uso dos MLC como substitutos a blocos na radioterapia 3D, por volta da década de 1990 na Europa e Estados Unidos, seguiu-se pelo desenvolvimento do controle de qualidade para este uso, consolidado com a publicação de procedimentos de qualidade especialmente o TG-50 ²⁵.

Se o MLC pôde substituir os blocos, então seu uso para a criação de feixe de intensidade modulada foi logo testado, através da obtenção de seqüências de movimento das lâminas durante a irradiação. Se cada lâmina movimentando-se determina uma dimensão da modulação e, a cada par de lâminas conjuntamente, tem-se a modulação 2-D do feixe.

O processo de obtenção de um feixe de intensidade modulada através da seqüência de trajetórias de lâminas do MLC foi apresentado primeiramente por Boyer e Strat ²⁶, porém além deste modelo de algoritmo, outros fatores foram levados em conta para o IMRT tornar-se operacionalmente, tais como: a comparação com filtros compensadores ²⁷; tempo de irradiação com o movimento do MLC; contribuição da radiação espalhada e transmissão; efeitos de diferentes arquiteturas dos vários fabricantes; e efeito da velocidade da movimentação com a taxa de dose dos aceleradores.

A fluência obtida no planejamento inverso deve ser reproduzida mecanicamente em termos de seqüência de movimentos das lâminas. Para tal o sistema com base nas características do MLC, propriedades mecânicas e dosimétricas, calculará a movimentação para cada lâminas individualmente. No MLC

modelo Milenium-120 da Varian Medical Systems o início da movimentação se dá com os pares das lâminas fechadas no lado esquerdo, sendo que os pares das lâminas vão expondo o alvo com base na quantidade de radiação em cada fração de dose ao longo de toda a abertura do campo. A movimentação é gerenciada pela dose em cada ponto e posição da lâmina ou par de lâminas. Assim a dose em dado ponto do campo é função da posição das lâminas somado aos valores constantes proporcionais às características dosimétricas do sistema, tais como transmissão e fuga.

1.2 - Importância de controle de qualidade específico para IMRT

Para o cálculo da dose em radioterapia convencional ou 3D o equipamento ao ser instalado deve passar por inúmeras medidas dosimétricas para avaliação e levantamento qualitativo e quantitativo do feixe radioativo: este processo denomina-se dosimetria de aceite ou simplesmente aceite ²⁸. Nesta fase são geradas tabelas de fluxo do rendimento do feixe para cada tamanho de campo, valores de relação percentual de dose na profundidade para cada tamanho de campo, fatores de atenuação do feixe por blocos, filtros ou outros acessórios e a calibração em termos de dose absoluta. A aceitação é o processo de certificação dos parâmetros de funcionamento, das propriedades e tolerâncias declaradas pelo fabricante e constantes nos manuais do equipamento.

O comissionamento por outro lado, é o levantamento e registro das tabelas de fluxo do rendimento do feixe para cada tamanho de campo, valores de relação percentual de dose na profundidade para cada tamanho de campo, fatores de atenuação do feixe por blocos, filtros ou outros acessórios e a calibração em termos de dose absoluta. Estes dados devem servir para o cálculo da dose que se deseja irradiar.

Os parâmetros básicos de comissionamento de um equipamento de radioterapia externa são:

Determinação da energia e caracterização do feixe, conforme estabelecido pelo fabricante e recomendações internacionais

Os feixes de fótons e elétrons são caracterizados pela penetração na água, sendo medida a percentagem de dose na profundidade (PDP) no raio central dos vários campos abertos para uma distância à superfície constante (SSD). A partir destas distribuições de dose em profundidade, define-se a profundidade de equilíbrio eletrônico (região de dose máxima), relações percentuais em profundidade a partir das quais se pode determinar a energia do feixe de radiação a partir de suas características em termos de penetração ^{29, 30}.

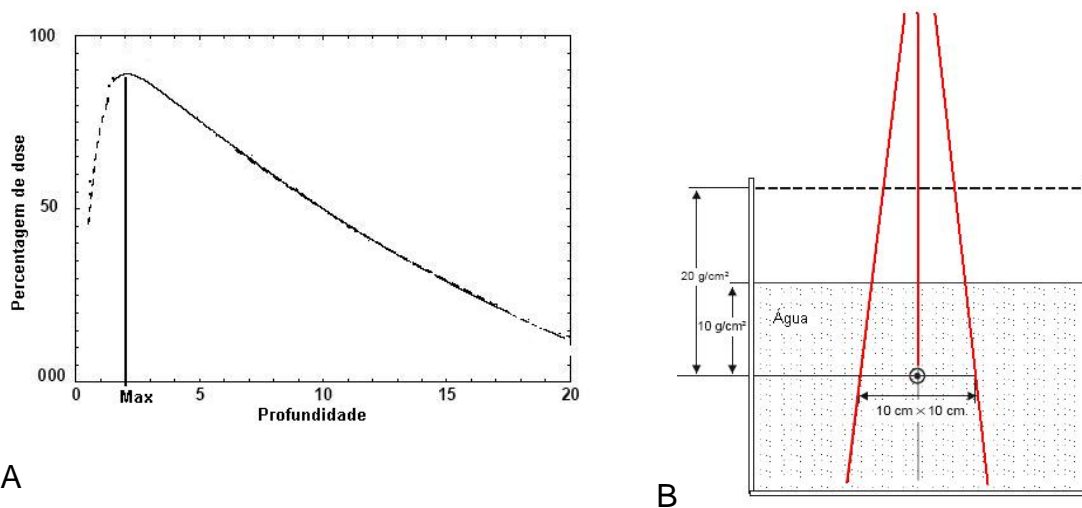


Figura 4: (A) distribuição de dose em profundidade para um feixe de fótons; (B) montagem experimental para medida de dose e razão percentual que caracteriza a energia de um feixe de fótons, utilizados no aceite de equipamentos de radioterapia.

Planura e simetria dos campos quadrados definidos pelos colimadores e acessórios modificadores do feixe.

O feixe clínico de um equipamento de radioterapia deve ser plano e simétrico em relação a seus quadrantes, sendo resultado de filtros modificadores ou sistemas de controle eletrônico do feixe original produzido.

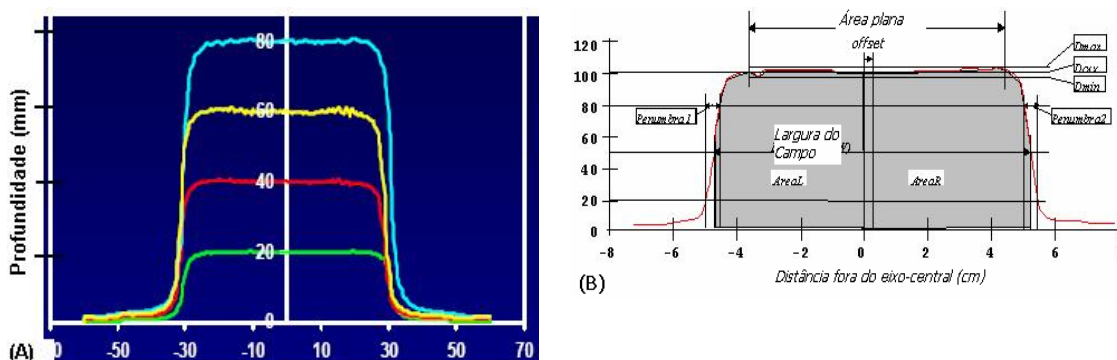


Figura 5: (A) Perfis de um feixe clínico de radioterapia em várias profundidades para um campo quadrado de 30cm x 30cm; (B) metodologia de análise da planura e simetria de feixes clínicos utilizados em equipamentos de radioterapia.

A radioterapia convencional tem como base a irradiação de tumores com campos colimados únicos ou por composição de campos. A incidência da radiação na radioterapia externa (teleterapia) se dá a partir da superfície da pele do paciente para alcançar o alvo, geralmente demarcado pelo médico através do estudo de exames de imagens, exame clínico e exames cirúrgicos. Os colimadores do aparelho definem campos com forma quadrada ou retangular, o que difere das formas anatômicas bem como dos tumores. Para tal, desde os primórdios da radioterapia, utilizam-se blocos de material absorvedor, para delinear adequadamente o campo de tratamento ao alvo a ser irradiado.

Por outro lado o feixe modulado é um feixe produzido para cada campo de tratamento do paciente específico, pois depende dos volumes internos, alvos e tecidos de restrição definidos no sistema de planejamento inverso. A dosimetria deste feixe é totalmente diferenciada da dosimetria de um feixe padrão de

radioterapia convencional ou 3D. Sendo assim, o aceite do sistema de IMRT não é semelhante ao levantamento das características do feixe 3D, pois a modulação do feixe se dá em função do paciente específico. A figura 6 é um exemplo de perfil de um campo modulado de determinado paciente: como se nota, este perfil é extremamente complexo e sem qualquer simetria ou planura tais como os encontrados nos campos de aceite do equipamento (figura 6) .

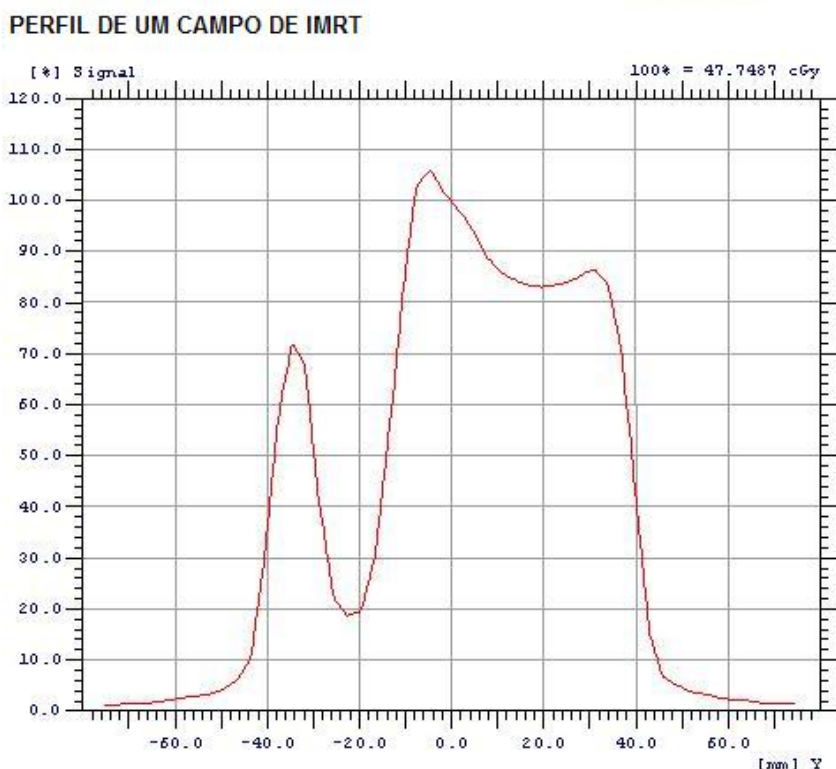


Figura 6: Exemplo de um perfil de um feixe de intensidade modulada.

As ferramentas para o cálculo da dose apropriada aos alvos de radioterapia convencional são as seguintes: energia do feixe, quantidade de campos, blocos de atenuação, filtros em cunha, compensadores e escolha de pesos de cada campo. Portanto o cálculo é feito na experimentação de pesos de campos e acessórios de cada campo individual que compõem o plano de tratamento. O compromisso do gradiente de dose, principalmente no alvo, é obter variações de até 7% ^{31, 32} , calculado manualmente através das tabelas e gráficos de perfis de distribuição de

dose obtidos no aceite do acelerador. Já o feixe modulado será obtido por processo interativo e a modulação será o resultado da dose ideal obtida para as condições de contorno especificado para o paciente.

Para exemplificar esta situação a figura 7 mostra o resultado de um plano de tratamento de tumor de próstata planejados com campos abertos (figura 7-A); múltiplos campos abertos 3D figura 7-B); e com a técnica de IMRT (figura 7-C), no qual o resultado de campos com perfis extremamente heterogêneos contribuem para a resposta desejada para o paciente em questão.

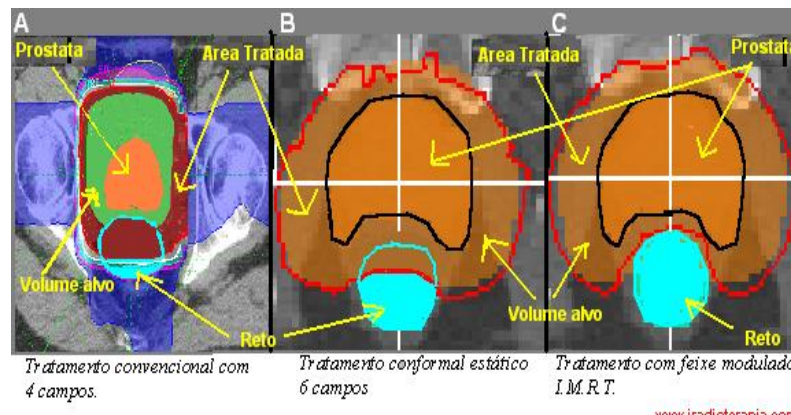


Figura 7: Exemplo ilustrativo de distribuição de isodose para um tratamento de próstata com (A) 4 campos ortogonais; (B) 6 campos oblíquos conformando o alvo; (C) feixes modulados com IMRT conformando o alvo (curva vermelha) e contornando (restringindo) a dose no reto.

Pelo fato do IMRT se constituir em uma nova modalidade de técnica de tratamento com perfis de dose totalmente diferentes das técnicas com campos abertos ou semibloqueados, torna-se extremamente difícil a conferência do cálculo da dose para cada paciente. Para a garantia da qualidade dos planos de tratamentos, existem duas possibilidades: (a) dosimetria absoluta e relativa do plano de tratamento do paciente; (b) utilizar outro sistema de cálculo similar que calcule a dose utilizando as fluências geradas pelo primeiro sistema. Ambas as possibilidades demandam custos adicionais bem como pessoal capacitado. A implementação de uma rotina de testes iniciais (aceite do sistema), testes regulares e testes

dosimétricos dos planos de tratamento dos pacientes, se implementado e executado com rigidez necessária, garantem a qualidade da técnica de IMRT.

O ponto mais importante no cálculo de campos de IMRT, especialmente o IMRT dinâmico, é que mesmo que o feixe utilizado seja o do aceite, portanto plano, somado a múltiplos sub-campos devido a fluência da modulação, é impossível o cálculo manual das unidades monitoras para o raio central, pois a modulação produzida é função da dose em diferentes pontos do volume e o ponto central é apenas um destes pontos. Por outro lado, quanto mais complexa for a modulação, um número maior de unidades monitoras será necessário para liberar a dose prescrita pelo acelerador.

Recentemente alguns sistemas computacionais de conferência de cálculo da dose de campos modulados tem sido apresentados, porém requerem algum tipo de controle para certificação deles próprios, ou seja, um controle de qualidade e conferência para o sistema de conferência. Portanto, existem muitas opiniões de usuários, de IMRT, que consideram o segundo sistema de cálculo apenas mais um sistema a ser conferido.

Desta forma, o método ainda mais eficaz de conferência do cálculo de campos de IMRT é o da medição da dose e fluência relativa dos campos, que apesar de entediante e custosa, em termos de horas adicionais de dosimetria e pessoal, é a que apresenta um resultado mais direto para fins de controle de qualidade do tratamento.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA DO CONTROLE DE QUALIDADE DE IMRT DE MODO DINÂMICO

Uma revisão bibliográfica do controle de qualidade de IMRT diz respeito aos testes nos sistemas de MLC, aceites e medidas dosimétricas das características físicas e dosimétricas que repercutem na medida das doses de planos de pacientes, planejados pelo sistema de planejamento inverso.

Chui & Spirou e Lo Sasso ³³ e a seguir Lo Sasso et al ³⁴ descrevem os testes primários, de forma bem abrangente, para a aceitação dos sistemas de IMRT dinâmicos que são: configurações mecânicas dos MLC comerciais; transmissão das lâminas; efeito das bordas arredondadas das lâminas; efeitos gravitacionais.

Estes testes compõem os testes de aceitação para implementação da técnica de IMRT, descritos como testes dosimétricos por Arnfield et al ³⁵, LoSasso et al ³⁶, Cheng et al ^{37, 38} e outros ^{39, 40} nos anos seguintes, sendo estes a base para procedimentos de instituições bem consolidadas que empregam a técnica de IMRT e introduzindo análises bi-dimensionais para avaliação das medidas.

Os procedimentos de validação são as medidas das doses calculadas no sistema de planejamento e perfis de doses de campos modulados, estas medidas sendo denominadas controle de qualidade (CQ) dos planos de IMRT dos pacientes, tanto por estes autores como outros que fazem uma série de revisões para a técnica de IMRT ^{41, 42}.

Um primeiro esboço de documento de referência aparece na literatura com base nestes autores e compilado por Ezzell et al ⁴³: Nele são avaliados os sistemas, os principais fatores e testes do IMRT dos vários fabricantes e técnicas. Reafirma-se a necessidade de responsabilidades e controle de qualidade rígido para a técnica tanto na aceitação como nas medidas de doses de planos de pacientes, sistemas de fixação para melhoria do posicionamento e reprodutibilidade das aplicações e sistemas de medidas.

São assim realizadas medidas de dose absorvida com uma câmara de ionização validando que a dose prescrita pelo médico seja realmente dada pelo acelerador (certificada ou “dose delivery”). Ao mesmo tempo, os perfis de dose são

medidos com filmes dosimétricos e comparados com os perfis gerados pelo sistema de planejamento ⁴⁴ resultando na concordância ou não das isodoses calculadas com medidas para cada campo do paciente.

Low et al ⁴⁵ já haviam desenvolvido uma função analítica para análise 2D que compara informações referentes a dose e distância entre doses relativas de dois conjuntos: no caso de IMRT, o perfil de doses medidas em filme e o perfil de doses calculados, a chamada função gama. Depuydt et al ⁴⁶ faz um refinamento e define os valores usuais de análise com comprometimento de 2% de diferença em relação à dose prescrita e 2,0 mm de distância entre as mesmas isodoses. O problema é que a função gama pode falhar em regiões de altos gradientes ou baixas doses, o que deve ser avaliado caso a caso. Nathan et al ⁴⁷ utilizam a ferramenta para a detecção de erros na dose liberada do acelerador, criando outro índice de comparação à função gama mas seguindo basicamente o mesmo formalismo. Assim Moran et al ⁴⁸ apresentam um método de análise por gradiente de dose capaz de rastrear a origem das diferenças de dose.

Paralelamente os sistemas de dosimetria também foram analisados e aperfeiçoados para esta técnica. Como os planos de IMRT convergem para a melhor dose nos alvos e menor dose nas estruturas adjacentes, cada campo não é homogêneo e as medidas das doses podem variar muito em apenas poucos milímetros de seu perfil. Assim nem sempre se pode utilizar um mesmo dosímetro devido a suas dimensões de cavidade (volume sensível), linearidade e fuga para medidas em campos pequenos ou pontos onde existe uma grande variação de dose.

Em geral os serviços que implementaram a técnica de IMRT inicialmente optaram por utilizar as câmaras de ionização tipo Farmer, já bem consolidadas e usuais na rotina ⁴⁹, especialmente nos tratamento de próstata com bons resultados. Também é analisado o posicionamento da câmara com base nas posições das lâminas do MLC com medidas em vários equipamentos similares, avaliando o efeito da dimensão da câmara com diferentes intensidades na medida da dose ⁵⁰. Estes dados demonstram a importância, para a obtenção de uma boa medida com uma câmara tipo Farmer, da posição de medida e que seja em uma região de menor gradiente de dose.

Stasi et al ⁵¹ analisam algumas micro-câmaras de ionização usuais para o refinamento das medidas de IMRT, comparando-as com o detector de diamante e analisando suas características para os seguintes parâmetros: fuga; resposta em pequenos campos; efeito da polarização; linearidade com as unidades monitoras do acelerador; resposta em termos de dose absoluta de IMRT.

Outros dosímetros surgiram para agilizar e melhorar o processo de medidas de campos modulados a partir do ano de 2003 a 2004. Estes dosímetros basicamente são a junção de múltiplos detectores formando matrizes de detectores (“array”) de estado sólido (diodos) e câmaras de ionização. Stasi et al ⁵² analisam um sistema 2D composto de uma matriz de 32 x 32 câmaras para medidas de perfis e dose de campos de IMRT de cabeça e pescoço. São comparadas as medidas em termos de calibração do feixe, perfil, dependência na taxa de dose e medidas de IMRT com várias câmaras e detector de diamante, além de comparar perfis de campos modulados com filme e análise gama, demonstrando boa resposta à substituição dos filmes dosimétricos.

Da mesma forma Poppe et al ⁵³ procedem a mesma análise com outro sistema 2D constituído de 16 x 16 câmaras e de 27 x 27 câmaras demonstrando boa aceitação como substituto de filmes na dosimetria de perfis de campos de IMRT.

Por fim, com o desenvolvimento de sistema de imagem digital eletrônica para megavoltagem EPID (“electronic portal imaging device”), utilizado para localização de pacientes e controle de qualidade do acelerador linear ⁵⁴, tenta-se utilizá-lo na versão mais moderna, composto por detectores de estado sólido de alta resolução, como sistema de controle de qualidade para IMRT. Wendling et al ⁵⁵ apresentam uma metodologia para o uso do dispositivo eletrônico de imagem em substituição ao uso de filmes como controle de qualidade de campos de IMRT com bons resultados apresentados em termos de análise gama e dose relativas. Análise similar e descrição é reportada por Delpon et al ⁵⁶ os quais validam o uso do dispositivo eletrônico de imagem no controle de qualidade de pacientes de IMRT.

3 - OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é a implementação de uma metodologia de aceite e testes periódicos para tratamentos com feixe modulado de modo dinâmico que propiciem a garantia da qualidade do sistema de IMRT bem como dos planos de tratamentos dos pacientes

3.1. - Objetivos específicos

- Mostrar que a partir da garantia da qualidade do funcionamento do sistema de IMRT, pode-se realizar medidas dos campos de planos de pacientes em uma geometria fixa sem comprometer a dose devido a influência dos efeitos gravitacionais durante a movimentação das lâminas;
- O uso de dosímetros simples, utilizados nas rotinas da radioterapia convencional, pode ser utilizado para controle de qualidade em IMRT desde que aplicada uma metodologia de rastreamento dos possíveis erros;
- O uso de sistema 2-D de medidas com múltiplas câmaras substitui adequadamente o uso de filmes na avaliação de perfis de campos de IMRT.

4 - FUNDAMENTOS

4.1 - Princípios gerais da radioterapia

4.1.2 - Radiobiologia

Para a compreensão dos motivos pelos quais a radioterapia é realizada é necessário o conhecimento dos efeitos das radiações sobre os tecidos para que se alcance a taxa terapêutica máxima. Ao estudo desses efeitos dá-se o nome de radiobiologia ^{2, 57} .

A radiobiologia define como um tipo de morte celular a perda da clonogenicidade das células, isto é, a perda de sua capacidade de gerar colônias. Dessa forma, a radioterapia irá proporcionar tanto no tratamento de afecções benignas quanto malignas, o controle local da proliferação celular ^{57, 58} .

O alvo crítico das radiações ionizantes para a produção da morte celular é o DNA. Quando a radiação ionizante atravessa um tecido vivo, partículas carregadas em movimento transferem energia para o meio até atingirem o repouso. Essa energia absorvida não é suficiente para, por exemplo, elevar a temperatura corpórea, porém, é capaz de quebrar ligações químicas estáveis, como as presentes nas moléculas de DNA, produzindo efeitos químicos e biológicos.

Partículas elétricas aceleradas geradas por radiações ionizantes têm a propriedade de romper ligações químicas, mesmo que estáveis, através da transferência de energia para o meio. O resultado biológico dessa lesão actínica poderá ser a morte celular, quando o alvo do dano irreparável for o DNA. Esse mecanismo de lesão do DNA, causado diretamente pela partícula, é chamado de efeito direto das radiações ionizante e é predominante quando se trata de radiação de alto LET (densamente ionizante).

A morte celular ocasionada pelo dano actínico ao DNA, pode decorrer das seguintes situações: morte imediata (entre 3 e 5 horas após a irradiação) por apoptose; morte durante a divisão celular; produção de clones aberrantes, geneticamente inviáveis, por alterações cromossômicas resultantes da divisão celular; perda da clonogenicidade, sem perda das demais funções fisiológicas; produção de linhagens viáveis após uma ou mais divisões celulares, até o surgimento de clones inviáveis ou estéreis.

4.1.3 - Curvas de sobrevida

A morte celular, em termos radiobiológicos é um evento aleatório. A proporção de células sobreviventes, após irradiações, pode ser colocada em um gráfico semi-logarítmico em função da dose, resultando em uma curva de sobrevida, desta população celular, à irradiação. Entretanto, quando se comparam as curvas de sobrevida obtidas matematicamente com aquelas derivadas de estudos experimentais *in vitro* e *in vivo*, observa-se que as últimas exibem um “ombro” na região de baixa dose (Figura 8). Este “ombro”, que se repete em todos os tecidos vivos estudados e que caracteriza as curvas de sobrevida das células de mamíferos, foi objeto de análises que visavam sua descrição matemática e sua correspondência com os princípios radiobiológicos.

O modelo matemático mais utilizado atualmente é o modelo linear-quadrático, segundo o qual existem dois componentes responsáveis pela morte celular: um proporcional à dose, que corresponde à porção inicial da curva e que representa as mortes celulares ocasionadas por danos letais; e outro componente proporcional ao quadrado da dose, relacionado à fase mais inclinada da curva e que diz respeito às mortes causadas por danos letais, potencialmente letais e, sobretudo, pelo acúmulo de danos sub-letais (Figura 8).

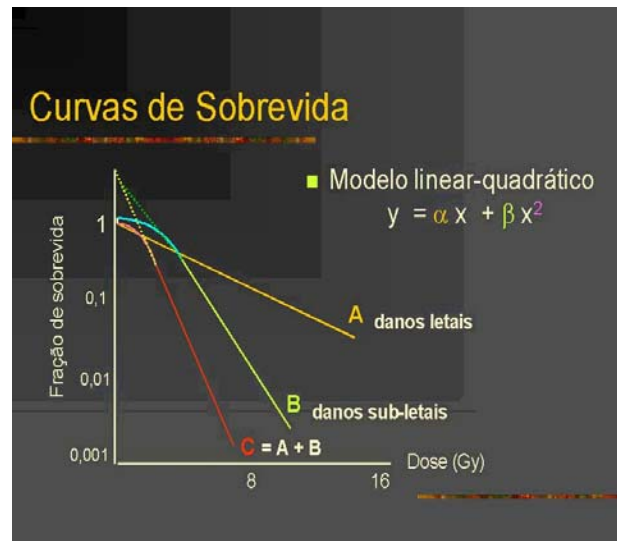


Fig. 8: Curvas de sobrevida celular. A curva A representa o componente de morte celular provocada apenas por danos letais; a curva B representa o componente de morte celular se considerada apenas a morte por acúmulo de danos sub-letais e a curva C é a resultante de A + B, representando o que mais frequentemente ocorre na prática.

A baixa eficiência da irradiação em baixas dosagens se deve ao reparo dos danos sub-letais, que se acumulam gradativamente com o aumento da dose, ocasionando mais mortes celulares e, conseqüentemente, melhorando a eficácia da irradiação ⁵⁸.

4.1.4 - Os "5-Rs" da radiobiologia

Os principais fatores que controlam a resposta do tumor à radioterapia fracionada são os chamados "5-Rs" da Radiobiologia, dados na tabela 1.

Tabela 1 – Fatores biológicos e seus respectivos mecanismos de efeito na resposta e relevância clínica. Compilada com base em ^{2, 58, 59}.

Fator Radiobiológico	Mecanismo do Efeito na Resposta	Relevância Clínica
Radiosensibilidade	Radiosensibilidade intrínseca difere entre células de tumores e tecidos normais, e determina fortemente a fração final de sobrevivência.	Pode influenciar respostas variáveis dos tumores. A dose curativa é proporcional ao logaritmo do número de células (então, doenças sub-clínicas necessitam de doses menores).
Reparo	As células diferem em sua capacidade de reparo aos danos do DNA, particularmente após pequenas doses de radiação. Reparo é geralmente mais eficiente em células não proliferativas. O processo de reparo leva cerca de 6h para se completar.	Reparo é máximo em tecidos de resposta tardia com pequenas frações. Hiperfracionamento pode ser vantajoso. Tratamentos necessitam ser bem selecionados de forma a evitar o comprometimento do reparo.
Repopulação	Células sobreviventes em muitos tumores e em tecidos de resposta aguda (mas não tardia) proliferam-se mais rapidamente, uma vez que o tratamento está em progresso.	Tempo de tratamento reduzido (terapia acelerada) pode ser vantajoso para alguns tumores. Efeitos agudos (mas não tardios) serão incrementados. Intervalos deverão ser evitados.
Reoxigenação	Células hipóxicas, que ocorrem especialmente em tumores, são relativamente resistentes à radiação. Células hipóxicas sobreviventes reoxigenadas tornam-se radiosensíveis quando o tratamento prossegue.	Tempos de tratamento muito curtos poderiam levar à resistência devido à persistência das células hipóxicas.
Redistribuição	Células em certas fases do ciclo proliferativo são relativamente resistentes e sobrevivem preferencialmente. Com tempos entre frações, as células se redistribuem sobre todas as fases do ciclo.	Tratamento com frações proximamente espaçadas poderia levar à resistência devido à persistência das células em fases menos sensíveis.

4.1.5 - Taxa terapêutica

O conceito de taxa terapêutica envolve a interação prática de todos os efeitos descritos na tabela 1. Avalia, na verdade, a possibilidade de eliminação completa das células neoplásicas em relação às chances de complicações, ou lesão dos tecidos normais irradiados. No início da curva, pequenas doses de radiação levam a pouca lesão e incrementos de dose neste nível são praticamente imperceptíveis; o mesmo ocorre com doses muito elevadas, onde a lesão pode ser máxima e incrementos a este nível agora, também não modificarão significativamente a resposta. Em uma faixa intermediária de dose, pequenas variações poderão alterar significativamente a resposta do tecido em questão ^{58, 59}.

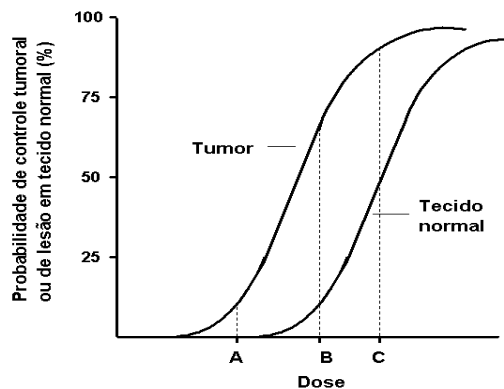


Fig. 9: Comportamento de dois tipos celulares distintos e sua reação à irradiação. A curva da esquerda exemplifica uma população tumoral e a da direita, o tecido normal. Com uma dose baixa de radiação (A), o tecido normal nada sofre, porém, a lesão sobre o tumor também é insignificante. A dose que produz praticamente destruição completa do tumor (C), neste caso fica limitada pela alta incidência de lesão no tecido normal. Uma dose intermediária (B), portanto, torna-se a ideal para esta situação em especial, pois provoca o máximo de lesão tumoral, com um mínimo de lesão em tecido normal.

4.1.6 - Resposta dos órgãos e tecidos às radiações

A irradiação dos tecidos e órgãos produz alterações morfológicas e/ou funcionais. Normalmente, em tecidos ou órgãos adultos, com baixas doses de radiação (dezenas de cGy), nada se observa. Isto ocorre porque as alterações são resultado de danos celulares letais que, à exceção dos tecidos embrionários fetais raramente ocorrem nesses níveis de dose.

Além da resposta tecidual intrínseca de cada órgão à irradiação, os efeitos observados vão depender principalmente da dose total e seu fracionamento, do volume e local do organismo que está sendo tratado.

A incapacidade de definição da dose ótima para o tumor em diferentes localizações obriga o radio-oncologista a tratar no limite da “tolerância”. A necessidade de se definir os “tecidos dose-limitantes” leva a uma classificação dos órgãos em três grupos, de acordo com o seu potencial risco para a vida: Classe 1 - órgãos nos quais as lesões pela radiação são fatais ou levam à morbidade severa; Classe 2 - órgãos nos quais as lesões pela radiação resultam em morbidade moderada ou leve (em circunstâncias excepcionais, pode ocorrer uma fatalidade, mas seqüelas permanentes são geralmente compatíveis com a sobrevivência); e Classe 3 - órgãos nos quais as lesões pela radiação resultam em efeitos leves, transitórios e reversíveis, sem morbidez⁵⁸.

Os níveis de dose de tolerância são definidos para uma situação padrão que inclui: radiação de megavoltagem; fracionamento de 2Gy/dia, 5 frações/semana (10Gy/semana) com 2 dias de intervalo; duração do tratamento em 6 a 8 semanas.

Entretanto existem diversas variações no fracionamento da dose que são utilizadas com a finalidade de melhorar a taxa terapêutica. O fracionamento convencional é de 2Gy + 10% administrados 5 vezes por semana. Estratégias para se elevar a dose de radiação sem aumentar a taxa de complicações são o hiperfracionamento e o fracionamento acelerado.

O hiperfracionamento utiliza doses múltiplas de radiação duas ou mais vezes ao dia, cada dose de aproximadamente 1 a 1,2Gy. Isso permite um aumento na dose total de radiação, mas mantém o tempo total de tratamento relativamente constante

em comparação aos esquemas padrões de fracionamento. Como o tamanho da fração é pequeno, essa estratégia diminui a perspectiva de efeitos tardios. Assim, se os efeitos tardios são dose-limitantes, esse tipo de fracionamento pode ser efetivo. ^{2, 57, 58, 59}

Além desses fatores, o volume do órgão irradiado (total ou parcial), isto é, o tamanho do campo, a extensão de irradiação de uma estrutura, é fator determinante da severidade da lesão actínica. A população celular mais radiosensível de um órgão é a que determina a sua tolerância e falência, assim como o grau de importância do órgão irradiado determina a sobrevivência de um organismo. A tabela 2 apresenta doses de tolerância de alguns órgãos e, a seguir estão descritas as principais alterações decorrentes da irradiação de órgãos dose-limitantes e não dose-limitantes em radioterapia. Na Tabela 2 estão descritas as doses de tolerância para determinados órgãos ⁶⁰.

Tabela 2 - Doses de tolerância (TD 5/5 e TD 50/5) para os principais órgãos. TD 5/5: dose (Gy) necessária para ocasionar 5% de complicações em 5 anos (máximo aceitável) TD 50/5: dose (Gy) necessária para ocasionar 50% de complicações em 5 anos (inaceitável)

ÓRGÃO	LESÃO	TD 5/5	TD 50/5	EXTENSÃO
Medula Óssea	Aplasia, Pancitopenia	2,50	4,50	Total
		30,0	45,0	Segmento
Estômago	Perfuração, Úlcera, Hemorragia.	45,0	55,0	100cm
Intestino	Perfuração, Úlcera, Hemorragia.	45,0	55,0	400cm
		50,0	65,0	100cm
Cérebro	Infarto, Necrose.	50,0	60,0	Total
Medula Espinhal	Infarto, Necrose.	45,0	55,0	10cm
Fígado	Hepatite Aguda, e Crônica.	25,0	40,0	Total
		15,0	20,0	Segmento
Coração	Pericardite e Pancardite	45,0	55,0	60%
		70,0	80,0	25%
Pulmão	Pneumonite Aguda e Crônica	30,0	35,0	100cm
		15,0	25,0	Total
Rim	Nefroesclerose Aguda e Crônica	15,0	20,0	Segmento
		20,0	25,0	Total
Feto	Morte	2,0	4,0	Total

4.2 - Cálculo da dose em radioterapia

O cálculo da dose em radioterapia leva em conta os parâmetros do feixe de radiação obtidos no aceite do equipamento e suas propriedades físicas. Estas grandezas e suas relações estão bem descritas por Khan ⁶¹ e Johns ⁶² e TRS-398 ³⁰ e ICRU-50 ³¹ e ICRU-62 ³².

4.2.1 - Percentagem de dose profunda (PDP)

A percentagem de dose profunda é a razão da dose na profundidade em relação a profundidade de dose máxima, d_{max} , ao longo do eixo central do feixe e uma distância à superfície constante. É função da profundidade, área do campo (abertura do colimador), distância à fonte e superfície e energia, sendo um dos principais fatores de caracterização dos feixes de fótons. Portanto é representado por:

$$PDP(d, A, f, E) = 100 \times \frac{D_p}{D_{max}} \quad (1)$$

Onde D_p é a dose na profundidade d , D_{max} a dose na profundidade de máximo, para um simulador de tecido com distância foco superfície constante f e energia E em um campo de abertura A .

4.2.2 - Razão tecido máximo - TMR e Razão tecido simulador – TPR

Estes fatores são utilizados em radioterapia para composições de campos onde torna-se mais prático a localização do alvo em um ponto fixo à geometria do equipamento, ou seja o isocentro. Assim abandona-se a necessidade de distância foco superfície constantes, como nas porcentagens de dose profunda, e obtém-se razões de percentagens com isocentro constantes nas profundidades em relação ao tecido. A expressão de TPR é dada por:

$$TPR(d, A_p, E) = \frac{D_p}{D_{p_0}} \quad (2)$$

Onde D_p é a dose na profundidade no simulador, e D_{P_0} é a dose na profundidade de referência. Se esta for a profundidade de máximo ter-se-á o TMR, ou seja, a razão de dose no tecido simulador ao ponto de máximo com isocentro, expressa como:

$$\text{TMR}(d, A_p, E) = \frac{D_p}{D_{max}} \quad (3)$$

4.2.3 - Fatores de abertura de colimadores

Sendo o fluxo de radiação proporcional a área de abertura dos colimadores e este contribui diretamente para a dose na profundidade, para cada abertura de colimador existe um valor de radiação espalhada devido ao colimador (fator colimador - FC) e em relação a radiação espalhada no meio (PSF).

Define-se o FC como sendo o aumento na radiação espalhada do feixe em função do colimador, sendo maior para maiores aberturas devido à maior área do colimador exposto ao feixe. É geralmente normalizado para um campo de 10 cm x 10 cm sendo a dose em uma massa pequena de ar em um ponto P e área A do campo em relação a mesma dose no mesmo ponto para uma campo de área 10 cm x 10 cm.

Analogamente define-se o PSF como sendo o aumento na radiação espalhada do feixe em função do aumento da área no objeto simulador e sua relação no ar (sem espalhamento), sendo maior para maiores aberturas devido à maior área do feixe no simulador de tecido. É geralmente normalizado para um campo de 10 cm x 10 cm sendo a dose em uma massa pequena de ar num ponto P e área A do campo em relação a mesma dose no mesmo ponto com meio para uma campo de área 10 cm x 10 cm. Ao produto dos dois fatores FC e PSF dá-se o nome de fator de espalhamento total.

4.2.4 - Cálculo da dose em radioterapia para um ponto ^{61, 62}

O cálculo mais simples da dose empregado em radioterapia é quando se tem um campo direto, sendo o perfil do campo homogêneo e plano e calibrado em termos de dose absorvida, a dose calculada em um ponto na profundidade d com campo de

área A e feixe caracterizado por sua PDP(d,A,f,E) a dose prescrita é facilmente calculada em termos de unidades monitoras (UM) do acelerador.

Se a dose prescrita é D, e o fator de campo total para a geometria é FOP(A,f,E), as unidades monitoras serão:

$$UM = D \times \frac{1}{PDP(d, A, f, E)} \times \frac{1}{FOP(A, f, E)} \quad (4)$$

4.2.5 - Fatores modificadores de feixe

Qualquer objeto de material com número atômico Z colocado entre o feixe e o meio modifica a distribuição de dose do feixe. Exemplos disto são os blocos utilizados como colimações para delimitar regiões a serem irradiadas e áreas a serem protegidas, suportes utilizados para a colocação destes blocos, filtros modificadores de feixe e mesmo tecidos adicionais ou heterogêneos.

Para a correção destes objetos estranhos utilizam-se os fatores de correção que relacionam a presença destes materiais com a situação ideal com base na medida do feixe clínico puro. Estes fatores levam em conta a absorção de radiação, geralmente no eixo central e nomeados fatores acessórios (FAS).

O cálculo final da dose, com base na equação 4, considerando as correções para estes fatores será o expresso pela equação 5.

$$UM = D \times \frac{1}{PDP(d, A, f, E)} \times \frac{1}{FOP(A, f, E)} \times FAS \quad (5)$$

4.2.6 - Cálculo da dose para composição de campos e planejamento 3D em radioterapia

Para o cálculo mais real das doses em um paciente o processo inicia-se pelo planejamento e simulação da estratégia de tratamento. Para isso, o paciente é colocado na situação de posicionamento para o tratamento, imobilizado através de

acessórios que objetivam tornar reproduzível o mesmo posicionamento bem como reduzir o risco de movimentação do mesmo durante o período de tratamento.

Com estes acessórios e posicionamento é realizada uma tomografia computadorizada (CT) do paciente adquirindo desta forma as imagens das estruturas necessárias ao tratamento (alvos) bem como demais estruturas próximas e que devem receber alguma dose (órgãos críticos e sadios).

Estes alvos e órgãos e estruturas são delineados no sistema de planejamento computadorizado e a dosimetria é realizada, com base na prescrição de dose do médico radioterapeuta, avaliando-se a dose de cobertura para os alvos e de restrição aos órgãos, obtendo-se o plano em termos de composição de campos e uso de acessórios e colimações disponíveis.

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades Radiológicas (ICRU) em suas normatizações 50 e 62 ^{31, 32} define os volumes em termos de volume de tratamento para o tumor residual (GTV), volume para tumor clínico (CTV) e volume de plano de tratamento (PTV), com base nos quais será dada a dose terapêutica definida anteriormente.

O cálculo 3D feito pelo computador através do algoritmos de cálculo da distribuição de dose e imagem de tomografia com densidade eletrônica calibrada com base em tecido mole, simulado pela água. Os algoritmos utilizam as bases de dados do comissionamento dos equipamentos, como PDP, TMR e fatores dos campos regulares, decompondo-os em feixe primário e secundários (espalhamento), somando as contribuições de cada ponto de cálculo no volume 3D da estrutura delineada.

Os principais algoritmos utilizados atualmente nos SPC de radioterapia serão descritos a seguir.

4.2.6.1 - Integração de Clarkson para campos irregulares

A integração de Clarkson ^{61, 63} baseia-se na decomposição do feixe radioativo em feixe primário, independente do tamanho e forma de campo, componente de espalhamento do feixe, que leva em conta a geometria do campo, tamanho de

campo e fatores de modificação do feixe, como presença de proteções que serão calculados a cada ponto do campo e profundidade no tecido incidente.

Assim, a partir do centro do campo são somados para cada ponto de distância ao centro r_j os pontos de dose cobrindo os 360 graus do raio central:

$$F(\mathbf{d}, \text{campoirreg}, f, E) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N F(\mathbf{d}, r_i, f, E) \quad (6)$$

em que N é o número de setores cobrindo o campo em 360 graus, F é a função de relação de dose planejada, como PDP ou TMR, \mathbf{d} a profundidade, f a distância fonte-superfície e E a energia do feixe.

4.2.6.2 - Feixe estreito de convolução e superposição ^{63, 64}

Neste modelo, o feixe é representado por uma função (“kernel”) que dá a distribuição espacial da dose por deposição da energia num único ponto (“pencil beam”) do fóton primário. A dose total $D(\mathbf{r})$ inclui as contribuições das partículas secundárias da interação primária no ponto \mathbf{r}' . Assume-se que as partículas incidentes são paralelas ao eixo central donde a dose pode ser calculada como convolução da energia total liberada pela função de dose pontual integrada em todo o volume de raio r :

$$D(\mathbf{r}) = \int_V T(\mathbf{r}') A(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d^3 r' \quad (7)$$

Onde $T(\mathbf{r}')$ é a energia total liberada pelas interações dos fótons primários por unidade de massa e $A(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$ é a função de dose “kernel” expandida, que descreve a fração média da energia depositada por unidade de volume \mathbf{r} por fóton interagindo em \mathbf{r}' .

No feixe divergente, as direções dos feixes incidentes não são todas paralelas, assim os “kernels” deveriam ser alinhados conforme a direção dos fótons que estiverem interagindo. Para ajustar esta distorção do modelo inicial é feita uma superposição alinhando-a ao feixe de radiação primária, \mathbf{r}' :

$$D_T(r') = \int_V T(r) A_T(r - r'; r') d^3 r' \quad (8)$$

Onde $A_T(r - r'; r')$ é a dose “kernel” expandida e ajustada para estar alinhada com a posição do fóton primário r' .

4.2.6.3- Simulação pelo método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo é um método o qual descreve processos com base na teoria de probabilidades. Assim o método é considerado ideal para a descrição probabilística das interações das radiações ionizantes com a matéria ⁶⁶.

No caso de simulação de feixes de fótons provenientes de acelerador utilizado em radioterapia, o modelo considera primeiro a simulação do equipamento emissor com seus componentes que influenciam no feixe. Estes componentes são o feixe de elétrons inicial, o alvo, o colimador primário, o filtro aplainador, as câmaras de ionização monitora, o espelho para a luz de campo, os colimadores secundários e que definem os campos de tratamento e os demais acessórios modificadores de feixe. As descrições se dão por espaço de fases, armazenando as informações de tipo, energia, posição, direção, histórico prévio dos milhões de partículas que caracterizarão na saída, o acelerador virtual ⁶⁷.

Por fim, utilizando o feixe virtual do acelerador o mesmo modelo é aplicado ao objeto simulador de água para o cálculo da dose sem correções de heterogeneidades. É importante ressaltar que atualmente no uso clínico o método de simulação por Monte Carlo não é aplicado integralmente, devido a não disponibilização do sistema comercialmente. O motivo disso é a necessidade de sistemas computacionais muito caros e o tempo de cálculo através da simulação probabilística de partícula por partícula.

Porém alguns sistemas comerciais de cálculo de dose em radioterapia já utilizam parcialmente o método a partir do feixe virtual do acelerador aplicando-o em forma de tabelas adequadas no método de feixe estreito (“pencil beam”).

4.2.7- Simulação por planejamento inverso para IMRT

Conforme exposto anteriormente, o processo de planejamento inverso busca construir uma modulação de feixe ideal para os critérios de dose e objetivos definidos para os volumes alvos e órgãos de risco, segundo os critérios de histograma de dose volume e taxa de dose definidos pelo operador.

O algoritmo de otimização consiste em basicamente duas partes: a função objetivo que abrange os objetivos clínicos de dose para o planejamento, atribuindo pesos a cada volume de dose atribuída e, o método de minimização ou maximização da função objetivo ^{68, 69}.

Para a função objetivo, a cada volume alvo é atribuída dose ou fração de dose no volume respectivo. Estes volumes, alvos ou de restrição, são representados por uma nuvem de pontos e estes pontos terão suas doses ponderadas com base na atribuição de prioridades ou pesos. Para os volumes alvos são atribuídos valores de dose mínima e máxima e para os órgãos de risco os valores de dose máxima ou dose máxima por frações de volumes:

$$F_{\text{alvo}} = \frac{1}{N_{\text{alvo}}} \left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^{N_{\text{alvo}}} (D_i - D_{\text{prescrita}})^2 \\ + w_{t,\text{mínimo}} \times \sum_{i=1}^{N_{\text{alvo}}} (D_i - D_{\text{mínimo}})^2 \times \Theta(D_{\text{mínimo}} - D_i) \\ + w_{t,\text{máximo}} \times \sum_{i=1}^{N_{\text{alvo}}} (D_i - D_{\text{máximo}})^2 \times \Theta(D_i - D_{\text{máximo}}) \end{array} \right. \quad (9)$$

em que N_{alvo} é o número de pontos que representa o volume alvo específico, D_i é a dose específica do ponto i , $D_{\text{prescrita}}$ é dose de prescrição, $w_{t,\text{mínimo}}$ e $w_{t,\text{máximo}}$ são as prioridades ou pesos para comprometimento das doses mínimas e máxima, $D_{\text{mínimo}}$ e $D_{\text{máximo}}$, para a obtenção de homogeneidade no alvo e $\Theta(D_{\text{mínimo}} - D_i)$ e $\Theta(D_i - D_{\text{máximo}})$ são as funções de peso para comprometimento das respectivas doses mínima e máxima no alvo.

Para os órgãos de risco, como não existe dose mínima desejável, a equação da função objetivo é a ponderação das doses máximas e frações do volume para a dose e seus respectivos pesos:

$$F_{\text{órgão}} = \frac{1}{N_{\text{órgão}}} \left\{ \begin{array}{l} w_{\text{órgão,mínimo}} \times \sum_{i=1}^{N_{\text{órgão}}} (D_i - D_{\text{mínimo}})^2 \times \theta(D_{\text{mínimo}} - D_i) \\ + w_{\text{órgão,fração de volume}} \times \sum_{i=1}^{N_{\text{órgão}}} (D_i - D_{\text{máximo}})^2 \times \theta(D_i - D_{\text{máximo}}) \end{array} \right. \quad (10)$$

A função objetivo total do plano é a soma das funções objetivas parciais:

$$F_{\text{total}} = \sum_{\text{todos alvos}} F_{\text{alvos}} + \sum_{\text{todos órgãos}} F_{\text{órgãos}} \quad (11)$$

Após definidas as funções objetivos da otimização, a segunda parte torna-se a minimização da mesma, existindo para tal os métodos determinísticos e estocásticos.

O método estocástico envolve efeitos aleatórios da interação, assim como no método de Monte Carlo cada partícula ou conjunto de partículas possuem uma densidade de probabilidade de interação. A minimização pelo processo estocástico, devido ao processo computacional, resulta na determinação de uma solução global do problema, mas não garante uma mínima local⁷⁰, ou seja, a cada processo o mínimo resultante pode ser diferente, independente da mesma condição inicial, isto torna o processo extremamente lento, sendo pouco utilizado em sistemas comerciais atuais.

O método determinístico, por outro lado, é determinado pelo problema físico, posicionamento dos campos, otimização, feixe e condições iniciais do problema, levando a uma solução bem definida para as mesmas condições. O método mais utilizado é o do gradiente decrescente (“downhill”)⁷¹, este transforma a função

objetivo num vetor como função da minimização, assim, igualando o gradiente da função objetivo a zero ter-se-á o mínimo da função:

$$\nabla F_{\text{total}} = 0 \quad (12)$$

Este método é bastante rápido e vem sendo amplamente empregado nos sistemas de otimização comerciais de IMRT atualmente, pois em menos de 100 interações obtém-se a minimização para o problema. Na prática, por outro lado, as condições iniciais são interativas com o operador, quando a função objetivo tende a estabilidade, ou seja, encontra seu mínimo, o operador prossegue modificando as condições iniciais tais como, valores de dose por volume e utiliza as prioridades, aumentando-as ou reduzindo-as, para encontrar a melhor otimização clinicamente aceitável com base nas doses de prescrição e restrição desejadas.

4.2.8- O cálculo da dose de planos de IMRT

O cálculo da dose em planos de IMRT não difere do cálculo da dose de planejamentos 3D convencionais. Uma vez obtida a otimização e fluência do feixe modulado pelo planejamento inverso, o sistema calcula a dose dividindo o feixe em múltiplos feixes estreitos com sua base dosimétrica convencional adicionando-se ainda, os efeitos dosimétricos do sistema de modulação. Para o caso dos MLC, o cálculo ainda leva em conta a transmissão das lâminas totais e efeitos geométricos das mesmas.

4.3 - Fundamentos de dosimetria

A dosimetria em radioterapia requer alguma especificidade para redução de erros na dose, aplicada ao paciente, no final do processo. As doses utilizadas em tratamentos são consideradas altas em termos de efeitos das radiações e depende de vários fatores o que as tornam imprecisas quando aplicadas ao paciente. Estes fatores são a calibração do feixe, a homogeneidade do feixe, o uso de acessórios e colimações no paciente, as heterogeneidade do paciente, a precisão na aplicação da dose à região pretendida e a reprodutibilidade diária. A dosimetria, portanto, tem o papel de reduzir o erro no feixe radioativo e conseqüentemente o erro sistemático.

4.3.1 - Dosímetros

Um dosímetro é um instrumento ou sistema que possibilita medir-se, diretamente ou indiretamente, grandezas físicas tais como exposição, kerma, dose absorvida ou taxas destas grandezas ⁶¹ .

Na radioterapia a principal necessidade é a determinação da dose absorvida pelo paciente, assim são necessárias as medidas de taxas de dose em perfis, em profundidade e calibração da dose dos equipamentos. O principal dosímetro utilizado é a câmara de ionização, seguido por diodos, filmes e dosímetros termoluminescentes.

4.3.1.1 - Câmara de Ionização

As câmaras de ionização são utilizadas para a medida da dose absorvida por ser um sistema de medida da grandeza carga elétrica, diretamente envolvida na interação da radiação com a matéria. Isto torna o dosímetro rastreável e de medida absoluta, pois pode ser calibrado em laboratório padrão em termos de dose absorvida.

Uma câmara de ionização constitui-se basicamente de uma cavidade cercada de uma parede de material condutor e um eletrodo central coletor ^{61, 62} . A parede e o eletrodo estão separados por um isolante para reduzir a corrente de fuga da tensão de polarização. Em geral são câmaras abertas onde o ar é o mesmo do meio e sofrem os mesmos efeitos das grandezas de influência devido a pressão atmosférica, temperatura ambiente e umidade.

A câmara de ionização mais popular utilizada em radioterapia é a tipo Farmer, com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$, utilizadas para calibração e medidas de campos convencionais de radioterapia.

Para medidas mais pontuais, como medidas de perfis de campos são necessárias câmaras de resolução espacial mais restritas pois as medidas requerem precisão de cerca de 1 a 5 milímetros no espaço. Também para medidas de calibração e dose em campos pequenos as câmaras tipo Farmer são espacialmente muito grandes. Desta forma, outras câmaras denominadas mini ou micro câmaras

têm sido utilizadas em radioterapia, especialmente radiocirurgia e recentemente em IMRT para medidas pontuais ⁷².

4.3.1.2 – Filme dosimétrico

Os filmes radiográficos servem como detector de radiação através da propriedade de enegrecimento de sua película pela exposição à radiação. São construídos sobre uma base fina de plástico contendo uma emulsão sensível à radiação (grãos de brometo de prata (AgBr) suspensos em base gelatinosa) que reveste uniformemente um ou ambos os lados da base. Da interação da radiação com os grãos do AgBr é formada uma imagem latente. Quando o filme é revelado obtém-se a imagem visível pela redução dos grãos em prata metálica, a seguir faz-se a fixação através de solução que dissolve o brometo de prata e a gelatina não expostos.

A luz transmitida é função da opacidade do filme e pode ser medida em termos de densidade óptica (OD) em densitômetro, sendo esta definida como:

$$OD = \log_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (13)$$

Onde $\frac{I_0}{I}$ é o quociente entre a intensidade de luz inicial, sem o filme, e a intensidade transmitida através do filme.

Em radioterapia são utilizados filmes de exposição direta para aplicação dosimétrica em dosimetria relativa e controle de qualidade dos equipamentos. A relação de densidade óptica é relacionada com a dose obtendo a curva de calibração do filme dosimétrico. Esta relação não é constante, pois depende da dependência energética devido a presença da prata ($Z=45$), que pode variar em concentração de filme para filme, densidade óptica da base do filme (“fog”), tipo da radiação e processamento químico (revelação da película).

4.3.2 - Calibração de um feixe clínico e medida da dose absorvida com câmara de ionização

Na prática clínica um feixe radioativo deve ser calibrado em termos de dose absorvida no tecido, em geral tecido mole simulado na água.

Os protocolos de dosimetria fornecem o formalismo apropriado para a rastreabilidade em termos de padrões internacionais da grandeza dose absorvida.

Em geral os hospitais e clínicas são obrigados a possuírem uma câmara de ionização calibrada em laboratório secundário em termos de dose absorvida na água. Esta câmara padrão é então utilizada no feixe clínico do hospital e, utilizando-se fatores específicos do feixe medido no local e fatores padronizados pelo protocolo de dosimetria utilizado, obtém-se a medida, na água, da dose do feixe em termos das unidades monitoras do equipamento, isto é a calibração.

O protocolo atualmente adotado no Brasil como padrão é o da Agência Internacional de energia Atômica, TRS-398³⁰, o qual assegura com alto nível de consistência a determinação da dose com estimativa de erro de 0,5%, rastreável em dosimetria absoluta.

O fator de calibração da câmara no laboratório é fornecido em termos de dose absorvida na água para o feixe de Cobalto-60 feita a correção com base no índice de qualidade do feixe local em função da curva de PDP que fornece a razão de energia do mesmo.

A primeira etapa na utilização do protocolo é a medida do sinal da câmara, corrigida para todas as grandezas de influência (fuga, pressão, temperatura, umidade, polaridade e recombinação) por unidade de volume da câmara, M_{Q_0} , onde Q_0 denota o feixe de qualidade da energia de referência. Este valor multiplicado pelo fator de calibração $N_{D,água,Q_0}$ da câmara para o feixe resultará na dose absorvida para as condições de campo medida:

$$D_{água,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,água,Q_0} \quad (14)$$

Se a leitura for feita em nC (nano Coulomb) e o fator de calibração em $\frac{Gy}{nC}$ (Gray por nano-Coulomb) a dose absorvida resultará diretamente em Gray.

5- MATERIAIS E MÉTODOS

Para a aquisição dos dados deste trabalho foram utilizados os equipamentos e materiais do Hospital Israelita Albert Einstein, de São Paulo, no período de agosto de 2001 a dezembro de 2005 e do Centro Infantil Boldrini, de Campinas, no período de agosto de 2007 a maio de 2008.

5.1 Acelerador linear

O acelerador linear de uso clínico 23EX Varian, isocentro de distância 100,0 cm à fonte, produz feixes de fótons de 6 MV e 15 MV que podem ser modulados através do uso do sistema de colimador dinâmico de múltiplas lâminas. A taxa de dose padrão no modo dinâmico é de 300 unidades monitoras (UM) por minuto. O segundo equipamento, também de fabricação da Varian, foi o acelerador 6EX que produz feixe de 6MV e com taxa de dose de 400 UM por minuto.

5.2- Sistema de Colimador Multi-lâminas Varian – Modelo Millenium 120

O sistema de colimadores terciários de múltiplas lâminas é o modelo Millenium-120, é composto por um sistema com dois corpos (bancos de lâminas laterais A e B), à esquerda e à direita com 60 pares de lâminas construídas com liga de tungstênio. O conjunto possibilita a abertura do campo de até 40 cm x 40 cm e movimentação na direção X, com as seguintes características:

a) dois bancos laterais direito e esquerdo (A e B respectivamente) de 60 lâminas cada, sendo 40 lâminas centrais de cada banco projetadas para possuírem 0,5 cm no isocentro (100 cm) e as 20 mais periféricas projetadas para possuírem 1,0 cm no isocentro;

b) o limite inferior das lâminas fica a 53,8 cm da fonte;

c) cada lâmina possui 6,0 cm de altura e uma curvatura em seus três centímetros finais de forma a reduzir o efeito da penumbra possibilitando no centro uma transmissão de 1,5% a 2,8%;

d) cada lâmina é interposta às vizinhas reduzindo a fuga de radiação espalhada, minimizando desta forma o efeito vão e lingüeta (“tongue and groove”). A transmissão medida na porção inteira da mesma lâmina é a transmissão intra-lâmina

(“intraleaf”) e a transmissão medida na porção de duas lâminas sobrepostas é a transmissão inter-lâminas (“interleaf”);

e) as lâminas podem deslocar-se até 20,0 cm do eixo central do feixe e sobrepor até 14,5 cm o lado oposto a partir do eixo central do feixe.

A figura 10 mostra uma representação da lâmina individualmente e como o conjunto é montado.

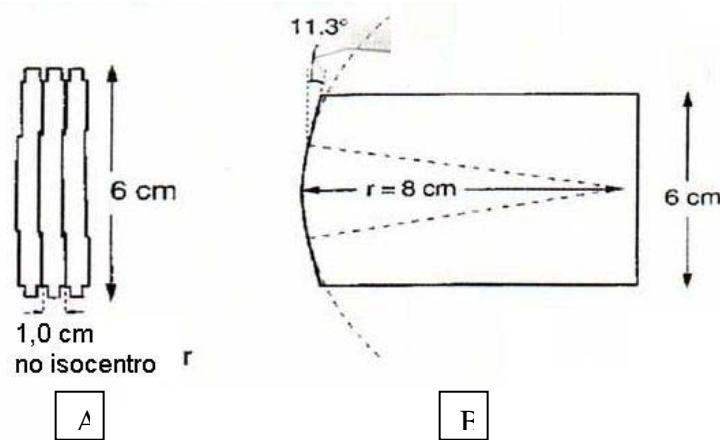


Figura 10: Esquema e dimensões das lâminas do MLC Millennium 120. (A) visão frontal do banco mostrando os encaixes de umas sobre as outras lâminas, (B) visão lateral de uma lâminas, mostrando sua espessura e a curvatura na sua extremidade para redução da penumbra devido a divergência dos campos.

O controle da movimentação de cada lâmina é feito através de 120 motores independentes controlados através de programa computacional específico. Cada motor da lâmina é acoplado a um eixo central em forma de rosca-sem-fim que, através de sua rotação, a guiará nas posições definidas no arquivo de controle, com precisão de um milímetro por cerca de 540 rotações. Tal programa realiza o controle do número de pulsos de cada motor que define a trajetória e posição de cada lâmina a cada fração de unidades monitoras de radiação liberadas pelo feixe, mantendo assim a velocidade em função da taxa de dose constante. Cada lâmina, no modo dinâmico, pode se movimentar durante o feixe desde que o banco esteja fixo. Desta forma, no modo dinâmico, cada lâmina pode deslocar-se 14,5 cm com uma posição do banco fixa. A posição da lâmina é determinada usando duas fontes

independentes, uma que confere o número de pulsos do motor pela posição, e outro, que confere o deslocamento pela detecção de posição por um conjunto de detectores óticos.

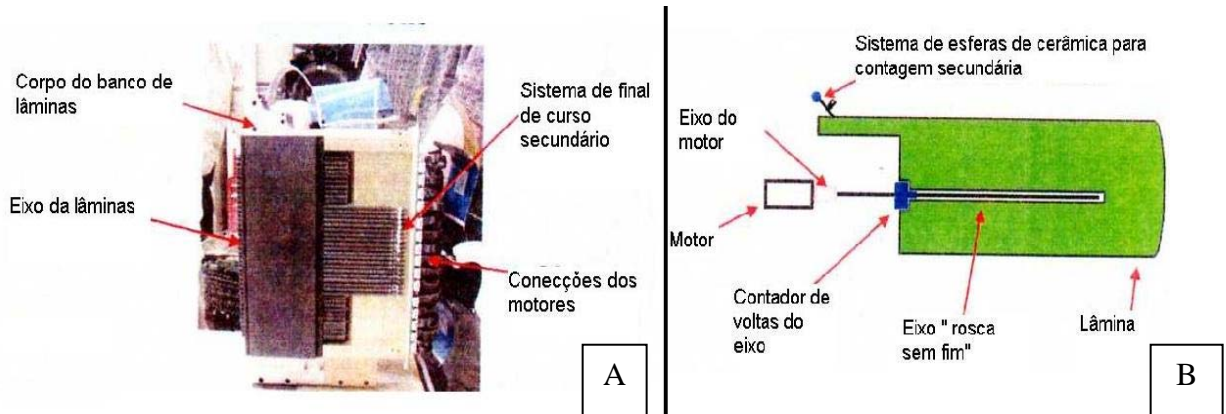


Figura 11: Esquema dos principais mecanismos de movimentação e controle de posicionamento das lâminas do MLC. (A) visão da montagem dos bancos das lâminas e ligação dos motores individuais e (B) visão de uma lâmina com seus componentes de montagem para controle de posição e deslocamento pelo motor.

Todo o sistema de controle do MLC é gerenciado pelo computador “MLC controler” sendo a comunicação entre o “MLC controler” e o MLC feito por rede de fibras ópticas. A estação de trabalho promove a comunicação entre o “MLC controler” e o operador e, caso disponível, pode estar integrado ao gerenciador de tratamentos, promovendo automaticamente a configuração e controle de todo o plano de tratamento com o arquivo de MLC.

Durante um feixe modulado o sistema de controle monitora os parâmetros de deslocamento espacial da lâmina e posição com o número de pulso ou giro do motor, parando e emitindo mensagem de erro se algo discrepante ocorrer, como por exemplo:

O console do acelerador envia leitura mecânica e de UM a cada 50 ms para o MLC controler; O “MLC controler” compara a posição de todas as lâminas e posição de dose liberada para a dada posição no plano; se estas informações não satisfazem a condição de tolerância o feixe é paralisado (“beam hold off-signal”) se a dose liberada for maior, o feixe será acelerado e se a dose liberada for pequena, isso por

até 3 segundos. Se ele não voltar a satisfazer a condição de tolerância ele se desligará.

5.2.1- Descrição do MLC dinâmico

O sistema dinâmico de tratamento é baseado em arquivos com extensão STT (“segmented treatment table”). Neste formato de arquivo do sistema de MLC dinâmico da Varian estão os dados de posição das lâminas em relação à fração de doses expressas em UM. O conceito STT permite transferir a informação sobre o tratamento dinâmico ao sistema do acelerador, que é definida por dose versus posição das lâminas. A distribuição da dose para um campo particular depende apenas da função de dose versus a posição do conjunto MLC e acelerador, conforme figura 12.

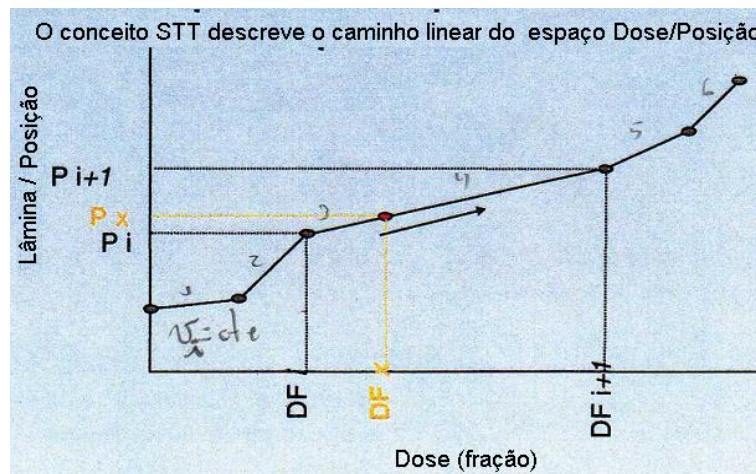


Figura 12: Gráfico de um arquivo STT de configuração das lâminas do MLC dinâmico.

Assim para cada fração de dose o arquivo STT possui posição de lâminas do MLC; colimadores e cabeçote. Este arquivo pode ser gerado no sistema de planejamento inverso e cálculo.

No modo de formatos ou configurações discretas do banco de lâminas é apresentado um exemplo na figura 13. Neste exemplo, o feixe é modulado pela soma das seis configurações de lâminas na qual, entre cada mudança de formato, há apenas movimentação das lâminas que o compõe sem emissão do feixe.

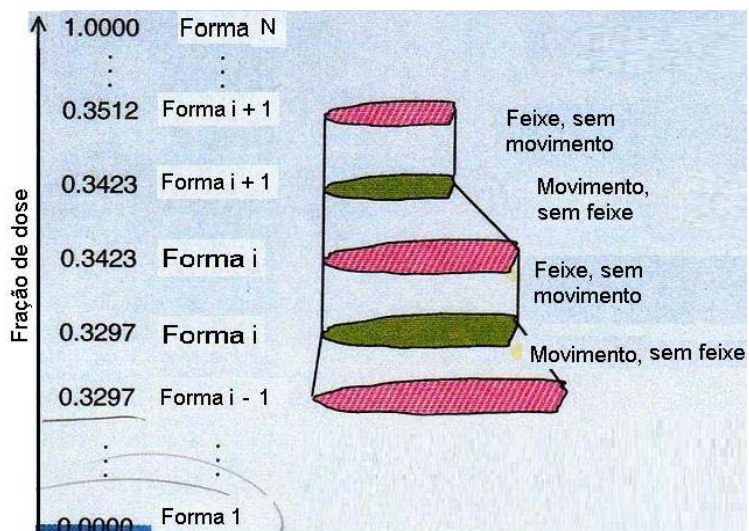


Figura 13: Gráfico de posição de feixe com campos do MLC para técnica de campos estáticos.

No modo de janela deslizante ou contínuo, o feixe e o movimento (“sliding window”) se dão concomitantemente. Logo, há uma fração a mais de dose dada na interposição entre cada posicionamento, comparativamente ao modo discreto. A figura 14 apresenta um exemplo comparando o modo estático com dinâmico.

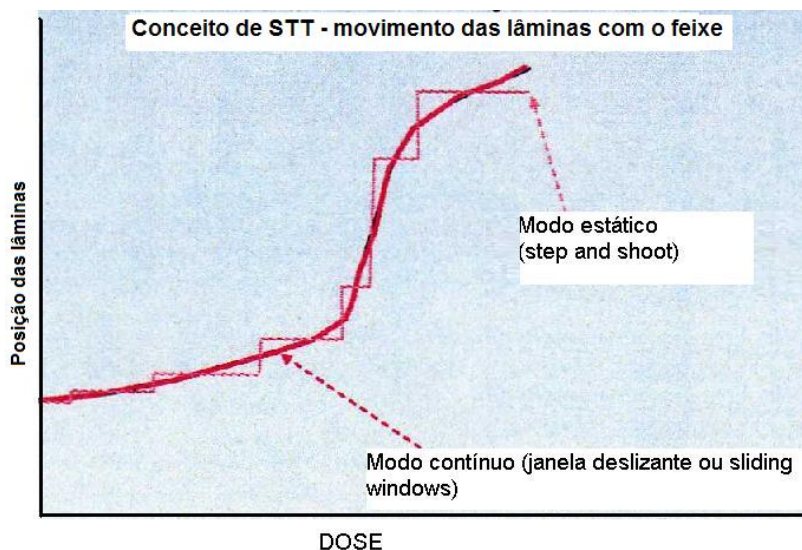


Figura 14: Gráfico da comparação de posição das lâminas do feixe com campos do MLC para técnica de campos discretos e dinâmicos (“sliding window”).

No modo dinâmico, como há feixe durante o re-posicionamento das lâminas para o novo formato, existe também fração ou estágio adicional de dose entre cada formato, se comparado ao modo estático. O resultado pode ser representado em um gráfico no qual a sobreposição dos movimentos discretos é aproximada por um movimento contínuo que, para a máquina nada mais é do que um número grande de posições discretas, conforme ilustrado na figura 14.

Tudo isto, na prática, é obtido com um sistema que gerencia estas posições e frações de dose, dentro da tolerância permitida, onde erros maiores são proibitivos. Isto é definido nas configurações e geração do arquivo no sistema que gera também, o movimento das lâminas. A dose de tolerância é até 0,2 UM com a posição entre 5 milímetros e 0,5 milímetros de projeção no isocentro. Campos alargados no modo dinâmico podem ser obtidos pela subdivisão de campos em 2 ou 3 sub-campos das lâminas com 2 ou 3 posições diferentes dos bancos de lâminas; a velocidade máxima das lâminas no modo dinâmico é 3,0 cm/s medida no isocentro; a taxa de dose máxima possível no modo dinâmico é de 600 unidades monitoras por minuto.

5.3 Sistema de planejamento computadorizado (SPC)

5.3.1- Sistema de planejamento computadorizado Cadplan

O sistema de planejamento Cadplan VarianTM, desenvolvido em associação com vários centros de estudo da Europa, tem capacidade para cálculo tridimensional utilizando imagens de tomografia computadorizada (CT) simulando o corpo humano e IMRT sendo um sistema de planejamento que usa como base a tomografia. Calcula o feixe externo de radiação numa plataforma do sistema UNIX, que permite ao usuário utilizar vários espaços de trabalho ao mesmo tempo, além de ser composto por um servidor com seu próprio processador central e um sistema gráfico associado a periféricos: impressoras e “*plotters*”. Correspondem às ações do Cadplan: radioterapia externa, braquiterapia e configuração do sistema de planejamento.

O sistema de planejamento é dividido em três áreas de trabalho: área de importação de imagens, área de gerenciamento de dados do paciente que permite a

definição de órgãos e volumes anatômicos, área de contornos, área de planejamento que permite o arranjo de campos, o cálculo de dose e avaliação do plano.

A área de gerenciamento de pacientes permite criar, copiar, mover, excluir e importar novas imagens, que podem ser importadas via disquete, disco ótico e via rede através do protocolo DICOM (“digital imaging communications in medicine”).

A área de contornos é 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 transversais as imagens sagitais e coronais. A imagem de tomografia é convertida em densidade eletrônica o que possibilita que os contornos sejam feitos automaticamente. Todas as imagens importadas são gravadas em formato próprio.

Na área de planejamento adicionam-se campos de tratamento isocêntricos ou com distância foco pele fixa e calculam-se as doses de tratamento nos planos transversal, coronal e sagital. Estes planos depois de avaliados podem ser reproduzidos no acelerador para que possa ocorrer o tratamento do paciente. Neste sistema podem ser usados alguns modificadores de feixe como: filtros em cunha e dinâmico, blocos, bolus, compensadores e colimadores multi-folhas estático ou dinâmico para IMRT.

Neste equipamento o modelo de cálculo para feixe externo de fótons considera o modelo de reconstrução do paciente e do feixe. O modelo de reconstrução do paciente é usado para calcular a distribuição de dose em material equivalente à água, para uma determinada geometria do feixe. A distribuição de dose em um campo quadrado ou retangular é calculada no modelo de feixe de fótons. Nas regiões com campos assimétricos ou tangentes o modelo usado é o “pencil beam convolution”. A distribuição de dose é calculada em material equivalente à água e corrigida de acordo com heterogeneidade e curvatura da pele do paciente no modelo paciente.

Neste sistema ainda pode-se ter a visão do feixe de radiação, “beam’s eye view” (BEV), dos volumes definidos bem como, o campo como é visto pelo foco de radiação, além de ser também usada para visualização dos campos de tratamento

co-planares e não-coplanares e verificar as curvas de doses contornando o alvo de tratamento, bem como a imagem do bloco ou MLC protegendo as estruturas críticas.



Figura 15: Imagem de BEV no sistema de planejamento Cadplan.

O histograma de dose por volume (DVH) é a soma das doses de todos os cortes tomográficos em cada volume desenhado. Esta soma é feita pixel a pixel e é representada em forma de gráfico que relaciona a porcentagem de dose com o volume que recebe determinada dose em gray (Gy) ou centigray (cGy).

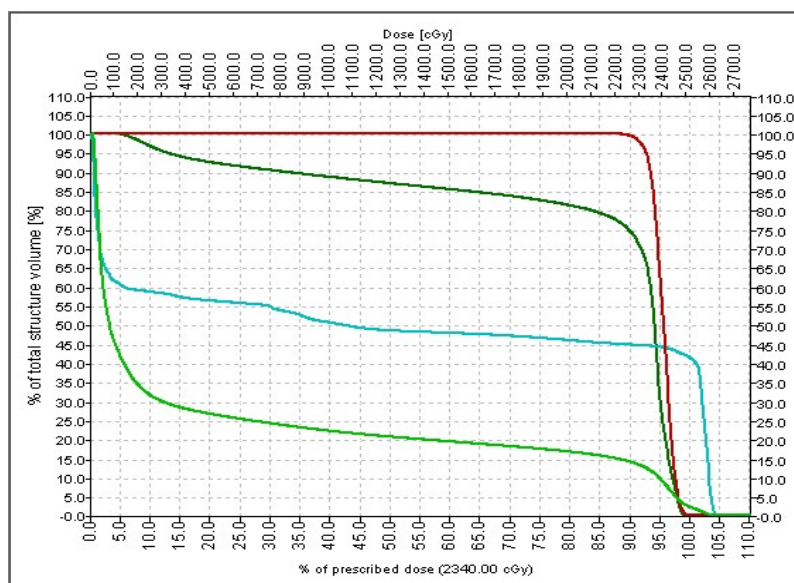


Figura 16: Gráfico de histograma de dose e volume (DVH) no SPC Cadplan.

5.3.2- Sistema de planejamento Eclipse

O sistema de planejamento computadorizado Eclipse v. 6.5 é um sistema integrado de tratamento de imagens computacionais axiais tomográficas, de dados dosimétricos e de configuração de equipamentos de radioterapia, reconstrução tridimensional (3D) e cálculo de dose 3D que funciona numa plataforma Windows 2000 ou XP. Todas as funções do sistema de planejamento anterior Cadplan são válidas para o Eclipse com algumas melhorias de definição, rapidez no cálculo e visualização.

O sistema de tratamento de imagens é capaz de receber imagens axiais tomográficas de definição de até 512Mbits com perfis de densidade eletrônica calibrados e valores entre -1000HU até 1000HU. Desta base de imagens axiais de tomografia é criado um volume 3D e será a base de cálculo da dose. Pode-se também, manipular imagens recebidas de ressonância magnética, exames radiológicos e PET-CT (“positron emission transmission”), criando volumes e, através de seu algoritmo próprio, realizar fusão de imagens com a tomografia, possibilitando melhor definição ou exame de estruturas de interesse. Depois de criados os volumes 3D, o Eclipse possibilita aos operadores o desenho das estruturas de interesse do paciente com base nas imagens. Estes volumes desenhados serão usados para o plano de tratamento e cálculo das doses a serem aplicadas nos pacientes.

Outra ferramenta do Eclipse é a configuração dos equipamentos de radioterapia. Neste caso, definem-se todos os parâmetros dos equipamentos como escalas de ângulos e incidências, limites físicos e geométricos, acessórios móveis como filtros, blocos e cones, acessórios eletrônicos como filtros eletrônicos e sistema de colimador MLC, taxas de dose e calibração da máquina. Todos os parâmetros de calibração de dose e doses relativas, que possibilitam o cálculo físico e que configuram a máquina, são inseridos no sistema, inclusive os parâmetros que possibilitam a técnica de produção de feixe de intensidade modulada (IMRT), conforme aceite e comissionamento dos equipamentos.

Na plataforma de planejamento ou cálculo o Eclipse possibilita ao operador a inserção de quaisquer campos possíveis no volume 3D e estrutura desenhadas na base na tomografia. Assim, pode-se realizar o cálculo e gerar os parâmetros de

dose, unidades monitoras e outros acessórios com base no cálculo para o tratamento adequado do paciente no aparelho de terapia.

O cálculo da dose no Eclipse é baseado no algoritmo “pencil beam” e sua versão recente “convolution pencil beam”, com o cálculo da dose conforme algoritmo “pencil beam e convolution” descritos anteriormente, possuindo também, o recurso para cálculo de dose de IMRT. Isto pode ser obtido através de otimização com algoritmo próprio para IMRT. Para esta otimização, o Eclipse recorrerá ao algoritmo de otimização Helios, o qual é um sistema de planejamento inverso e que será descrito a seguir.

Finalizado o cálculo no Helios, o Eclipse calculará a dose obtida com os campos modulados e permite a visualização e análise dos resultados através de telas bidimensionais axiais, sagitais e coronais, tela 3D e histogramas de dose por volume das estruturas. Ao mesmo tempo são calculadas as unidades monitoras e frações de dose de cada campo com suas respectivas configurações de tamanho, distância de localização, normalização de dose e configuração das lâminas do MLC dinâmico.

5.3.3 Sistema de planejamento inverso – Helios/Cadplan e Eclipse

O sistema de planejamento inverso de IMRT é um software vinculado ao sistema de planejamento o qual utiliza a base de dados dosimétricos que o alimenta. O sistema de planejamento inverso, Helios, funciona dentro do sistema de cálculo Cadplan ou Eclipse e é capaz de criar planos bem definidos através da produção de intensidades moduladas obtidas pelo processo inverso. Neste processo, com base em uma composição de campos, o sistema utiliza uma distribuição ideal de dose no alvo e nas estruturas adjacentes para produzir a melhor aproximação possível, utilizando campos com intensidades moduladas realizadas através das lâminas do MLC dinâmico.

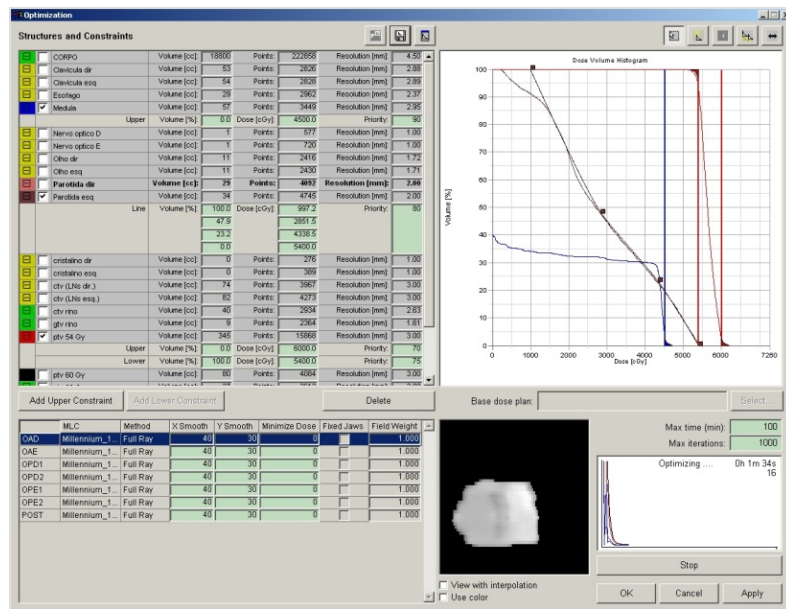


Figura 17: Figura da tela de otimização do Helios para IMRT. Para cada estrutura de interesse são dadas as doses mínimas, máximas ou valores de percentuais de volume relativos (quadrante superior esquerdo da figura). Conforme a otimização obtém-se melhores resultados quando a função resposta tende ao eixo das ordenadas (canto inferior direito da figura).

Assim, um campo que na técnica convencional teria uma intensidade de fluxo de radiação unitária na direção de sua abertura, no IMRT isso varia. O fluxo do feixe é diferente em cada secção de $0,5 \text{ cm}^2$ compondo uma fluência, proporcional à espessura do alvo na projeção de incidência do campo. A combinação de várias fluências não uniformes, devido aos vários campos, produz a distribuição uniforme de dose no volume alvo.

O sistema inverso de planejamento Helios cria, assim, as fluências dos campos com base em restrições de doses definidas pelo usuário em termos dos seguintes parâmetros: doses mínima e máxima na estrutura e doses limites para frações de volume do alvo ou órgãos de risco. Utilizando estes pontos de restrição de doses, o sistema matematicamente e interativamente otimiza o plano de tratamento buscando a solução de fluência ideal.

Uma vez aceitas pelo usuário, as fluências ideais são convertidas em fluências reais, possíveis de serem executadas com precisão pelo MLC dinâmico. Neste processo o sistema utiliza o programa próprio (“LeafMotion Calculation”), que gera o arquivo de MLC com posições das lâminas e velocidade com base nas características físicas do mesmo, obtendo a fluência real para que o MLC dinâmico possa ser realizado no acelerador. A partir deste ponto, o cálculo da dose é realizado com base no algoritmo de cálculo utilizado pelo Cadplan ou no Eclipse.

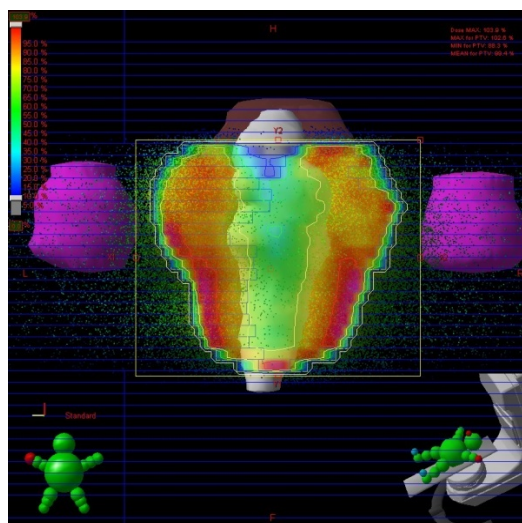


Figura 18: Fluência de um campo de IMRT após o cálculo da otimização e produzido no acelerador por MLC, visto no BEV como a fluência reduz a dose nos órgãos sensíveis (em branco exemplificando está o reto).

5.4- Equipamento dosimétrico

5.4.1- Objeto simulador de água sólida

A água é o material padrão para medidas de dose absorvida em relação ao corpo humano (tecido mole) e medida da dose absorvida em um meio ³⁰. Por questões práticas foi utilizado o objeto simulador de água sólida (SW), que apresenta as mesmas características dosimétricas da água, para os feixes de energias utilizadas (6 MV a 15 MV) sendo sua densidade de 1,0 g/cm² para fótons. O objeto simulador é composto por placas que medem 30 cm X 30 cm com espessuras

variáveis de 2 mm a 40 mm. Pela disposição de placas, com diferentes espessuras, obtêm-se as profundidades necessárias para os testes dosimétricos no equipamento.

O objeto simulador de água sólida com a câmara de ionização foi submetido à tomografia computadorizada e suas imagens foram transferidas para o Cadplan e Eclipse, sendo delineados os contornos das diferentes câmaras e seus respectivos volumes e respectivos ponto efetivo de medida.

5.4.2- Câmaras de ionização

Foram utilizadas quatro câmaras de ionização tipo Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$, sendo duas PTW modelo 23333 e duas Nuclear Enterprises modelo 2571 que possuem o valor de qualidade de feixe tabelado no TRS-398³⁰, e mais duas câmaras, RK083 e uma Exradin modelo A16 respectivamente, com características descritas abaixo.

a) PTW 23333: de fabricação da PTW, o modelo 23333 possui cavidade de volume de $0,6 \text{ cm}^3$, comprimento de 21,9 mm e raio de 3,1mm sendo o material da parede de PMMA e espessura de $0,059 \text{ g.cm}^2$ e eletrodo central de alumínio.

b) NE 2571: de fabricação da Nuclear Enterprises, o modelo 2571 possui cavidade de volume de $0,6 \text{ cm}^3$, comprimento de 24 mm e raio de 3,2 mm sendo o material da parede de grafite com espessura de $0,065 \text{ g.cm}^2$. A capa de equilíbrio eletrônico é de material Delrin com espessura de $0,551 \text{ g/cm}^2$ e eletrodo central de alumínio.

c) RK083: estas câmaras de ionização são de fabricação da Scanditronix com uma cavidade de ar de $0,120 \text{ cm}^3$ de volume; a parede externa é de polimetilmetacrilato; o eletrodo central e a parede interna são de uma mistura de grafite com resina epóxi, sendo a haste de aço inoxidável. Esta câmara não possui o valor de qualidade de feixe tabelado no TRS-398³⁰, sendo este parâmetro calculado com base no seu material e volume^{73,74}.

d) Micro A-16: esta câmara foi utilizada para a medição de dose absorvida em campos ou pontos complexos. Trata-se de uma micro-câmara de ionização Exradin modelo A16 com $0,007 \text{ cm}^3$ de volume. O material da parede é Shonka, o eletrodo coletor é equivalente ao ar e o anel de guarda é de plástico C552. Esta câmara não

possui o valor de qualidade de feixe tabelado no TRS-398³⁰, assim este parâmetro foi calculado com base no seu material e volume^{73,74}.

5.4.3- Filmes dosimétricos

Filmes para verificação dosimétrica foram Kodak modelo X-Omat V, com resposta de saturação de até 0,95 Gy e Kodak modelo EDR-2, com resposta de saturação de 4,00 Gy^{75,76}. A análise dos filmes foi feita a partir dos filmes digitalizados utilizando-se os programas de análise dosimétrica: RFAPLus v. 5.3 da Scanditronix Medical AB e o PTW Verisoft v.2.11.

A parte de interesse do sistema, neste trabalho, foi o da dosimetria por filmes. Para tal, foram criadas as curvas de calibração de dose por unidade de densidade óptica, sendo esta a base para obtenção do perfil de doses absolutas ou relativas correspondentes dos campos de IMRT. A análise é feita comparando-se estes perfis aos perfis do sistema de planejamento visualmente ou sobrepondo-os na mesma magnificação.

O sistema de dosimetria Verisoft, fabricado pela PTW, é um sistema de controle de qualidade de feixes de radioterapia composto por um sistema de detectores de radiação para verificação de planura e dose, e por um sistema de dosimetria por filmes, podendo comparar simultaneamente os perfis do sistema dos filmes com os perfis do sistema de planejamento, gerando resultados em termos da diferença de isodoses relativas e absolutas.

5.4.4 – Sistema de dosimetria de múltiplas micro-câmaras – MATRIX

Este sistema, de fabricação de Wellhoffer, é uma matriz de medida de dose composta por 1020 micro câmaras de ionização de volume 0,007 cm³ cada uma, separadas em 0,7 cm compondo uma matriz de medida de 20 cm x 20 cm, interligada a um sistema de análise de dados via cabo de rede no qual se pode, entre outros recursos, calibrar em dose as medidas da matriz, comparar com filmes digitalizados, comparar com importação de dose de sistemas de planejamento via interface DICOM, avaliar os perfis medidos em termos de simetrias, planura e intercomparar os perfis.

6 – METODOLOGIA PROPOSTA

6.1- Aceite do sistema de MLC dinâmico e feixes do acelerador linear

O aceite do sistema de MLC dinâmico constou dos seguintes testes e procedimentos: calibração das lâminas, conforme recomendações do fabricante; testes de sincronismo e indução de erros com diferentes configurações e dificuldades nas lâminas do MLC.

Após a instalação do sistema do MLC Millenium 120, foram feitos pelos engenheiros do fabricante os ajustes e a calibração das lâminas, utilizando as ferramentas recomendadas pelo mesmo.

Após a instalação e calibração do MLC e sempre após cada revisão geral, os testes de aceite foram realizados para certificar a reprodutibilidade de posicionamentos das lâminas. Isto foi feito utilizando o controle do MLC e um conjunto de posicionamentos de lâminas estáticos e dinâmicos. Este conjunto, chamado “auto-ciclo”, confere por cerca de 10 minutos com re-posicionamento das lâminas em formatos de dificuldade pequena, média e extrema para induzir riscos de colisão, travamento e configurações complexas de posicionamentos de lâminas avaliadas com o uso de papel milimetrado.

A dosimetria com câmara de ionização para medição da transmissão tem por finalidade a medida da transmissão máxima entre as lâminas. Posiciona-se a câmara de ionização no objeto simulador a 10,0 cm de profundidade e distância foco superfície (SSD) de 100 cm. Adquirem-se leituras com um banco de lâminas de cada vez, aberto e depois todo fechado do banco A e posteriormente do banco B. O valor da transmissão será a razão entre a leitura de cada banco fechado e a leitura com o banco todo aberto na mesma posição. A medida da maior transmissão é realizada encontrando-se as posições de transmissões máximas das 120 lâminas e, após isso, medida com câmara de ionização nestes pontos.

A medida do “gap” dosimétrico tem por finalidade a determinação da separação dosimétrica máxima entre as lâminas devido ao fato de possuírem a extremidade arredondada. No IMRT dinâmico esta diferença é levada em conta no cálculo de planejamento para o cálculo da dose real; o parâmetro é dado como um valor de separação real ou “gap”.

Para a determinação deste parâmetro são feitas leituras com a câmara de ionização no objeto simulador a 10,0 cm de profundidade e SSD=100 cm, alinhada na abertura entre as lâminas do MLC; obtêm-se leituras com separação de lâminas de 0,5 mm, 1,0 mm, 2,0 mm, 5,0 mm e 8,0 mm, fechado no eixo central com 100 UM^{24, 77, 78}. No gráfico da dose relativa, subtraindo-se a transmissão, em função do “gap” nominal obtém-se o “gap” dosimétrico através da extrapolação da reta. O mesmo procedimento também foi realizado com filmes dosimétricos²⁴. No caso da medida com filmes, eles são irradiados com a execução dos mesmos arquivos, dose conhecida pela curva de calibração e extraída a transmissão dos bancos das lâminas. Analogamente realizou-se também com o dosímetro de matriz de câmaras de ionização (MATRIX).

Por último, foram realizadas as medidas dosimétricas com filmes para testes de posicionamento e doses relativas das lâminas do MLC dinâmico. Utilizando o modo dinâmico do MLC, estes testes comprovam a reprodutibilidade do modo dinâmico na realização da modulação do feixe. Segue-se o padrão de testes desenvolvidos pelo fabricante utilizando-se filmes dosimétricos e várias composições de campos⁷⁹, tais como descritos a seguir:

- i. Frestas espaçadas: neste teste todo o bloco com as 120 lâminas realizam movimentos de 5,0 cm de espaçamento simultaneamente, em três frações separadas iniciando-se imediatamente no final do percurso da fração anterior, realizando linhas. A somatória destes três movimentos individuais em um único filme resulta em uma faixa contínua do campo com mesma densidade óptica.
- ii. Faixas segmentadas no modo sincronizado: neste teste avalia-se a exatidão e calibração das lâminas e o movimento do banco de lâminas quando pares de lâminas adjacentes estão fechados durante o feixe. Para tal, um conjunto de 4 exposições de campos com diferentes faixas produzidas em cada um são somados, resultando em uma mesma densidade óptica. São analisadas as faixas a cada 4,0 centímetros com tolerância de 1,0 milímetro. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.
- iii. Faixas segmentadas não sincronizadas: neste teste avalia-se a exatidão e calibração das lâminas e movimento do banco de lâminas quando o movimento

de lâminas adjacentes não é sincronizado durante o feixe; detectam-se efeitos da inter-fricção do posicionamento e inter-digitação das lâminas no movimento. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.

- iv. Capacidade de produzir filtro na direção da movimentação das lâminas (“X”): neste teste avalia-se a exatidão da calibração das lâminas e o movimento do banco de lâminas para produção de filtro na direção de seu movimento, ou seja, direção “X”. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.
- v. Capacidade de produzir filtro na direção perpendicular ao do movimento das lâminas (“Y”): neste teste avalia-se a exatidão e calibração das lâminas e movimento do banco de lâminas bem como estabilidade da velocidade das lâminas, aceleração e desaceleração na produção de filtro na direção perpendicular ao movimento das lâminas, ou seja, direção “Y”. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.
- vi. Pirâmide: este teste verifica a exatidão e calibração das lâminas ao produzir intensidades crescentes em forma de pirâmide. Consiste em dois arquivos que produzem intensidades de 1,0; 0,8; 0,6; 0,4 e 0,2 resultando em quadrados com intensidades crescentes (primeira exposição) e decrescentes (segunda exposição). Os dois testes sobrepostos na irradiação em um mesmo filme devem propiciar uma densidade óptica unitária. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.
- vii. Campos complexos 1 e 2 (realização de campos de IMRT): neste teste avalia-se a habilidade do MLC dinâmico em produzir intensidades complexas de feixe verificando a exatidão e calibração das lâminas. O arquivo produz um campo complexo de IMRT no qual se analisam as intensidades pelas simetrias e contornos das intensidades diferentes e figuras geométricas com mesma densidade óptica em cantos opostos do campo. Este teste também pode ser realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX.
- viii. Listas contínuas: neste teste produzem-se listas contínuas ao longo de toda a dimensão dos bancos de lâminas (40 centímetros de campo), para testar a

estabilidade e a calibração das mesmas, estabilidade de sua velocidade, possíveis efeitos de atrito entre elas, aceleração e desaceleração durante seu movimento.

6.2 - Aceite do sistema de planejamento inverso

O aceite do sistema de planejamento inverso consiste na conferência dos dados necessários de configuração do MLC com respeito a propriedades mecânicas, fator de transmissão máximo dos dois bancos de lâminas, o valor do “gap” dosimétrico e dados de dosimetria de comissionamento da máquina, percentagem de dose profunda, razão tecido máximo, fatores de campo, perfis de campos abertos ⁸⁰, que devem ser os mesmos do acelerador.

Com relação ao aceite do objeto simulador para leituras das doses de planos de IMRT, foram realizadas medidas de absorção do mesmo em relação à água. Com estes resultados as medidas para CQ de IMRT foram padronizadas para serem realizadas sempre neste objeto simulador e considerando-se assim uma relação de 1:1 comparativamente à água (meio de referência).

6.3 Controle de Qualidade do sistema de IMRT

Após o aceite apropriado de todo o sistema de IMRT os testes de rotina foram implementados para o controle de qualidade da técnica, os quais constam das seguintes etapas: controle de qualidade dos feixes e acelerador linear; controle de qualidade do sistema de MLC dinâmico; controle de qualidade do software de planejamento; controle de qualidade dos dosímetros e equipamentos de dosimetria por filmes.

O controle de qualidade do acelerador linear deve garantir que a energia do feixe seja constante bem como, os seguintes parâmetros: calibração da dose absorvida; dependência das unidades monitoras liberadas em relação à dose absorvida bem definida e, idealmente, constantes.

A calibração em dose absorvida das unidades monitoras do acelerador foi realizada mensalmente com base no sistema de garantia de qualidade do hospital utilizando-se como protocolo de dosimetria o documento da IAEA TRS-398 ³⁰.

Outro teste a ser realizado é o teste de linearidade das unidades monitoras (UM) do acelerador em relação à dose o qual consiste em realizar a medida de dose absorvida conforme descrito anteriormente porém utilizando-se respectivamente 10, 30, 50, 100, 200, 400 e 1000 UM. O resultado em termos de dose (proporcionais em leituras de cargas em nC) é linear com uma reta de coeficiente angular igual ou próximo do valor unitário.

A dependência com a taxa de dose também foi avaliada e foi verificada utilizando o campo de teste de IMRT, calculado no sistema de planejamento para a taxa de dose padrão de 300 UM/minuto, alternando as medidas com as várias taxas do equipamento e leitura no objeto simulador a 10 cm de profundidade. Foi verificado para as taxas 100, 250, 300, 400 e 600 UM/minuto.

A partir de 2007, utilizou-se o sistema de multi-câmaras MATRIX para realizar este teste.

6.4. Controle de qualidade do sistema de MLC dinâmico

Para garantir o funcionamento perfeito, conforme o aceite do sistema ^{75,76}, foram implementados testes periódicos do sistema de MLC para IMRT, sendo constituídos de testes diários, testes semanais, mensais e anuais, os quais serão descritos a seguir.

Diariamente, o MLC foi inicializado no começo da jornada de trabalho e, com o aumento do número de casos tratados diariamente, também foi reinicializado no meio do período, verificando-se os possíveis erros de inicialização e re-inicialização. A seguir são realizados testes de posicionamento das lâminas irradiando-se um filme com as lâminas no modo dinâmico, com um campo 10 cm X 10 cm e 5 frestas separadas por 2,5 cm.

Durante a semana, em dias não consecutivos, são feitos os testes de exatidão mecânica das posições das lâminas, alternando a cada dia os ângulos de incidência de 0, 90 e 270 graus. Este teste compõe-se de teste das estrias com 2,5 mm de largura, separadas por 20 mm em que se deseja verificar possíveis erros de colisão ou mau funcionamento do modo dinâmico ou dos motores.

Os testes mensais, enumerados abaixo, são realizados na dosimetria mensal do equipamento, sendo verificada a constância da leitura de referência, a constância da velocidade das lâminas, a exatidão da interrupção e da dose no tratamento parcial, e a verificação da exatidão mecânica das posições de todas as lâminas. Para verificação da exatidão mecânica das posições das lâminas é realizado o teste semanal, descrito acima. A verificação da constância da leitura de referência com a câmara de ionização é feita com o MLC aberto, um campo 10 cm x 10 cm centralizado em uma câmara posicionada a 10 cm de profundidade no objeto simulador. Serve como leitura de referência para outros testes e verificação da constância ao longo do tempo. Para teste do efeito gravitacional, alternadamente a cada mês realiza-se este teste com o cabeçote numa posição diferente e, ao final do ano, ter-se-á quatro medidas representativas para cada ângulo de incidência, ou seja, 0, 90 e 270 graus. A partir de 2007, este teste também passou a ser realizado com o uso do sistema de 2D MATRIX.

A constância da velocidade das lâminas é feita utilizando um arquivo dinâmico que realiza o campo 10 cm x 10 cm com as lâminas deslocando-se continuamente com a liberação das UM e com o colimador centralizado em uma câmara de ionização posicionada a 10 cm de profundidade no objeto simulador. A razão desta leitura com a leitura de referência resulta na verificação da constância da velocidade das lâminas ao longo do tempo. Para verificar a influência do efeito gravitacional, alternadamente a cada mês realiza-se este teste com o cabeçote em uma posição diferente e, ao final do ano, ter-se-ão quatro medidas representativas para cada ângulo de incidência, ou seja, 0, 90 e 270 graus. A partir de 2007, este teste também passou a ser realizado com o uso do sistema de 2D MATRIX.

A exatidão da interrupção da dose no tratamento parcial é um teste no qual se deseja verificar se, quando há interrupção do feixe e reinício, a mesma proporção de dose é retomada e complementada no tratamento. Para tal, utiliza-se o arquivo de IMRT do teste de constância da velocidade, descrito anteriormente, e um campo 10 cm x 10 cm centralizado em uma câmara de ionização posicionada a 10 cm de profundidade no objeto simulador. Irradia-se com uma dose de 100 UM anotando-se a leitura ao final, que se denomina L1. Novamente zera-se o eletrômetro e inicia-se

novo feixe de 100 UM, desta vez ao completar cerca de 50-55UM interrompe-se o feixe, anotando a leitura parcial L2(a). A seguir zera-se o eletrômetro e retoma-se o restante do feixe, anotando a nova parcial da leitura L2(b). Um novo feixe é iniciado com os mesmos 100UM e desta vez interrompe-se o feixe nas mesmas 50-55UM, anotando a leitura L3(a). Zera-se o eletrômetro, continua-se o feixe, anotando a leitura L3(b). Assim o valor de L1 é comparado com L2(a) mais L2(b) e também com os valores L3(a) e L3(b), conforme equação 15.

$$L_1 = L_{2_a} + L_{2_b} = L_{3_a} + L_{3_b} \quad (15)$$

O resultado das três leituras completas deve proporcionar o mesmo valor, sendo este procedimento uma verificação da reprodutibilidade do tratamento parcial do feixe ao longo do tempo. A partir de 2007 este teste também foi realizado com o uso do sistema de multi-câmaras MATRIX. Para teste do efeito gravitacional, alternadamente a cada mês realiza-se este teste com o cabeçote em uma posição diferente e, ao final do ano, ter-se-á quatro medidas representativas para cada ângulo de incidência, ou seja, 0, 90 e 270 graus.

A verificação da exatidão mecânica das posições de todas as lâminas é o teste de exatidão e reprodutibilidade de todas as 120 lâminas do MLC dinâmico. Para tal, utilizando-se um arquivo que desloca simultaneamente as 120 lâminas com separação de 2 mm a cada 4,0 cm no campo 15,0 cm X 40,0 cm no isocentro que produz 15 estrias de 2,5 milímetros separadas em 7,5 milímetros cada estria. Irradia-se o filme na distância de 80 centímetros de distância foco-superfície (SSD) e um bolus de 1,0 centímetro, repetidas 14 vezes consecutivas com 30 UM cada vez, o que proporciona boa visualização com cerca de 0,07 Gy nas estrias, verificando-se a perfeita reprodutibilidade do posicionamento das 120 lâminas dinamicamente.

Para teste do efeito gravitacional, realiza-se alternadamente a cada mês este teste com o cabeçote em uma posição diferente e, ao final do ano, são obtidas quatro medidas representativas para cada ângulo de incidência, ou seja, 0, 90 e 270 graus.

Anualmente o sistema de MLC é revisado. Todas as lâminas são desmontadas e limpas, suas posições são recalibradas através do mecanismo óptico e são refeitos os testes mensais e, como complemento, os testes dosimétricos com filmes conforme o aceite do sistema.

6.5 Controle da qualidade da exportação do plano

A transferência do campo modulado do plano do paciente para o controle de qualidade pode ser manual através da exportação do campo do plano do paciente e importação no CQ (especialmente no sistema CADPLAN e versões preliminares do Eclipse). Nas versões a partir de 2003 do Eclipse, o sistema faz a transferência automática dos arquivos, criando um diretório denominado “CQ” do paciente, indexado ao campo original de cada paciente.

Porém, em ambos os casos, a conferência dos campos e fluência devem fazer parte do CQ, pois assim garante-se que a fluência de cada campo otimizado realmente será conferida no controle de qualidade. Para tal são conferidos os fatores IMRT; este fator é gerado no ato do cálculo da dose com a fluência otimizada e é único para cada fluência. Portanto na exportação do plano do CQ são conferidos e anotados na planilha de conferência cada fator IMRT.

O plano com as configurações de dose, UM de cada campo, parâmetros de campo e arquivos de MLC dinâmico do sistema de planejamento são exportados em rede para sistema de gerenciamento ou ficha técnica. A verificação é feita comparando-se e anotando-se na planilha de CQ as respectivas UM, a dose total e parcial de cada campo. O modelo desta planilha confeccionada no hospital é apresentado no apêndice I.

6.6 Controle de qualidade dos dosímetros e equipamentos de dosimetria, objeto simulador e filmes

O controle de qualidade das câmaras de ionização calibradas em Laboratório Secundário de Calibração segue os procedimentos de medidas de fuga, linearidade e resposta com fonte de Estrôncio-90. Estas câmaras de ionização são calibradas em Laboratório Secundário que fornecem o certificado de calibração em termos de

dose absorvida na água, a cada dois anos ou quando ocorre algum dano na câmara, cabo ou no eletrômetro.

As câmaras que não são calibradas em laboratórios de calibração e utilizadas em campo também passam por testes com Estrôncio-90 citados anteriormente. Estas câmaras são utilizadas em campo para o controle de qualidade de IMRT e medida da dose absorvida de campos de pacientes sendo calibradas no próprio serviço, pois, em geral, são câmaras com características diferentes das câmaras para calibração de feixes do acelerador, ou por serem pequenas ou não estarem tabeladas no protocolo TRS-398.

A calibração cruzada é realizada através da comparação da dose absorvida obtida com as câmaras calibrada e medida, nas mesmas condições geométricas, de meio e ponto efetivo de medida com as câmaras sem fator de calibração, obtendo-se através da igualdade das equações de dose absoluta do protocolo TRS-398, o fator de calibração das câmaras desejadas.

Para o procedimento realiza-se a calibração do feixe com a câmara calibrada. Obtêm-se os fatores de polarização e recombinação para a câmara desejada. A seguir, com base na dose verdadeira obtida com a CI calibrada obtém-se o fator de calibração da câmara desejada. Em casos em que a câmara possui os parâmetros de K_Q , bem conhecidos, pode-se obter o valor do $N_{D,W(CROSS)}$.

Para a câmara de ionização RK083, os valores de K_Q foram calculados com base nas dimensões e materiais da câmara ⁷³ e comparado com a calibração cruzada, obtendo-se um fator $N_{D,W}$ e K_Q para 6MV e 15MV calculados com base em extrapolação. Para a micro câmara A16, foram calculados com base no fator calibração cruzado total, ou seja, o produto do K_Q e fator de calibração $N_{D,W}$ para os feixes de 6MV e 15MV.

Tabela 03: Valores de fator de qualidade do feixe (K_Q), fator de calibração em termos de dose absorvida em água ($N_{D,w}$) nos feixes de 6 MV e 15 MV utilizados para a determinação de doses em CQ de IMRT para as várias CI.

Câmara de ionização	K_Q		$N_{D,w}$ (cGy/ue) para 6 MV e 15 MV	Tipo de calibração
	6 MV	15 MV		
PTW1	0,992	0,977	0,05203	IPEN – Co-60
PTW2	0,992	0,977	0,05336	IPEN – Co-60
NE01	0,994	0,982	0,04643	IPEN – Co-60
NE02	0,994	0,982	0,0464	Cruzada
RK01	0,994	0,982	0,28866	Cruzada
RK02	0,992	0,977	0,02806	Cruzada
A16	0,997	0,982	3,915	Cruzada

Com relação ao controle de qualidade do objeto simulador sólido, utilizado em substituição à água, foi levado em consideração o fato de que as diferentes câmaras de ionização possuem além de resposta em cargas e volumes de cavidades diferentes, também dimensões externas diversas. Para tal, utilizando simulação com radiografias e alinhamento dos pontos efetivos de medidas, foram criados para cada uma, um suporte de forma a garantir a perfeita adequação das mesmas no objeto simulador.

Cada câmara é cuidadosamente alinhada no raio central do feixe para a posição de seu ponto efetivo de medida no objeto simulador sólido.



Figura 19: Alinhamento das CI no OS para leituras no raio central. 1- CI tipo farmer, 2- CI RK083 e 3- CI micro Exradin A16.

A placa original de água sólida encaixa perfeitamente uma câmara de ionização do tipo Farmer e, portanto, as câmaras de fabricação da PTW e NE.

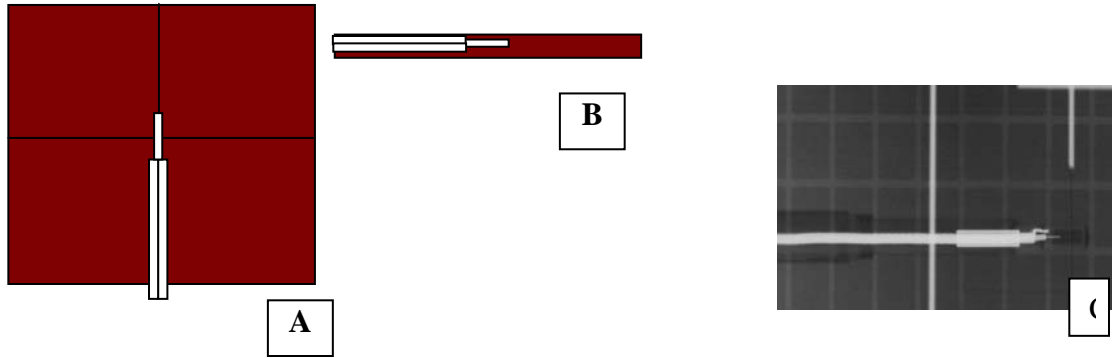


Figura 20: Placa de encaixe da câmara tipo Farmer. Centrada em uma placa de 2,0 cm de espessura. A: Esquema da centralização da câmara tipo Farmer vista no plano horizontal da placa e alinhada ao raio central. B: Esquema sagital do encaixe da câmara tipo Farmer alinhada ao raio central possui 1,0 cm de profundidade, contado desde o ponto central do eletrodo. C: Radiografia do OS com a câmara tipo Farmer.

Para o alinhamento das câmaras de ionização RK083 confeccionou-se um adaptador de mesmo material adaptando a RK na cavidade, sem espaços de ar. Alinhou-se então a câmara de forma a que o plano central do eletrodo mantivesse a espessura do centro da placa semelhante às câmaras tipo Farmer (PTW e NE), conforme figura 21.

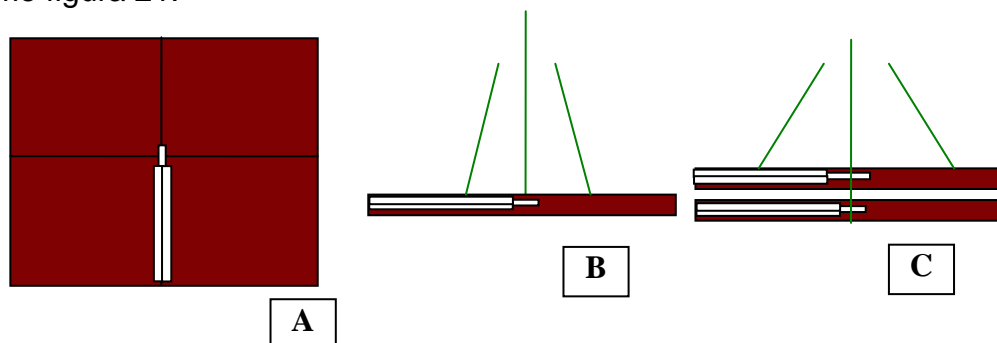


Figura 21: Placa de encaixe das câmaras RK083. Centrada na mesma placa de 2,0 cm de espessura das câmaras tipo Farmer. A: Esquema da centralização da CI RK083 vista no plano horizontal da placa e alinhada ao raio central. B: Esquema sagital do encaixe da CI RK083 alinhada ao raio central possui 1,0 cm de profundidade, contado desde o ponto central do eletrodo. C: Esquema do objeto simulador com a CI RK083 já com o adaptador e alinhamento idêntico ao obtido para as câmaras tipo Farmer.

Para o alinhamento da micro-câmara de ionização Exradin A-16 também foi criada uma camada de cera e, posteriormente, construído uma placa de material semelhante ao objeto simulador de forma a adaptar-se perfeitamente às dimensões da câmara. Alinhou-se então a câmara de forma a que o plano central do eletrodo mantivesse a espessura do centro da placa semelhante às câmaras tipo Farmer e as RK083, conforme figura 22.

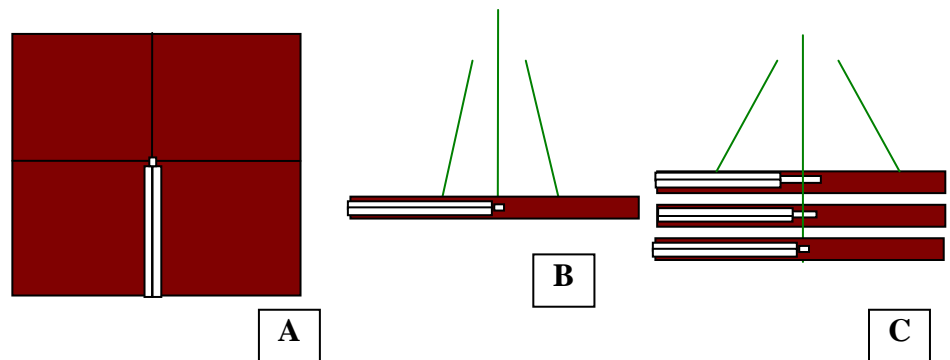


Figura 22: Placa de encaixe da câmara A-16. Centrada na placa própria mantendo o ponto efetivo com as câmaras tipo Farmer centralizados. A: Esquema da centralização da câmara A-16 vista no plano horizontal da placa e alinhada ao raio central. B: Esquema sagital do encaixe da câmara de ionização A-16 alinhada ao raio central distante 1,0 cm de cada superfície, contado desde o ponto central do eletrodo. C: Esquema do objeto simulador com a câmara A-16 em relação às demais.

6.7 Preparo e aquisição das imagens do objeto simulador para cálculos dos planos no SPC

O objeto simulador com as respectivas câmaras foram estudados através da aquisição de cortes axiais de 0,5 cm em tomografia computadorizada e com 0,1 cm para a micro câmara A-16. Estas imagens foram implantadas no sistema de planejamento computadorizado de IMRT formando um volume tridimensional do objeto simulador com as respectivas câmaras de ionização. Todos os corpos, volumes do objeto simulador e câmara, foram desenhados contornando suas imagens de forma a reproduzir exatamente seus volumes e dimensões, exceto na

A16 devido suas reduzidas dimensões e, portanto, foi marcado o ponto de medida. A tabela 4 apresenta as configurações do objeto simulador, câmaras de ionização e profundidades a que foram feitas radiografias e criados os posicionamentos para o controle de qualidade.

A partir de 2007, foi também utilizado o sistema 2D, MATRIXX para as dosimetrias dos planos de pacientes de IMRT. Para tal, o sistema foi configurado posicionando-o sobre 10 cm de material de água sólida, marcada a profundidade de ponto efetivo de medidas das microcâmaras e completado a espessura de 10 cm entre a superfície e as câmaras. Foi realizada a tomografia computadorizada do sistema e criado no sistema de planejamento este objeto simulador, centrado no eixo central dos campos para CQ de planos de IMRT com leituras de dose e perfis simultaneamente.

Tabela 4: Relação de regiões e planejamentos padronizados com a montagem do objeto simulador, câmara de ionização e profundidade de medida para o controle de qualidade de IMRT.

Tipo de sitio anatômico de aplicação	Câmara de ionização	Prof. Normalização (cm)	2ª. Câmara de ionização	Prof. 2ª câmara de ionização (cm)	Filme Dose Integral (prof. em cm)	Filme Campo a Campo (prof. em cm)
Próstata	RK083	10,0	Não	Não	9,0	Não
C/P	A16	10,0	RK083	5,0	9,0	4,0
Crânio	A16	10,0	RK083	5,0	Não	4,0
Tórax	RK083	10,0	Não	Não	9,0	Não
Pélvis (diferentes doses)	A16	10,0	RK083	5,0	Não	4,0
Extremidades	RK083	10,0	Não	5,0	9,0	Não
Qualquer região	Matrixx	10,0	Não	-	10,0	Não

6.8 Controle de qualidade do sistema de dosimetria por filmes dosimétricos

Foram separados de cada lote de filmes, cinco unidades, irradiando-os a 9 cm de profundidade em campo padrão 10 cm x 10 cm em SSD, com dose para cada filme de, 0,10 Gy, 0,50 Gy e 0,90 Gy para os filmes X-Omat-V e, 0,10 Gy, 1,00 Gy, 2,00 Gy, 3,00 Gy e 4,50 Gy para os filmes EDR-2, além de um filme sem irradiar (dose zero).

Os filmes são revelados após, pelo menos 30 minutos e revelados ao mesmo tempo, na processadora devidamente estabilizada em termos de temperatura. A curva de calibração foi testada para cada lote através da irradiação de uma película com dose de 2,00 Gy na profundidade de calibração em um filme no campo padrão 10 cm x 10 cm verificando-se os valores de densidade óptica e a curva de calibração. Esta avaliação na curva de calibração do filme busca obter desvios na dose de até 10%, acima do qual uma nova curva de calibração foi obtida ou sempre que um lote novo de filmes foi iniciado.

A processadora de radiografias utilizada não era exclusiva para este procedimento e, portanto o teste da curva de calibração foi criteriosamente rígido para garantir a dose real lida nos filmes dosimétricos. Até janeiro de 2006 a processadora utilizada foi uma Kodak, de processamento químico automático, modelo RA270 sendo que a partir de julho de 2005 houve uma mudança no sistema de mistura e preparo do químico com sistema de mistura químico automático. Neste momento constatou-se que a saturação e resposta em dose dos filmes variaram muito resultando na necessidade de constantemente re-levantamento de curva de calibração. Com esta dificuldade optou-se por realizar para cada dia de dosimetria de CQ uma nova curva, resolvendo-se assim os problemas de controle dos fatores químicos da revelação.

Após janeiro de 2005 a processadora foi mudada para uma de marca Agfa, modelo LR5200 mista para processamento químico e impressão a laser. Com esta processadora passou-se a fazer curva de calibração a cada dia, devido a instabilidade na resposta química do processamento dos filmes.

6.9 - Leituras de dose e dosimetria dos planos de tratamento de todos os pacientes de IMRT como controle de qualidade dos planos

O cálculo do plano de controle de qualidade dos pacientes é exportado para os objetos simuladores de IMRT conforme definidos na tabela 4. Finalizado o plano, o controle de qualidade é exportado para o sistema de gerenciamento de tratamentos e agendado no aparelho como tratamento de paciente, sub-modalidade controle de qualidade. Estes controles seguiram as configurações dos itens a seguir.

Na fase inicial após a implantação da técnica, que foi agosto de 2003 a dezembro de 2003, a disposição do objeto simulador foi montada para a irradiação com câmara de ionização posicionada a 10 cm de profundidade no raio central dos campos. A irradiação dos filmes foi posterior às medidas com câmara, substituindo-se as placas obtendo-se então o posicionamento do filme também a 10 cm de profundidade, tanto para filmes de dose integral do plano como para campo a campo.

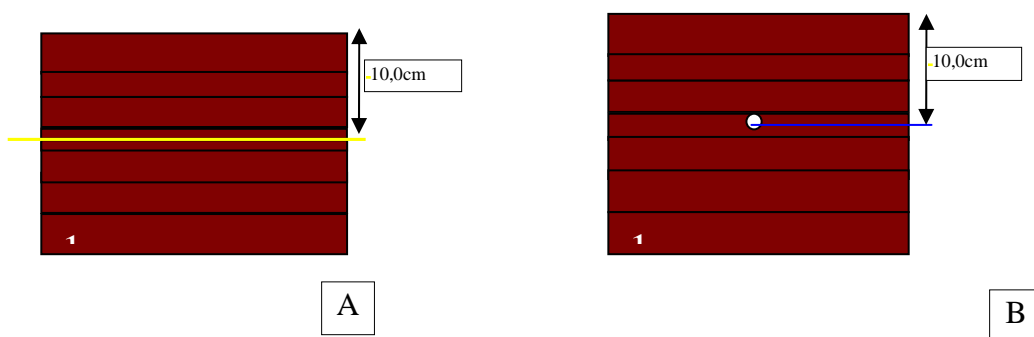


Figura 23: Disposição do OS para dosimetria com filme dosimétrico a 10,0 cm de profundidade (A) e leitura com uma CI também à 10,0 cm (B).

Nos planejamentos de próstata com IMRT as medidas com uma câmara posicionada no raio central dos campos do plano, passaram, a partir de janeiro de 2004, a serem feitas com a mesma câmara posicionada a 10 cm de profundidade e a irradiação do filme de dose integral de todos os campos simultaneamente, posicionando-se o filme a 9 cm de profundidade.

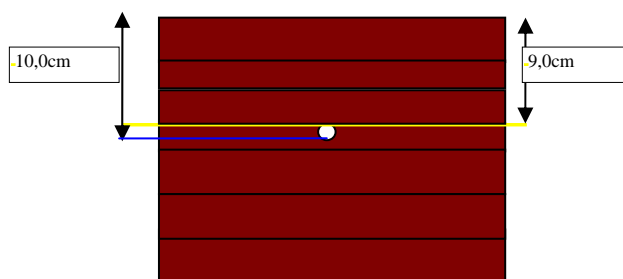


Figura 24: Disposição do objeto simulador para dosimetria com filme dosimétrico a 9cm e simultaneamente leitura com uma câmara de ionização a 10cm, utilizado em campos de planejamentos de próstata a partir de 2004.

A partir de janeiro de 2005 para os planos de tratamento de IMRT complexos foi implementada a disposição do objeto simulador de forma que, em uma única tomada de dados, fosse possível a aquisição de todos os dados, sendo a câmara principal posicionada a 10 cm de profundidade, a segunda câmara a 5 cm e deslocada lateralmente em 1 cm e longitudinalmente em 1,5 cm e o filme de dose integral posicionado a 9 cm e, os filmes de campos individuais a 4 cm de profundidade. Valendo-se desta disposição do objeto simulador toda a calibração dos filmes foi realizada nestas profundidades utilizando-se as mesmas placas do objeto simulador.

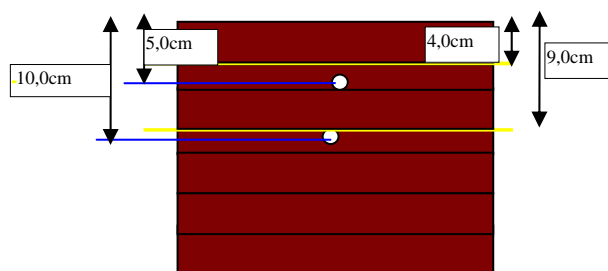


Figura 25: Disposição do objeto simulador para dosimetria complexa com a irradiação de filme dosimétrico a 9 cm para dose integral, filme dosimétrico a 4 cm para dose de cada campo, leitura com uma câmara de ionização a 10 cm e outra câmara a 5 cm em posição deslocada ao raio central do plano dos campos. Esta configuração passou a ser utilizada em campos complexos como planejamentos de cabeça e pescoço a partir de 2005.

A obtenção da dose absorvida utilizando uma câmara de ionização calibrada em um laboratório de calibração é feita diretamente com a leitura de cargas em nano Coulombs (nC) e com base no certificado de calibração segundo o protocolo TRS-398³⁰. As correções de polarização e recombinação são aplicadas quando seus respectivos valores foram superiores a 0,5% cada um.

$$D_{\text{água},Q_0} = L_{\text{corrigida}} N_{D,\text{water},Q_0} k_Q \Phi(P,t) \quad (16)$$

A leitura da dose absorvida com câmaras não calibradas em laboratórios de calibração, com fator de calibração cruzado é obtida empregando-se este fator e, os fatores de polarização e recombinação caso estes estejam acima de 0,5% cada.

$$D_{\text{água},Q_0} = L_{\text{corrigida}} N_{D,\text{water,CROSS}} k_Q \Phi(P,t) \quad (17)$$

As leituras para o controle de qualidade dos planos de pacientes de IMRT são realizadas em cada campo da composição do plano. A dose somada dos campos é avaliada em termos da dose prescrita no ponto de medida. Aplicam-se os respectivos fatores de calibração e calibração cruzada para cada câmara com os fatores das grandezas de influência (polarização e recombinação) obtidos na data da calibração cruzada. A cada campo são anotadas na planilha as leituras proporcionais e, ao final, é avaliada a dose total, em termos da dose prescrita. Isto pode ser visto no exemplo da planilha, apêndice I.

Devido à complexidade de determinados campos e mesmo a necessidade de detecção de mais pontos de medidas, foi implementada a técnica de medida da dose absorvida com duas câmaras de ionização em diferentes pontos.

Para esta medida simultânea de duas profundidades com diferentes câmaras sendo as leituras obtidas simultaneamente com os dois conjuntos de câmaras e eletrômetros e as doses comparadas às obtidas no sistema de planejamento em dois pontos diferentes.

A câmara de referência foi posicionada na profundidade de 10 cm no centro do campo e a outra a 5 cm, desalinhada com relação à primeira câmara. As leituras são tomadas simultaneamente e as doses comparadas às obtidas no sistema de planejamento.

A metodologia do cálculo da dose em ambas as câmaras é feita no sistema, sendo a dose de prescrição normalizada para a câmara da profundidade de 10 cm. A dose na segunda câmara é verificada diretamente com os valores de dose para cada campo e dose total medida na posição da segunda câmara.

Inicialmente esta metodologia foi testada em campos regulares (campos diretos e sem modulação de feixe) e, a seguir, em campos homogêneos de IMRT (planos de IMRT para próstata); e a seguir usada como padrão para campos de altos gradientes como os normalmente utilizados em planos de IMRT de cabeça e pescoço e outros sítios complexos.

Os campos maiores ou que possuem somente estruturas grandes quando comparadas ao número de pixels de seus volumes são, em geral, de distribuição homogênea ao longo do perfil do campo e, também ao longo das profundidades. Um bom exemplo destes são os campos de planos de IMRT para tratamento de próstata, nos quais aparecem nos planos de estruturas grandes como bexiga, o reto, os fêmures e a própria próstata.

Nestes campos a medida da dose no isocentro é decomposta no número de campos com proporções regulares entre eles bem como, a medida com CI com volumes grandes em relação ao pixel de cálculo ou o uso de câmara de ionização pequena, também em relação a estas medidas, não revela diferenças à não ser na posição espacial.

Todos os tratamentos são verificados com uma câmara tipo Farmer ($0,6 \text{ cm}^3$) com um bom grau de confiabilidade. Estes campos também servem como campos de verificação para as câmaras menores e que possibilitam definição espacial melhor (leitura de uma localização pontual), quando se utiliza a micro câmara (A-16). Um estudo destas distribuições foi realizado com 100 casos clínicos de IMRT, utilizando as duas câmaras, e os resultados estão nos relatos de casos. Estes tratamentos são verificados com a câmara tipo Farmer ($0,6 \text{ cm}^3$).

Os campos complexos de IMRT em geral são obtidos em planejamentos nos quais o número de píxels é pequeno em relação às estruturas desenhadas. Exemplos típicos são os campos de tumores de cabeça e pescoço em que pequenas estruturas volumétricas impõem restrições importantes aos resultados desejados ou obtidos pelo sistema de modulação da dose, resultando em gradientes de dose nestas interfaces. Nestas composições de campos os gradientes de perfis de dose podem variar de 10% a 60% em distâncias de 2 mm a 5 mm. A definição espacial de milímetros é importante para a medida da dose em campos ou regiões de alto gradiente. Nestes casos as câmaras pequenas possibilitam rastrear estes pontos certificando a posição e presença real dos pontos de doses altas (“hot spots”) ou os pontos de doses baixas (“cold spots”). Também o uso de duas câmaras com coordenadas x, y e z diferentes, entre si, ajudam a medida da dose e presença de gradiente, nestes campos, averiguando-se a dose em pelo menos dois pontos e profundidades diferentes.

Os campos mais complexos de IMRT são aqueles em que se deseja o escalonamento da dose, ou seja, em geral, com vários volumes de interesse com doses diferentes no GTV, CTV, PTV e drenagens (PTV secundário e terciário) ^{32, 81} .

O controle de qualidade destas doses foi obtido com leituras em vários pontos deslocando-se o objeto simulador. Para tal, obtém-se as leituras em um determinado ponto para todo o plano e, deslocando-se o objeto simulador, obtém-se as doses dos demais pontos. Assim, em planos com três níveis de dose de prescrição são verificados todos estes níveis, sendo assim três pontos de medidas.

6.10 Dosimetria por filmes para controle da qualidade da distribuição espacial (perfis) de dose

A dosimetria do perfil de distribuição da dose dos planos de tratamento é realizada utilizando-se a mesma dose total de prescrição do paciente. Isto garante a irradiação com os mesmos parâmetros do feixe clínico de tratamento do paciente, tais como taxa de dose, velocidade das lâminas, e principalmente a fluência obtida na otimização do plano sem re-otimização. A composição de campos é somada com

um campo sobre o outro, sendo o perfil resultante comparado com o perfil do sistema de planejamento a dose total de prescrição.

Esta dosimetria necessita o uso de filme de baixa resposta, pois a dose é de até 4,00 Gy. O filme utilizado é o EDR2. O procedimento inicial é a avaliação da resposta do filme e a calibração do lote em termos de dose absorvida ^{75, 76}.

A dosimetria do perfil dos campos medindo-se a dose total, é obtida pela sobreposição de todos os campos do plano em um só filme, mas isso não garante que os perfis dos campos individuais estejam de acordo com o planejado, já que a sobreposição de todos os campos produz a dose final desejada e pode mascarar as regiões de pontos de dose alta (quentes ou “hot-spots”) e doses baixas (frias ou “cold-spots”) que são peculiares às incidências de cada campo, e às estruturas as quais o campo específico incide ao modular a fração de dose da distribuição total. Portanto, ao realizar a dosimetria por filmes a cada campo do plano tem-se a certeza de garantir que a modulação do campo produzida no sistema de cálculo é realmente espacialmente idêntica.

Para este fim, as doses podem variar de zero até a dose de tratamento, dependendo do número de campos do plano, estruturas e complexidade da modulação. Como em geral são utilizados cinco ou mais campos, as doses nos campos individuais variam de zero a 0,80 Gy podendo atingir pontos com até a dose de tratamento.

Este procedimento geralmente consiste em uma averiguação relativa das isodoses normalizadas para o campo em teste. Os filmes utilizados para estas respostas, em termos de dose, não necessitam controle de dose absoluta rígido podendo ser utilizados os mesmos filmes da dosimetria da dose integral, calibrados em termos de dose, com respostas até 4,50 Gy, mas também podem ser utilizados filmes XV-2 da Kodak, com resposta de até 0,90 Gy, para medidas relativas ⁴⁴.

A calibração destes filmes foi semelhante aos demais filmes (EDR) sendo utilizada a mesma profundidade até dezembro de 2003. A partir de janeiro de 2004, optou-se em somente realizar a dosimetria de perfil de dose fracionada para cada campo em planos de IMRT de regiões anatômicas complexas, excetuando-se os

planos de tratamento de próstata considerados homogêneos com base nos resultados das medidas até 2003.

A partir de 2005 este procedimento passou a ser feito na profundidade de 4 cm e, portanto a calibração também passou a ser feita nesta profundidade com os filmes XV-2.

6.11 Leitura de dose absorvida e perfis de campos de IMRT com o uso do sistema de micro-câmaras MATRIXX

A partir de 2007 foi utilizado o sistema MATRIXX para medidas de dose absorvida e avaliação dos perfis de campos de IMRT no Centro Infantil Boldrini. Para tal o sistema de medidas foi posicionado no centro do campo na profundidade de 10 cm e isocentro no ponto efetivo de medida das câmaras, distância à superfície de 90 cm. Abaixo do sistema foi colocado 10 cm de água sólida para produção de retroespalhamento, conforme figura 26.

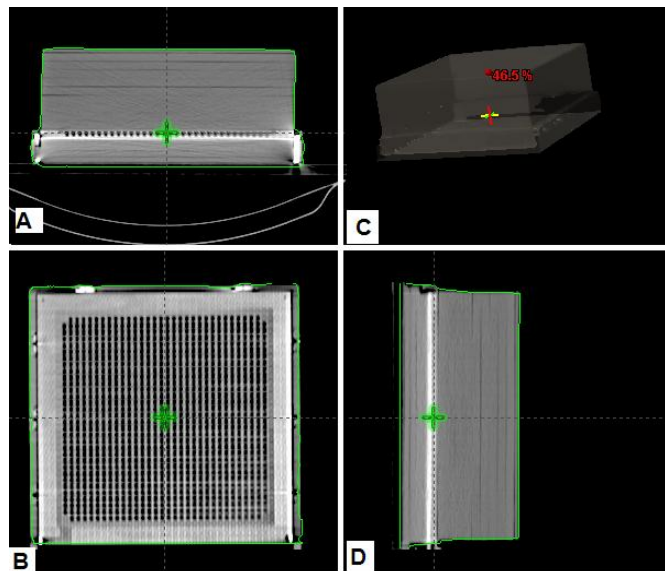


Figura 26: Posicionamento do sistema MATRIXX para medidas de dose absorvida e perfis de campos de IMRT no sistema de planejamento através de tomografia. A – corte axial do detector com placas de água sólida, B – reconstrução frontal mostrando as micro câmaras, C – reconstrução 3D, D – reconstrução coronal.

Inicialmente é avaliado ou recalibrado o fator usuário de forma a calibrar o sistema em termos de dose a 10 cm no isocentro. Com este objetivo, irradia-se o sistema com um campo aberto de 20 cm x 20 cm e uma dose de 0,1 Gy.

Os planos de IMRT foram previamente calculados no sistema de planejamento para a configuração da tomográfica do sistema MATRIX. As leituras em termos de dose absorvida e perfis são comparadas simultaneamente às calculadas no sistema de planejamento e exportadas para o sistema através de coordenadas DICOM, perfeitamente alinhadas ao campo de radiação.

7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 Aceite

O aceite do sistema de IMRT foi realizado com o acompanhamento da equipe técnica do fabricante, com sucesso nos itens indicados, o qual pode ser perfeitamente ajustado em termos de calibração dos posicionamentos das lâminas e testes mecânicos.

A aceitação do sistema de MLC dinâmico foi feita inicialmente com a calibração das lâminas mecanicamente, utilizando o sistema óptico sendo, periodicamente, realizados os testes de exaustão e indução de erros, sempre a cada revisão preventiva do MLC (anualmente) e corretiva, nas trocas de motores do sistema do MLC dinâmico. Garante-se assim o funcionamento adequado do sistema.

A transmissão do MLC foi verificada utilizando-se vários dosímetros, nos dois aceleradores aceitos neste trabalho, conforme tabela 5. Estes valores foram utilizados para a configuração dos sistemas de planejamento computadorizado.

Tabela 5: Resultados da medida da transmissão máxima das lâminas do MLC modelo Millenium em dois aceleradores e épocas diferentes, medidas com CI, filmes e sistema de múltiplas micro câmaras.

	15 MV		6 MV		
	CI	Filme	CI	Filme	MATRIX
23EX (2001-2005)	2,0	1,8	1,7	1,9	-
6EX (2007-2008)	-	-	2,1	2,0	2,0

A medida do "gap" dosimétrico das lâminas foi realizada com o uso de CI e também com filme, em dois aceleradores e épocas diferentes, conforme tabela 6.

Resultado semelhante foi obtido por Viteri ⁸² que mostrou uma intercomparação de diferentes MLC.

Tabela 6: Resultados da medida da separação dosimétrica do MLC modelo Millenium em dois aceleradores e épocas diferentes, medidas com CI, filmes e sistema de múltiplas micro câmaras.

	15 MV		6 MV		
	CI	Filme	CI	Filme	MATRIX
23EX (2001-2005)	1,8	1,9	1,8	1,9	-
6EX (2007-2008)	-	-	1,48	1,52	1,50

As medidas de posicionamento e doses relativas das lâminas foram realizadas no aceite com a obtenção de resultados satisfatórios em termos de medidas de densidades ópticas e posicionamentos das lâminas, seguindo os procedimentos descritos na metodologia.

Os valores da transmissão e separação dosimétrica na aceitação do sistema, apresentaram-se dentro do esperado, com base na literatura, para o mesmo tipo de técnica ^{34, 35, 39, 49}.

Utilizando-se dos dados da aceitação, "gap" dosimétrico, transmissão máxima e parâmetros mecânicos do MLC já configurado o sistema de planeamento inverso. Para o aceite do sistema foram impressos os dados da configuração do sistema de planeamento e simulado um campo de IMRT. Este campo foi obtido com a otimização no objeto simulador contendo um alvo retangular com dose total de 2,0 Gy no centro e 2 estruturas cilíndricas na sua vizinhança com dose máxima de 0,5 Gy, a qual foi verificada por dosimetria no acelerador, utilizando o mesmo objeto de otimização e câmara calculado no sistema de planeamento, confirmando-se assim a dose absorvida e o posicionamento das lâminas.

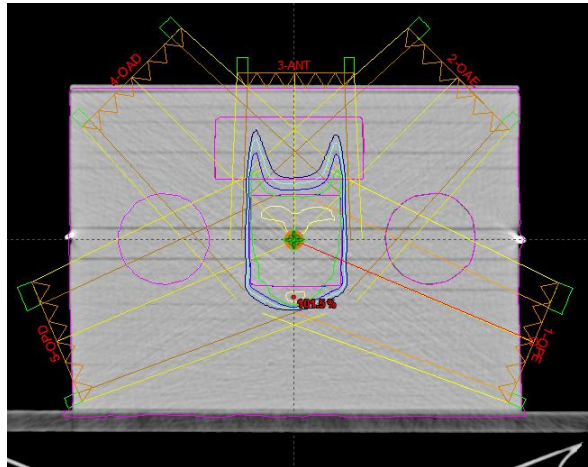


Figura 27: Objeto simulador reproduzido no sistema de planejamento, com alvo quadrado, de volume definido, centralizado na câmara de ionização tipo Farmer e otimizado em termos do volume quadrado central e volumes cilíndricos laterais à esquerda e direita para obtenção de uma fluência padrão, para testar o sistema.

Para verificação das propriedades do objeto simulador sólido, em termos de equivalência em água, foi realizado medidas e tomografia que confirmaram a equivalência em água com desvio médio de 0,5%, para o campo 10 cm x 10 cm na água.

Para verificar a precisão no posicionamento do objeto simulador foram feitas tomografias com as várias configurações de câmaras de ionização, anotadas suas coordenadas no sistema de planejamento e conferidas na mesa do acelerador, tornando-as reproduzíveis em termos de distância foco-superfície, distância foco câmara de ionização e alinhamento das coordenadas X, Y e Z.

Todas as câmaras foram verificadas em termos de estabilidade, fuga e fatores de calibração na água. As câmaras de ionização utilizadas em campo e que não foram para calibração em laboratório padrão, foram calibradas pelo método comparativo com uma câmara calibrada sempre na água, obtendo desta forma, os fatores necessários para a medida da dose absorvida.

Os conjuntos de objeto simulador e câmaras de ionização foram adequadamente inseridos no sistema de planejamento computadorizado, de acordo com suas especificações e dimensões. Foram desenhados os volumes ativos das

respectivas câmaras, $0,6 \text{ cm}^3$ para as câmaras tipo Farmer, $0,12 \text{ cm}^3$ para as RK083 e ponto efetivo de medida para a micro câmara A16. Os planos de irradiação dos filmes foram definidos verificando-se as distâncias foco-filme e espessuras de objeto simulador.

7.2 - Controle de qualidade dos feixes do acelerador linear

Os feixes do acelerador foram calibrados com base no protocolo da AIEA, TRS-398³⁰, na água e estipulados 2% de tolerância máxima. Esta tolerância máxima, definida internamente, visou reduzir o erro de dosimetria e calibração para que o erro máximo das aplicações diárias e reprodutibilidade permanecessem inferiores a 5%. Desta forma, ao longo do período avaliado, foram necessárias correções objetivando manter este índice, na calibração, em termos de dose absorvida.

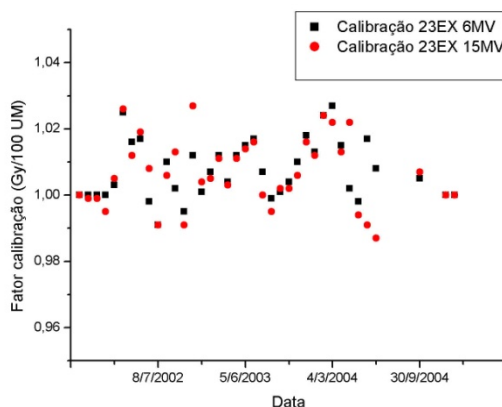


Figura 28: Estabilidade a longo prazo dos fatores de calibração do acelerador ao longo do tempo, segundo o protocolo TRS-398.

Diariamente foram verificadas as doses relativas dos feixes de 6 MV e 15 MV utilizados no IMRT com tolerância de até 5% nas leituras obtidas com sistema TRACKER, seguindo o procedimento diário da garantia da qualidade do acelerador linear 23EX de agosto de 2001 a abril de 2006 no Hospital Albert Einstein em que foi feito o primeiro aceite deste trabalho. Em um período de 4 anos consecutivos, as calibrações do acelerador foram corrigidas, algumas vezes, quando o feixe

apresentou fator de calibração maior que 2% de variação e, em duas oportunidades foram trocadas as câmaras de ionização do equipamento para manter o fator próximo à unidade, conforme figura 28.

A dependência das unidades monitoras (UM) em relação à dose absorvida manteve-se constante e linear, ao longo do tempo, com base no fator de calibração dos feixes de 6 MV e 15 MV. Isto foi verificado anualmente com CI na água e semanalmente com dosimetria relativa, através da irradiação de filmes dosimétricos, com doses de 0,10 Gy, 0,50 Gy e 0,80 Gy para o filme X-Omat V, e doses de 0,10 Gy, 1,00 Gy, 2,00 Gy e 3,50 Gy para o filme EDR-2.

A partir de 2007 foi realizado o aceite no acelerador 6EX no Centro Infantil Boldrini, no qual as calibrações foram também mantidas abaixo de 2% com o uso de calibrações mensais e controles semanais através de medidas das leituras de referência em água sólida com CI posicionada a 10 cm de profundidade e campo 10 cm x 10 cm.

7.3 - Controle de qualidade do sistema de MLC dinâmico

O MLC foi diariamente inicializado no começo da jornada e reinicializado no meio do período ou quando ocorreu qualquer erro ou substituição de motor. Este procedimento faz com que o sistema zere as contagens dos giros dos motores possibilitando a garantia de melhor reprodutibilidade no posicionamento das lâminas pelo sistema computacional de controle, evitando inter-travamento durante as irradiações com MLC dinâmico.

O teste de posicionamento dinâmico das lâminas foi realizado diariamente antes de iniciar a jornada de trabalho e, durante seis meses, em dias não consecutivos, variando-se o ângulo do cabeçote nas posições 0 grau, 90 graus e 270 graus com filme dosimétrico. Apenas uma vez foi detectado um erro da lâmina que gerou a troca de seu motor preventivamente, embora não tenha travado; possivelmente ocorreriam erros e quebra do motor durante os próximos feixes dinâmicos. A figura 29 (A à C) mostra o filme irradiado em cada ângulo, sendo que a avaliação foi realizada imediatamente, após a irradiação, para permissão do uso do sistema.

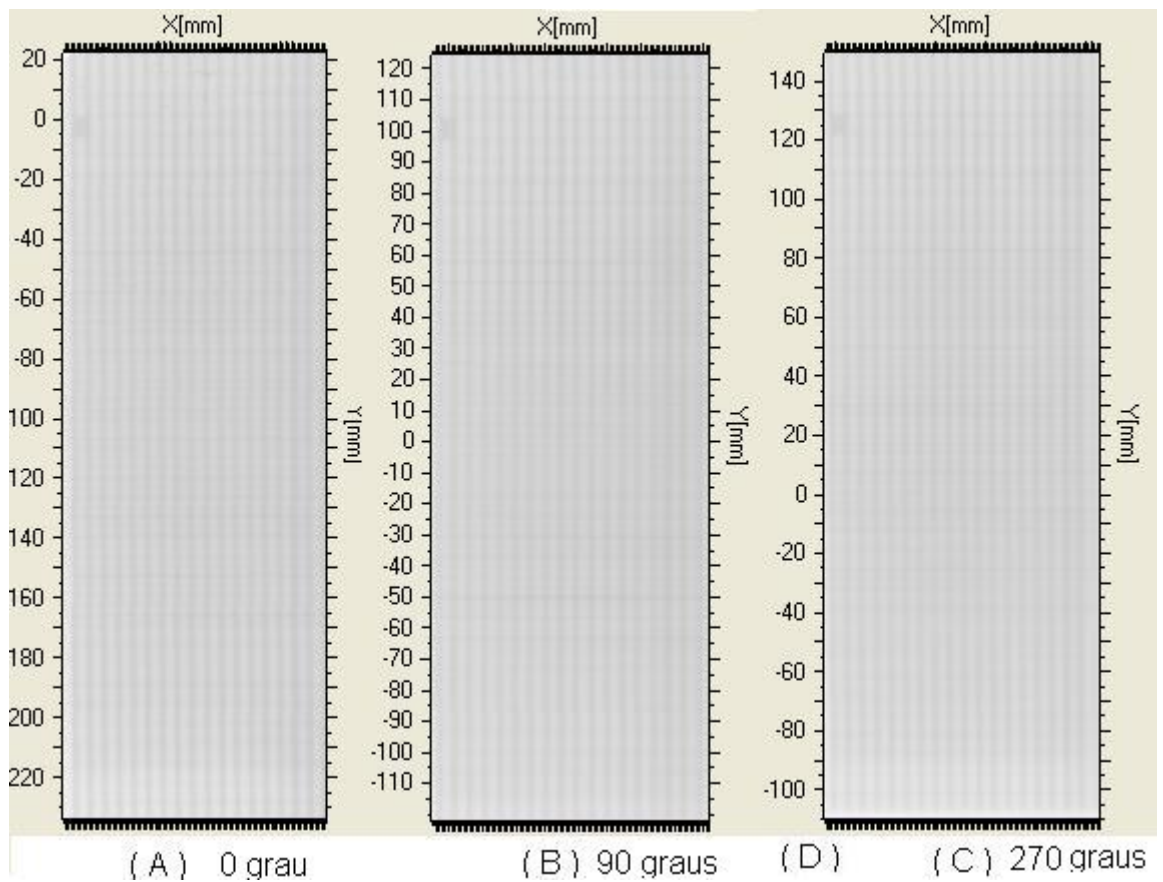


Figura 29: (A) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 0 grau; (B) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 90 graus; (C) Teste de posicionamento das lâminas dinamicamente com o cabeçote em 270 graus.

Os testes da constância da leitura com CI do campo de 10 cm x 10 cm modulado através do MLC dinâmico, foram realizados mensalmente obtendo-se a constância nesta leitura para cada ângulo de cabeçote (0, 90 e 270) , sem qualquer variação em relação ao efeito gravitacional. Estes resultados são os dados da linha A da tabela 7.

Os testes da constância da velocidade das lâminas com CI no campo de 10 cm x 10 cm e ângulos do cabeçote, foram realizados mensalmente. Não foi constatada qualquer variação gravitacional que alterasse a velocidade das lâminas. Estes resultados são os dados da linha A da tabela 7.

O teste de exatidão da interrupção e dose parcial liberada em tratamento, utilizando o campo de IMRT e CI, foram realizadas mensalmente. As leituras

parciais, leituras após o reinício do feixe e as leituras sem interrupção foram constantes e proporcionais às frações de dose do feixe, conforme a tabela 7. Obteve-se boa reprodutibilidade da leitura do feixe modulado padrão (feixe completo) apresentado na linha A da tabela 7 em relação ao feixe interrompido na metade de sua dose, apresentado na linha B da tabela 7; e do feixe continuado apresentado na linha C da tabela 7; que somados individualmente, e apresentado na linha D da tabela 7, resultaram no mesmo valor de leituras do feixe completo. Isto demonstra a confiabilidade em se continuar um feixe de IMRT caso alguma intercorrência interrompa o feixe e seja feito seu complemento, sem que haja nenhum prejuízo de dose para o paciente.

Tabela 7: Valores de referência obtidos nos testes de exatidão da interrupção e dose parcial liberada em tratamento, utilizando o campo de IMRT e CI.

Tipo (leituras utilizando as variações de cabeçote em 0, 90 ou 270 graus)		UM	Leitura (nC) ± 0,02	Dose (Gy)
A	Leitura do feixe completo	100	0,400	0,30
B	Leitura parcial inicial do feixe	50	0,181	0,10
C	Leitura parcial após interrupção do feixe	50	0,299	0,20
D	Soma das leituras parciais	100	0,400	0,30
E	Diferença das leituras completa e soma das leituras parciais	0	0	0,0

Mensalmente foram realizados testes da exatidão mecânica e reprodutibilidade das 120 lâminas do MLC dinâmico através da irradiação de filme dosimétrico por 14 vezes consecutivas. No período de 4 anos, todos os filmes mostraram a reprodutibilidade perfeita e exatidão dos posicionamentos das 120 lâminas. Este mesmo teste foi alternado para os ângulos 0, 90 e 270 graus do cabeçote apresentando também resultado satisfatório e sem qualquer alteração devido ao efeito gravitacional. Na figura 30 são apresentados os filmes irradiados

neste teste nos vários ângulos do cabeçote, mostrando a reprodutibilidade do posicionamento de todo o conjunto de lâminas.

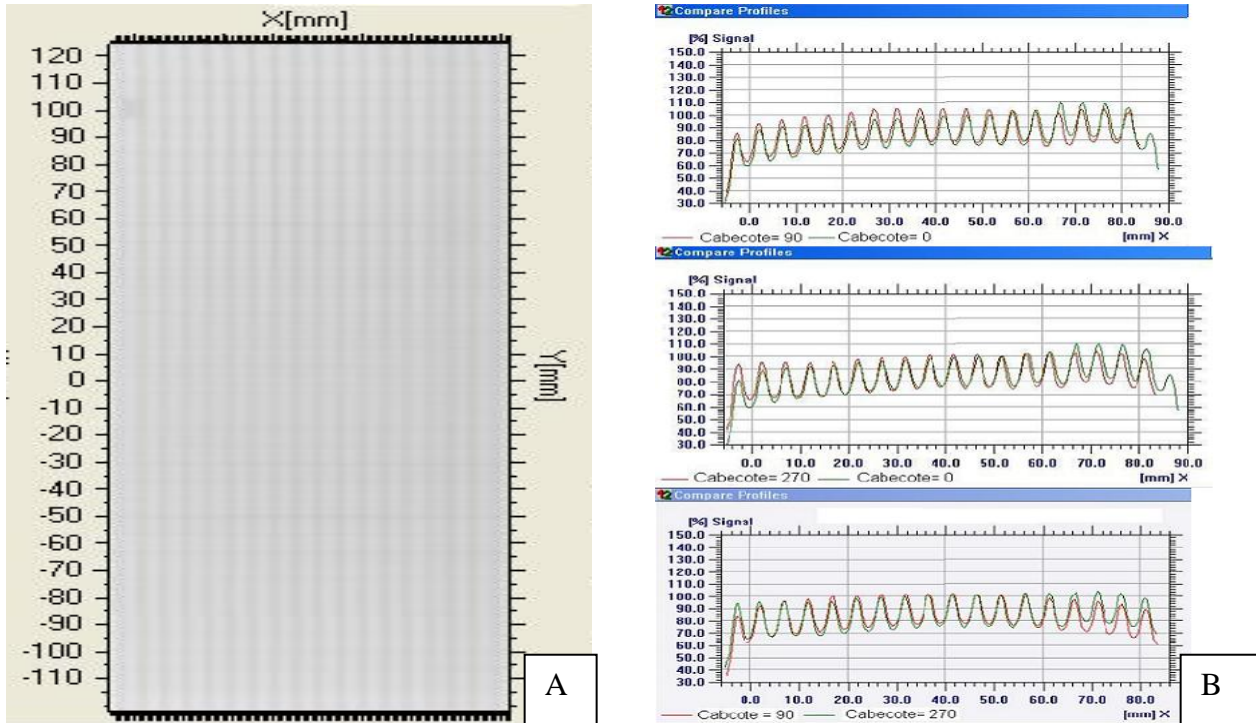


Figura 30: (A) Teste de posicionamento das 120 lâminas realizado com vários ângulos de cabeçote, como na figura 29; (B) Comparação de perfis dos filmes entre os ângulos de cabeçote zero, 90 e 270 graus.

Trimestralmente foram feitas as medidas de transmissão dos bancos A e B do MLC e anualmente a dosimetria para medida do “gap” dosimétrico do MLC dinâmico, sem qualquer variação nas transmissões e “gap” dosimétrico.

No aceite realizado no Hospital Infantil Boldrini, a metodologia foi aplicada no equipamento 6EX a partir de 2007, foi implementada a medida mensal do "gap" dosimétrico nos primeiros meses de funcionamento e comparação com os vários sistemas de detectores, figura 31, ou seja, câmara de ionização, filme e matrizes de dose bi-dimensional. A tabela 8 também apresenta os resultados da medida mostrando que a variação é pequena em relação ao detector utilizado, mantendo-se constante ao longo do tempo. Para efeito de dado dosimétrico, para cálculo no

sistema de planejamento, foi utilizado o valor da câmara de ionização de 0,1 cm³ por ser a medida direta em termos de dose absorvida para a transmissão e dose nas diferentes aberturas do campos dinâmicos e possuir boa estabilidade nas medidas.

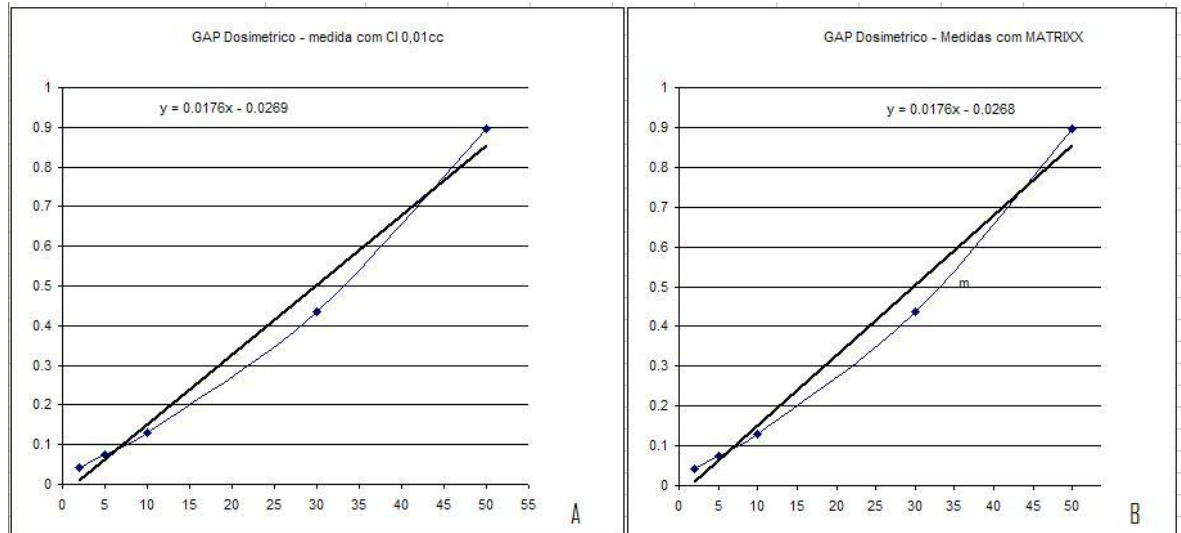


Figura 31: Medidas do “gap” dosimétrico com (A) câmara de ionização de 0,1 cm³ e (B) sistema 2D de múltiplas câmaras (MATRIX), apresentando resultados equivalentes.

7.4 - Controle de qualidade dos equipamentos dosimétricos para IMRT

A confiabilidade e reprodutibilidade nas medidas dosimétricas de dose absorvida e relativa foram obtidas com um esquema rígido de controle de qualidade deste sistema. Para tal, pelo menos uma câmara foi mantida calibrada em laboratório padrão em termos de dose absorvida na água.

Pelo menos trimestralmente foram realizados testes de fuga, linearidade e resposta das câmaras utilizadas em campo, obtendo-se resultados satisfatórios ou, quando necessário, corrigindo-se o problema com obtenção de novos fatores.

Todas as câmaras não calibradas em laboratório padrão foram calibradas no próprio serviço utilizando-se o método da calibração cruzada, sendo verificadas pelo menos trimestralmente ao longo dos 4 anos, e sistematicamente re-calibradas quando eram observados defeitos ou re-calibração da câmara padrão.

O alinhamento perfeito dos objetos simuladores com as respectivas câmaras ao longo do eixo central do feixe, volume sensível, ponto efetivo de medida e

profundidades foi verificado ao longo do tempo, sendo re-adquiridos cortes tomográficos ou radiografias no simulador, quando necessário.

Da mesma forma foram verificados os posicionamentos e alinhamentos dos filmes nas respectivas posições. As calibrações dos mesmos foram sempre feitas nas profundidades definidas no sistema de planejamento e conferidas previamente através de leituras da dose absorvida medida com câmara, bem como o cálculo da dose do campo de 10 cm x 10 cm nas respectivas profundidades.

A influência do processamento químico dos filmes foi analisada através do levantamento de curvas de calibração diárias e controle dos químicos. A partir do emprego do sistema automático de mistura de químicos, "AUTOMIX", houve maior variação diária e dificuldade em se utilizar a mesma curva de calibração dos filmes de mesmo lote. Neste instante foi necessário fazer curvas de calibração no momento do processamento dos filmes para manter a precisão dos valores de dose nos perfis de campos. Este procedimento resultou em menor desvio em relação à dose medida dos campos e concordância com curva de calibração, além de permitir maior rapidez nas dosimetrias dos planos pelo fato de não dispor-se de uma processadora química de filmes dedicada à dosimetria.

7.5 – Confiabilidade do sistema em termos de quebra ou troca de peças

O sistema de IMRT composto pelo MLC dinâmico mostrou-se bastante confiável e reproduzível com base nos resultados dos testes e planos de tratamentos verificados ao longo do período. Foram verificados cerca de 450 planos de agosto de 2001 a maio de 2006. Com uma estimativa de 30 frações e 6 campos por plano, resultam em cerca de 81000 campos de IMRT dinâmicos ou aproximadamente de 71 campos todos os dias.

Além do custo do sistema como um todo, ou seja, acelerador, sistema de planejamento e sistema de MLC, o custo para seu funcionamento foi, basicamente, o do contrato de manutenção preventiva e motores das lâminas. Quanto ao item motores substituídos, para este período, exceto o ano de 2005 por perda do registro, foram de 28, conforme mostra a figura 32.

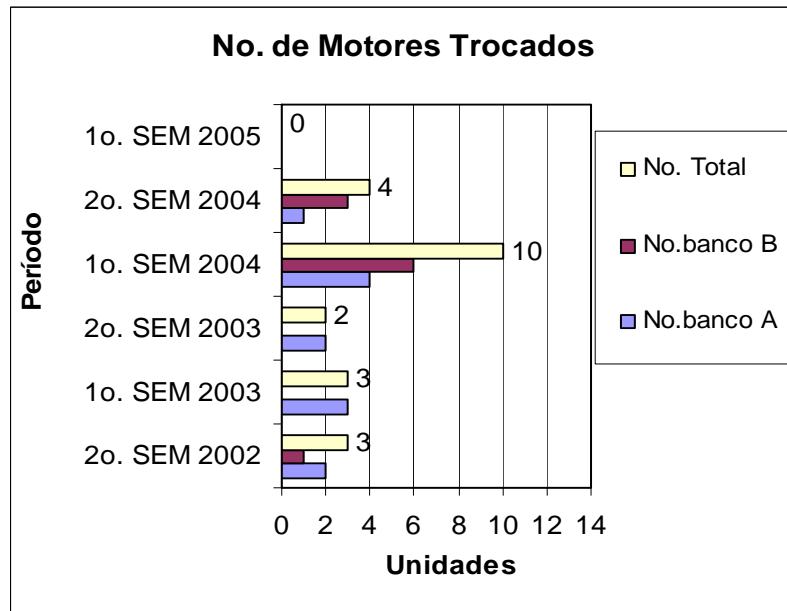


Figura 32: Levantamento de trocas de motores do MLC ao longo do período de 2001 a junho de 2006, exceto o ano de 2005 por perda de registro.

Não houveram incidências maiores em determinadas lâminas mas uma tendência ao banco A que é o banco do movimento, conforme demonstra a figura 33 com as frequências de trocas de motores com base na respectiva lâmina.



Figura 33: Frequência de troca de motores do MLC com relação às lâminas dos bancos A e B.

7.6 - Controle de qualidade dos planos de tratamento de pacientes tratados com IMRT

Toda a metodologia de aceite e controle de qualidade dos sistemas de IMRT, sobretudo a ausência de efeitos gravitacionais medidos no sistema, propiciou a definição do uso de uma só posição do cabeçote para as dosimetrias dos planos de IMRT, ou seja, a posição vertical com o cabeçote em 0 grau. Também as condições técnicas, devido ao objeto simulador, e à facilidade na localização e reprodutibilidade do mesmo, foram decisivas para esta posição de medida.

A exportação dos planos de tratamento com arquivo do MLC para a realização do IMRT foi garantida através do registro e conferência, de cada campo, em uma planilha própria, onde foram conferidos os principais parâmetros de campo, como dimensões e o fator IMRT. Nos sistemas em que a criação do controle de qualidade é manual, como foi o caso do CadPlan na implantação da técnica até 2003, este registro foi imprescindível, porque os arquivos de MLC são importados nos campos criados livremente pelo operador, que pode importar arquivo errado para o campo incorreto. Certamente isso seria detectado na dosimetria, mas se fosse diretamente para o paciente estaria sendo cometido um erro gravíssimo de dose. Portanto, o chamado fator IMRT é a impressão digital dos campos de IMRT que o sistema CadPlan e Eclipse geram no ato da otimização e cálculo da dose dos planos.

Os sistemas mais recentes, sobretudo do Eclipse, já possuem uma ferramenta própria de criação de um subdiretório de controle de qualidade dentro da pasta do paciente, assim ele gera automaticamente os campos sem possibilidade de troca, o que pode ser constatado com a conferência da planilha que já vinha sendo realizada.

Em termos da conferência da dose calculada e da dose liberada no plano pelo acelerador, todos os planos de IMRT planejados foram conferidos por dosimetria em termos da dose absorvida prescrita e perfis de distribuição das doses, sempre antes de qualquer tratamento dos pacientes envolvidos. Os planos foram verificados seguindo a metodologia sugerida no ítem 6. Os resultados dos estudos de casos para vários sítios anatômicos, próstata, cabeça e pescoço, cérebro, região paravertebral, abdômen, pélvis e pulmão, portanto, são apresentados a seguir.

7.6.1 - Fase teste 1 – curva de aprendizado

Nesta fase foram verificados os planos de IMRT de próstata, medindo-se as doses absolutas no eixo central dos campos com CI PTW-0,6 cm³, posicionada a 10 cm de profundidade e determinação da dose absorvida igual à prescrita pelo médico para o plano. Como também foram anotadas as doses de contribuição de cada campo e comparadas com as do sistema de planejamento. Esta fase teste foi composta de 6 meses com 30 casos verificados.

Todos os campos tiveram seus perfis de dose verificados individualmente, na profundidade de 10 cm, e comparados aos perfis do sistema de planejamento. Os resultados foram satisfatórios em relação à comparação das isodoses relativas obtidas com o sistema de planejamento em termos dos seguintes critérios:

- a) valores relativos das isodoses em relação à normalização no ponto de máxima dose;
- b) formato das isodoses comparadas do filme em relação ao obtido no sistema de planejamento, identificando visualmente as regiões de altas e baixas doses nas mesmas direções do plano do sistema de planejamento;
- c) posição geométrica dos pontos de máxima dose ou isodoses de mais altos valores relativos;
- d) posição geométrica dos pontos de baixas doses ou isodoses de menores valores relativos;

A figura 34 apresenta esta metodologia de análise do filme irradiado com a figura do perfil de dose no plano do sistema de planejamento.

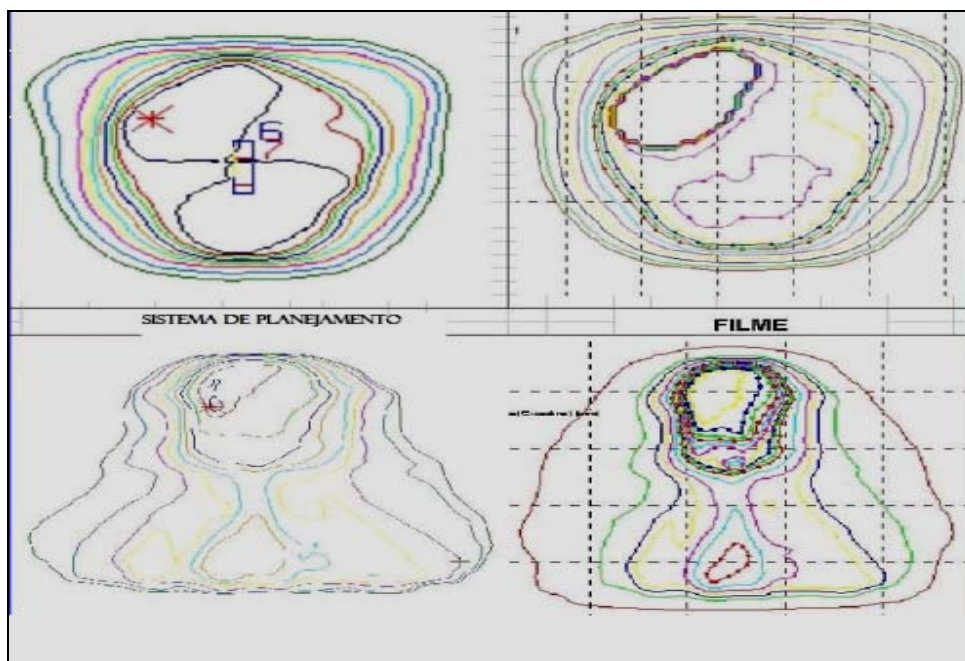


Figura 34: Comparação visual, para análise do perfil gerado no sistema de planejamento e do filme irradiado.

Também foram verificados os perfis de distribuição de isodoses através da irradiação de filme dosimétrico com todos os campos sobrepostos no mesmo filme e comparados à mesma soma obtida no sistema de planejamento, analisando-se visualmente os mesmos critérios anteriores.

7.6.2 - Fase teste 2 – Comparação entre câmaras de ionização

Nesta fase, o procedimento para campos de próstata foi à medição das doses absolutas no eixo central dos campos com duas câmaras de ionização, de volumes diferentes, posicionadas a 10 cm e 5 cm de profundidade e medição da dose absorvida igual à prescrita pelo médico para o plano, anotando-se também as contribuições parciais de cada campo.

Os campos foram verificados nos seus perfis de dose na profundidade de 9 cm, todos sobrepostos no mesmo filme com a dose total de prescrição e comparados à mesma soma dos perfis de dose do sistema de planejamento.

Desta forma foram medidos 100 casos com doses prescritas de 1,80 Gy e 2,0 Gy, resultando na aceitação dos planos de tratamento em 100% dos casos, pois os

valores medidos (tabela 8) foram inferiores à tolerância de 5% para a aprovação, exceto um deles que resultou em mais que 6% sendo repetida a dosimetria que coincidiu com a dose final, figura 35 (ponto circundado). Neste caso, a posição do volume ativo da câmara estava em uma região de alto gradiente, na repetição foi re-posicionada em uma região de menor gradiente, deslocando-a no sentido do seu eixo longitudinal em 2,0 cm, obtendo menor gradiente na cavidade e concordância da medida abaixo dos 5%.

Tabela 8: Resultados das doses totais absolutas medidas em 100 casos com duas CI para planos de tratamentos de próstata com IMRT, no centro dos campos.

	Dose Prescrição			
	1,8Gy		2,0 Gy	
	CI PTW- 0,6 cm ³	CI RK- 0,12 cm ³	CI PTW- 0,6 cm ³	CI RK- 0,12 cm ³
No. Casos	15	15	85	85
Dose Média Medida (Gy)	1,7890	1,7892	1,9873	1,9788
Dose Max. Medida (Gy)	1,8262	1,9146	2,0463	2,0630
Dose Min. Medida (Gy)	1,7492	1,7417	1,9451	1,9390
Desvio Relativo à Dose de Prescrição	0,282	0,310	0,275	0,315
Desvio Padrão das Medidas	0,214	0,235	0,189	0,235

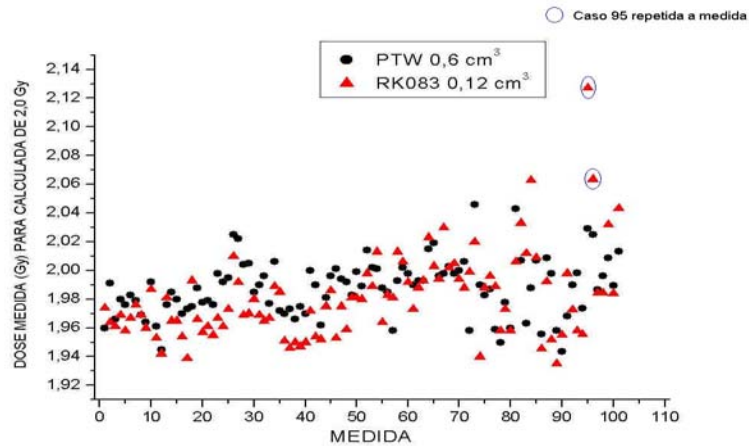


Figura 35: Desvios Relativos da Dose Total Absoluta com CI PTW-0,6 cm³ em 100 Tratamentos de Próstata.

Nos resultados apresentados na figura 35 é notória a curva de aprendizado da dosimetria dos planos de IMRT medidos, já que o número das medidas, coordenada “X”, foi cronológico, tendendo os valores medidos ao valor da dose calculada de 2,0 Gy. O refinamento do melhor posicionamento dos dosímetros, aliado à precisão de definição dos pontos para medidas propiciaram ao longo do tempo aproximação no valor medido em relação ao planejado. Por outro lado, com a aplicação da técnica de IMRT a mais casos, restringindo mais ainda as doses a tecidos vizinhos e mesmo aos alvos, as fluências de IMRT tornaram-se mais complexas. Isto principalmente com o uso do sistema Eclipse em substituição ao CadPlan a partir de 2003. Dosimetricamente a complexidade dos planos refletiram-se em maior heterogeneidade em cada campo em troca de uniformidade no alvo e redução de doses de tolerância no tecido vizinho, assim a dispersão das medidas, em muitos casos aumentaram.

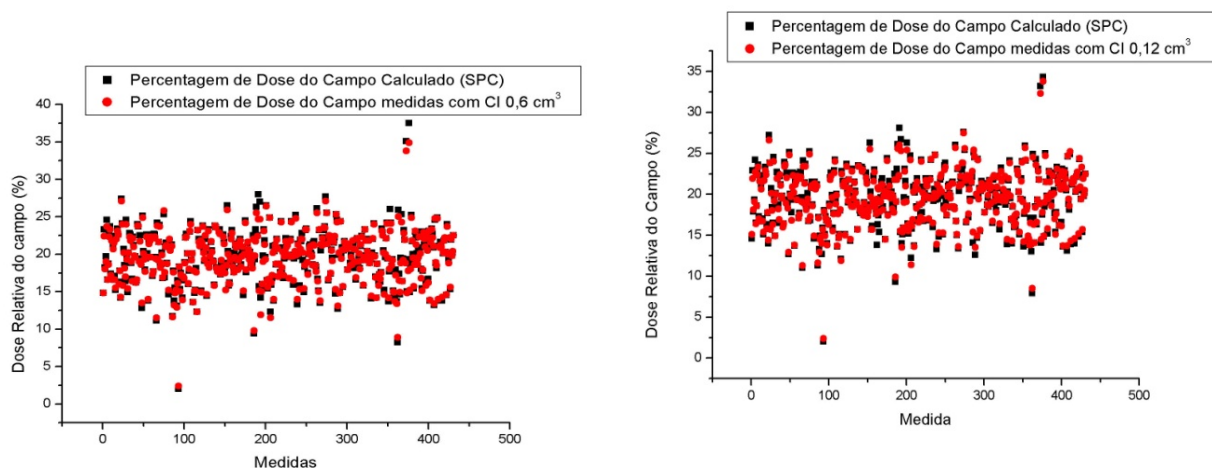


Figura 36: Desvios Relativos da Dose Total Absoluta com as câmaras PTW 0,6 cm³ (esquerda) e RK083-0,12 cm³ (direita) em 100 Tratamentos de Próstata.

Nestes 100 casos, foram analisados todos os campos individualmente resultando em 431 campos medidos e comparados às doses parciais do sistema de planejamento, apresentados na figura 36 e na tabela 9, obtendo-se assim, concordância satisfatória com o cálculo do sistema de planejamento com as duas câmaras de ionização.

Tabela 9: Resultados das frações da dose do campo em relação à dose prescrita de contribuição dos campos individuais em comparação com os mesmos no sistema de planejamento, para 431 campos medidos nos 100 casos de tratamentos de próstata com IMRT, medidos com as 2 câmaras de volumes diferentes.

	Total de campos medidos = 431					
	Fração da Dose no SPC	CI PTW-0,6 cm ³	Diferença %	Fração da Dose no SPC	CI no RK083-0,12 cm ³	Diferença %
Fração Média	19,71	19,55	0,99	19,52	19,48	1,00
Fração de Dose Max.	37,50	34,90	1,20	34,30	33,80	1,08
Fração de Dose Min.	2,00	2,40	0,83	2,00	2,40	0,71

7.6.3 - Fase 3

Nesta fase, o procedimento para campos de próstata foi a determinação das doses absolutas no eixo central dos campos com a câmara RK083-0,12 cm³ a 10 cm de profundidade e determinação da dose absorvida igual à prescrita pelo médico para o plano, anotando-se também as contribuições parciais de cada campo. Os campos foram verificados nos seus perfis de dose na profundidade de 9 cm, todos sobrepostos no mesmo filme com a dose total de prescrição sendo comparada à mesma soma dos perfis de dose do sistema de planejamento, conforme tabela 10.

Tabela 10: Resultados das doses totais absolutas medidas em 114 casos na fase 3 com CI RK083-0,12 cm³ para planos de tratamentos de próstata com IMRT, no centro dos campos.

	CI RK-0,12 cm ³	
	Dose Prescrição	
	1,80 Gy	2,00 Gy
No. Casos	10	104
Dose Medida (Gy)	1,8061	2,0073
Dose Max. Medida (Gy)	1,8476	2,0976
Dose Min. Medida (Gy)	1,7545	1,9213

Nos 114 casos medidos apenas com a câmara RK083-0,12 cm³ foram analisados também os campos individualmente que resultaram em 552 campos medidos e comparados com as doses parciais do sistema de planejamento, figura 37 e tabela 11, resultando em concordância satisfatória com o cálculo do sistema de planejamento dentro das tolerâncias estipuladas. As comparações entre medidas relativas das doses devido aos campos da figura 37 reflete a cronologia dos campos com configuração para próstata. Em geral utilizou-se 5 campos com o primeiro campo incidindo posteriormente ao paciente que refletiu em dose nesse campo menor para ponto de medida, fato este justificado pela proteção ao reto, visivelmente vista no gráfico com uma faixa de valor diferente dos demais dados.

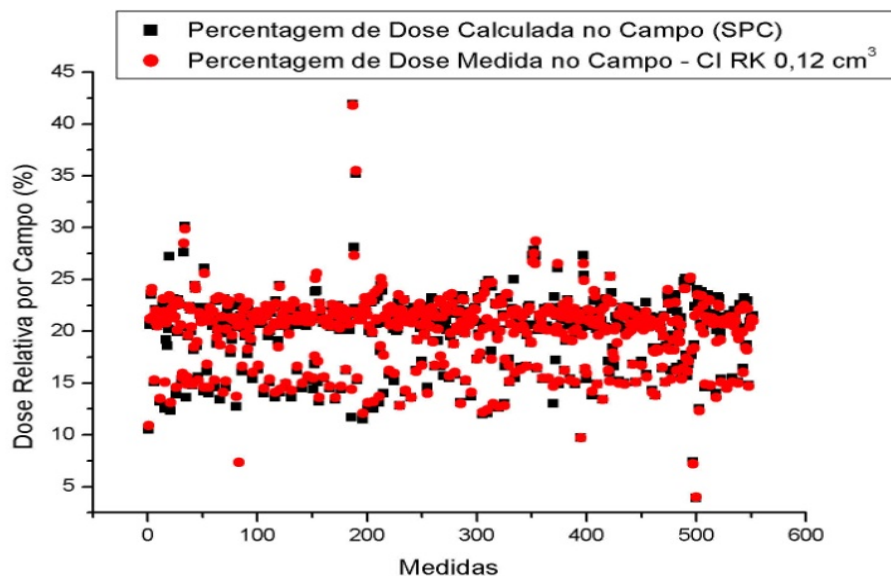


Figura 37: Frações de dose por campos comparados com sistema de planejamento e medidos, para os 552 campos medidos com a câmara RK083 0,12 cm³.

Tabela 11: Resultados das doses absolutas de contribuição dos campos individuais em comparação com os mesmos no sistema de planejamento, para 552 campos medidos com câmara RK083-0,12 cm³ nos 114 casos de tratamentos de próstata com IMRT, fase 3.

	Total de campos medidos = 552		
	Dose no SPC	CI RK083-0,12 cm ³	Diferença %
Fração Média	20,04	20,04	1,02
Fração de Dose Max.	41,90	41,00	3,07
Fração de Dose Min.	0,60	0,70	0,76

7.6.4 - Tratamento de cabeça e pescoço

Os tratamentos de cabeça e pescoço envolvem muitas estruturas, algumas extremamente pequenas ou sensíveis à dose, além de vários alvos concomitantes com doses escalonadas diferentes. Desta forma, tanto na otimização como principalmente no aceite dosimétrico dos planos, a dosimetria torna-se mais complexa. Os planos em geral possuem volumes pequenos com gradientes de dose altos e, para melhor definição espacial, ou seja, medida pontual, torna-se necessário o uso de CI de volumes sensíveis pequenos.

Para planos com vários alvos e doses de prescrição diferentes foram padronizadas as dosimetrias em vários pontos, detectando-se os vários valores de dose, bem como os pontos de altos gradientes. Isto foi obtido utilizando-se em geral duas CI em profundidades de 10 cm e 5 cm, com leituras simultâneas, além dos perfis em filmes com todos os campos sobrepostos na profundidade de 9 cm e de campo a campo na profundidade de 4,0 cm, segundo os procedimentos descritos no item 6.9.

Foram medidos 90 casos de cabeça e pescoço com doses prescritas de 1,20 Gy, 1,80 Gy, 2,00 Gy, 2,15 Gy, 2,20 Gy e 4,00 Gy por fração, comparadas com medidas, figura 38A. As medidas foram realizadas utilizando-se 3 tipos de câmaras de volumes diferentes com medidas simultâneas na maioria dos casos, os resultados estão na tabela 12, sendo que foram normalizados para prescrição de 2,00 Gy, figura 38B.

Tabela 12: Resultados das 90 medidas da dose total dos planos de cabeça e pescoço com diferentes câmaras de ionização, normalizados para a dose prescrita de 2,00 Gy.

	Total de planos = 38		Total planos = 89		Total planos = 51	
	CI PTW- 0,6 cm ³	Diferença %	CI RK083- 0,12 cm ³	Diferença %	CI A16- 0,007 cm ³	Diferença %
Média	2,00	-	1,99	-	2,02	-
Max.	2,07	3,65	2,17	8,35	2,17	8,34
Min.	1,92	-3,91	1,85	-7,48	1,87	-6,42
Desvio Padrão	0,0362		0,0605		0,0589	

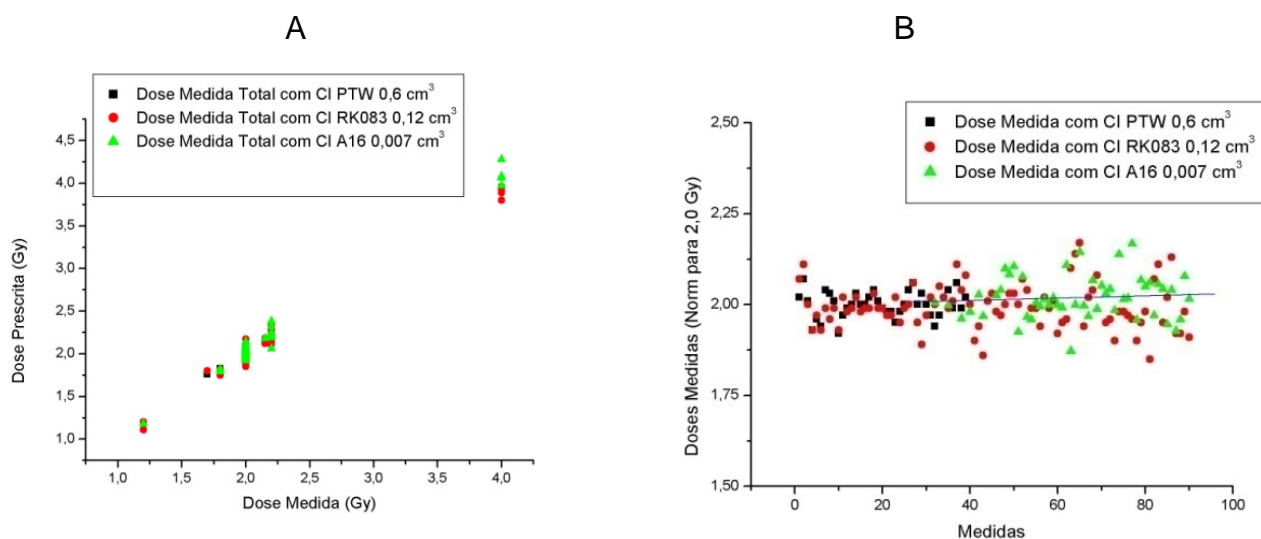


Figura 38: (A) Medidas da dose absorvida total dos planos de cabeça e pescoço em relação à dose prescrita, que variou de 1,20 Gy por fração a 4,00 Gy, medidas com 3 tipos de câmaras; (B) Distribuição das medidas de dose cronologicamente com os 3 tipos, normalizados para 2,00 Gy.

Foram analisados 1132 campos, individualmente medidos com 3 tipos de câmaras, sendo 219 com PTW-0,6 cm³, 552 campos com a CI RK083-0,12 cm³ e 361 campos com a A16-0,007 cm³, no período de setembro de 2001 a maio de 2006, figura 39. Estes campos foram comparados com as frações de doses parciais do sistema de planejamento, com os resultados apresentados na tabela 13. Os resultados foram satisfatórios dentro da tolerância pretendida, sendo que as variações de cada campo em cabeça e pescoço são mais acentuadas devido aos altos gradientes nesta região. Nos casos em que os gradientes foram muito elevados, portanto a imprecisão das medidas de determinados pontos foi compensada com medidas precisas em outros pontos. Assim, os valores máximos de diferenças percentuais acima de 5%, para alguns planos medidos com a câmara RK e A-16, e apresentados na tabela 13 foram repetidas em outros pontos para satisfazer a exigência de comprovação de dose com tolerância máxima de 5% na dose total.

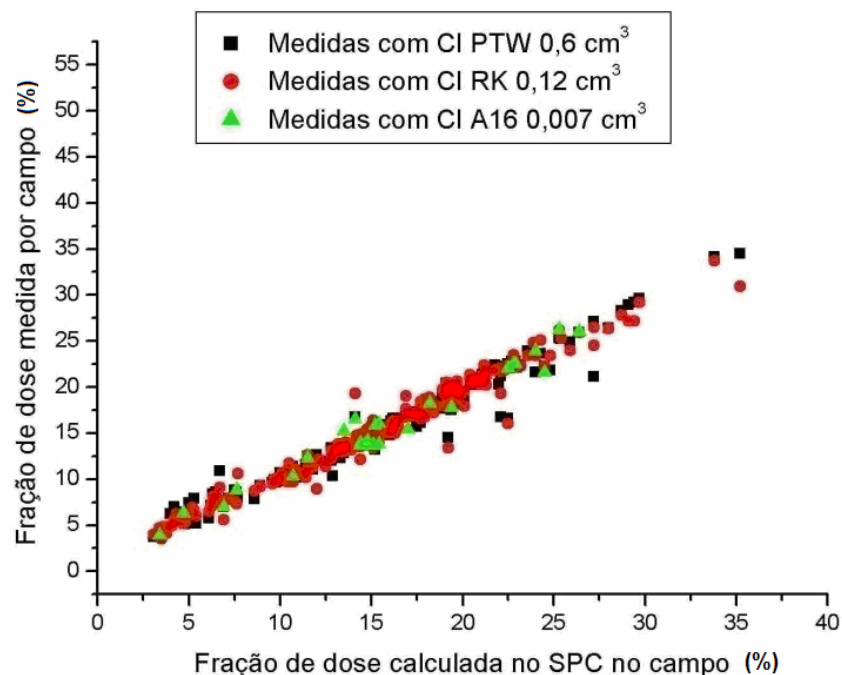


Figura 39: Comparação das frações de doses calculadas no sistema de planejamento para cada campo e medidas com 3 tipos de câmaras.

Tabela 13: Resultados das frações de doses relativas de cada campo individual medido em comparação com os calculados pelo sistema de planejamento, para tratamentos de cabeça e pescoço com IMRT.

	<i>Total de campos medidos = 219</i>			<i>Total de campos medidos = 552</i>			<i>Total de campos medidos = 361</i>		
	Dose no SPC	CI PTW-0,6 cm ³	Diferença %	Dose no SPC	CI RK083-0,12 cm ³	Diferença %	Dose no SPC	CI A16-0,007 cm ³	Diferença %
Média	15,80	15,67	1,02	19,88	19,85	1,00	16,82	16,97	0,98
Max.	35,20	34,50	1,67	72,60	71,00	4,71	52,10	51,80	1,53
Min.	3,10	3,70	0,74	1,00	0,70	0,49	0,20	0,80	1,02

Pela complexidade da técnica e necessidade de garantir a correta liberação das doses do feixe nestes planejamentos, foram estudadas as distribuições da dose espacial em cada campo. Os perfis com filmes foram analisados, necessariamente, campo a campo e conferidos visualmente pela sobreposição da fluência gerado no sistema de planejamento e vista no “BEV” com as isodoses do filme, para averiguar se a correta posição dos pontos de prescrição com os alvos desenhados, os pontos de restrição com as estruturas protegidas, especialmente a medula espinhal nas projeções dos vários ângulos de entrada do feixe. Foram seguidos rigorosamente os procedimentos descritos, sendo os filmes de doses totais e a dose total absoluta, e suas variáveis de prescrição, concomitantemente verificadas em vários alvos, um exemplo ilustrativo está representado na figura 40. Assim todos os planos de cabeça e pescoço e cérebro com mais de um alvo de prescrição foram analisados com medidas com a câmara de ionização em cada alvo, mais o estudo campo a campo dos perfis.

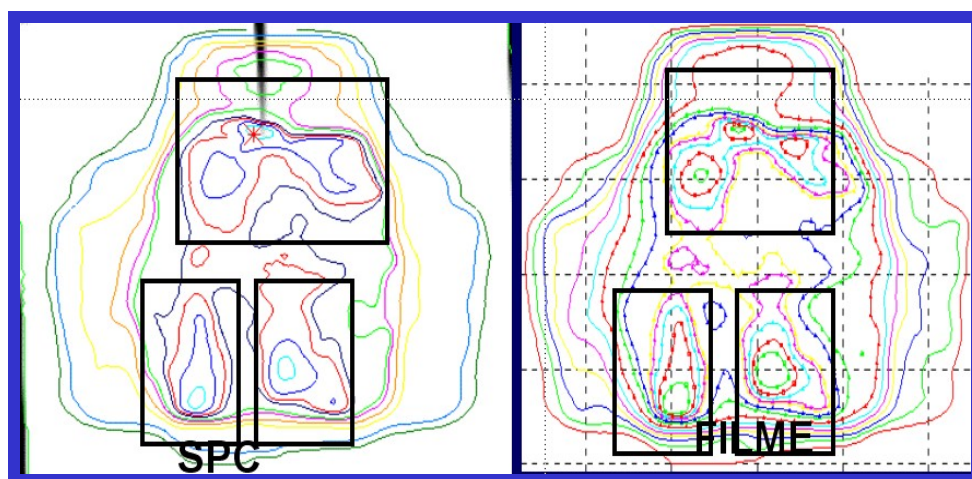
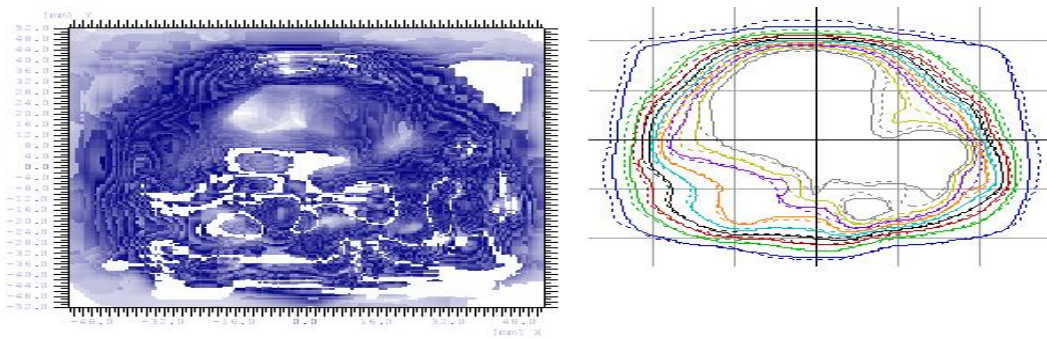


Figura 40: Comparação ilustrativa, das distribuições de isodoses relativas de todos os campos somados, em uma mesma incidência, do SPC e filme irradiado. Neste exemplo foram medidos 3 setores do plano, destacados com os retângulos em negrito, pois existem 3 regiões de prescrição. A forma das curvas e valores relativos são similares, o que garante que o plano liberado corresponde ao planejado.

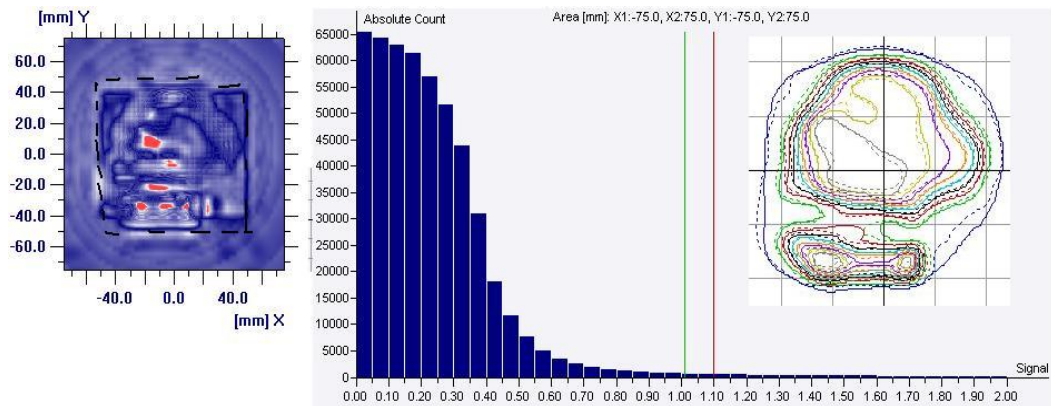
Da mesma forma, cada campo individualmente foi verificado para a confirmação dos pontos de altas e baixas doses de cada um, através de filmes irradiados a 4 cm de profundidade.

Com o uso do sistema Verisoft de análise de perfis de dose foi possível comparar, com maior precisão, os valores e distâncias das isodoses do sistema de planejamento com o filme, através da exportação para o sistema de dosimetria dos planos de dose por protocolo DICOM. Assim, facilmente foi possível fazer a análise, subtraindo um sobre o outro, para verificar os pontos de dose com tolerância de 5% em todo o perfil.

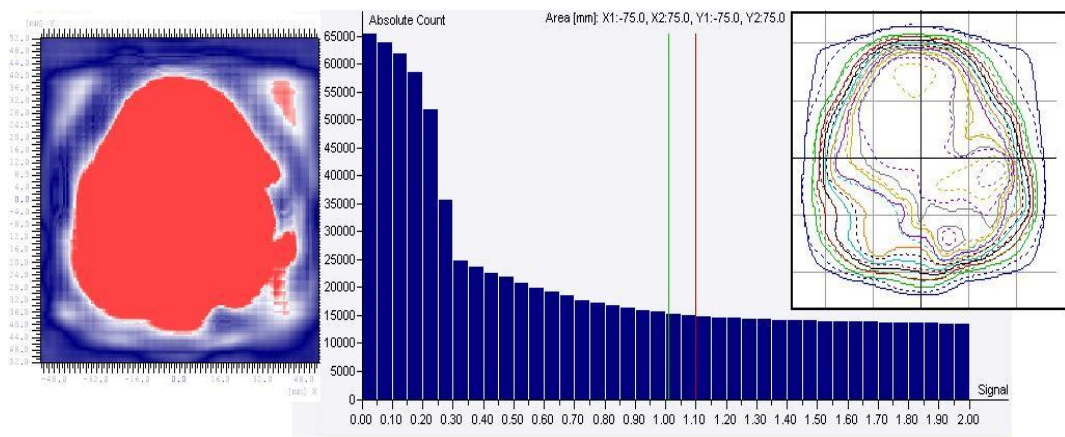
Por último, utilizando-se o sistema 2D de múltiplas câmaras, MATRIX, foi realizada a comparação do plano de dose do sistema de planejamento e leituras com o sistema, obtendo-se melhor precisão de coordenadas calculadas em relação às medidas. A análise se deu nos pontos de medida como raio central, pontos de máximo e mínimos do campo útil e pontos de dose de prescrição. A análise gama, reportada por alguns autores ^{49,52} foi utilizada para a detecção de diferenças de pontos de dose de até 5% em relação à dose total e até 7% em campos individuais, sobretudo em regiões de altos gradientes, nos quais a própria função gama pode apresentar falha e uma análise comparativa dos planos deve ser feita ⁷⁶.



A



B



C

Figura 41: Exemplos da análise gama utilizada na dosimetria de perfis de campos de IMRT com o sistema 2D MATRIX, onde os pontos representados em vermelho indicam valores de gama maiores que 1 e, portanto reprovados. (A) análise totalmente aprovada; (B) análise com pontos reprovados, mas o campo aprovado com base na análise local dos pontos em que a função falhou por seu histograma e isodose comparativa entre isodoses medidas e calculadas; (C) análise reprovada e corroborada com nova análise nos locais de seu histograma e isodoses comparativas entre medida e calculada.

Na figura 41A, 41B e 41C, são apresentados resultados da função gama analisados, no qual são comparados campos calculados no sistema de planejamento com a leitura no sistema 2D Matrixx. Na figura 41A nota-se a apresentação gráfica da função toda em azul, ou seja, nenhum ponto vermelho que representa o valor gama maior que um, que significa reprovado, logo este campo está integralmente aprovado em termos da função gama ⁷⁶. Já na figura 41B aparecem alguns pontos rejeitados (em vermelho), então estes pontos foram analisados em termos de seu histograma e comparação das isodoses apresentadas lado a lado e, nota-se que não representam área importante podendo ser apenas ruídos ou pontos de alto gradiente e que a função falha. Isto está comprovado na isodose comparativa ao lado do mesmo histograma. Por fim, na figura 41C é apresentado um resultado da análise gama com área reprovada (vermelha) muito abrangente, corroborado pelo seu histograma e mesmo isodose comparativa, que mostra um grande distanciamento das isodoses relativas e valores que implica em reprovação da dosimetria deste campo.

7.6.5 – Tratamentos cerebrais

Os tratamentos cerebrais com IMRT, apesar de possuírem estruturas sensíveis e pequenas, são mais simples por possuírem basicamente apenas um alvo de prescrição de dose, porém em certos casos o reforço de dose torna-se um segundo alvo com prescrição diferente. As doses limitantes das estruturas produzem pontos de altos gradientes e regiões de baixas doses que são as proteções produzidas na modulação do feixe, por exemplo, as estruturas pequenas, como o quiasma óptico.

Utilizou-se o mesmo procedimento de cabeça e pescoço para as medidas e análise, obtendo-se basicamente os mesmos resultados e aprovação dos planos gerados no sistema de planejamento onde foram estudados, através da dosimetria, 95 casos com doses prescritas de 1,80 Gy ou 2,00 Gy, conforme resultados na tabela 14 e figura 42. Analogamente aos casos de cabeça e pescoço, quando as medidas com desvios relativos superaram 5%, foram repetidos ou suas dosimetrias

em outros pontos ou re-otimizadas e repetida a dosimetria, obtendo-se os resultados dentro da tolerância de 5% para aceitação do plano de tratamento.

Tabela 14: Resultados das 95 medidas da dose total dos planos cerebrais com diferentes CI, normalizados para a dose prescrita de 2,00 Gy.

	Total de planos = 30		Total planos = 95		Total planos = 58	
	CI PTW- 0,6 cm ³	Diferença %	CI RK083- 0,12 cm ³	Diferença %	CI A16-0,007 cm ³	Diferença %
Média	1,99	-	1,97	-	1,99	-
Max.	2,06	3,01	2,12	5,76	2,09	4,37
Min.	1,93	-3,26	1,87	-6,41	1,91	-4,32
Desvio Padrão	0,030		0,050		0,040	

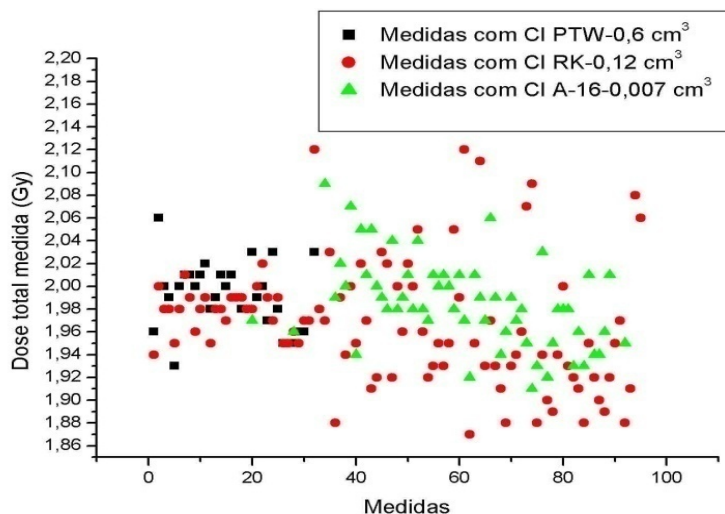


Figura 42: Medidas da dose absorvida total dos planos cerebrais em relação à dose prescrita utilizando 3 câmaras de volumes diferentes.

Os campos individualmente foram analisados com medidas, sendo 166 com PTW-0,6 cm³, 470 campos com a câmara RK083-0,12 cm³ e 285 campos com a A16-0,007 cm³, no período de setembro de 2001 a maio de 2006, e também foram

comparados com as frações de doses de cada campo do sistema de planejamento, conforme tabela 15 e apresentados na figura 43.

Tabela 15: Resultados das frações de doses relativas de cada campo individual medido em comparação com os calculados pelo SPC, para os tratamentos cerebrais com IMRT.

	Total de campos medidos = 166			Total de campos medidos = 470			Total de campos medidos = 285		
	Dose no SPC	CI PTW- 0,6 cm ³	Diferença %	Dose no SPC	CI RK083- 0,12 cm ³	Diferença %	Dose no SPC	CI A16- 0,007 cm ³	Diferença %
Média	17,62	17,50	1,00	22,79	22,45	1,01	20,22	19,51	1,04
Max.	44,90	44,60	1,38	53,30	48,10	2,00	45,80	33,10	1,66
Min.	6,30	6,30	0,00	2,70	6,20	0,44	5,30	4,80	1,53

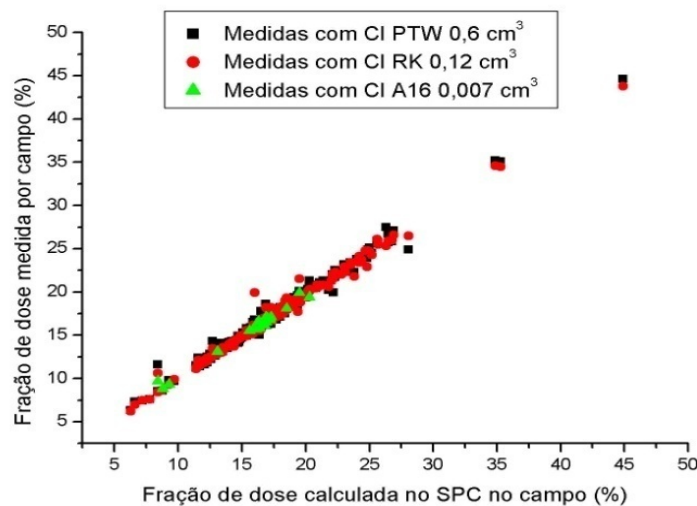


Figura 43: Comparação das frações de doses calculadas no SPC para cada campo e medidas com 3 tipos de câmaras nos planos de IMRT cerebrais.

Aplicam-se ainda os mesmos critérios e técnicas apresentados para cabeça e pescoço, ou seja, por exemplo, o uso do sistema de dosimetria MATRIX. Foram realizadas comparações entre o plano de dose do sistema de planejamento e leituras com o sistema. A análise foi feita nos pontos de medida como raio central, pontos de máximo e mínimos do campo útil e pontos de dose de prescrição. A análise gama foi utilizada para comparação com o plano de dose do sistema de planejamento com a detecção de diferenças de pontos de dose de até 5% em relação à dose total e até 7% em campos individuais, sobretudo em regiões de altos gradientes.

7.6.6 - Demais sítios anatômicos

Outros sítios anatômicos em que se empregou a técnica de IMRT e foram objetos de estudo deste trabalho. São eles: abdômen, coluna para vertebral, pelve, tórax e membros, distribuídos conforme tabela 16.

Tabela 16: Outros sítios anatômicos com tratamentos de IMRT e que foram avaliados em termos de controle de qualidade.

Sítio anatômico	Planos medidos	Campos medidos
Pelve	12	119
Coluna	12	80
Tórax	11	78
Abdômen	09	81
Membro (partes moles)	01	03

Os campos torácicos, abdominais e partes moles em geral são campos grandes e a modulação tem como objetivo principal a homogeneização da dose nos alvos muito irregulares, poupando órgãos também grandes nestes sítios, sem no entanto dispor, nesta fase, de sistema de precisão para posicionamento e correção de movimentação de órgãos, necessários nestas regiões.

Desta forma, as medidas foram realizadas utilizando os princípios das medidas de campos de próstata, com câmaras de volumes maiores (0,6 cm³ e 0,12

cm³) a 10 cm de profundidade, apresentados na figura 44 e perfis de campos com filme irradiado com todo o plano a 9,5 cm.

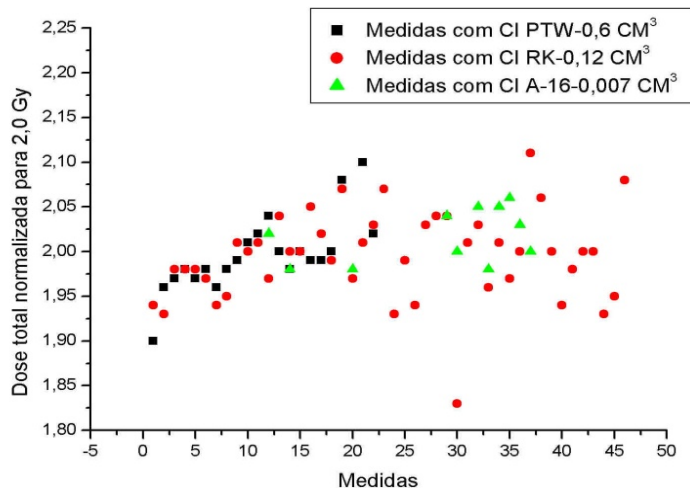


Figura 44: Medidas de dose absorvida para os campos de diversos sítios anatômicos com diferentes câmaras.

As medidas com diferentes dosímetros apresentaram resultados aceitáveis em termos da tolerância pré-estabelecida de 5%. A escolha de determinado dosímetro se deu, inicialmente, para efeito de comparação, e depois para o refinamento da posição espacial do ponto de medição.

Em relação aos campos medidos individualmente e comparados em relação às frações de doses com o SPC, figura 45, foram 361 campos para todos os demais sítios anatômicos.

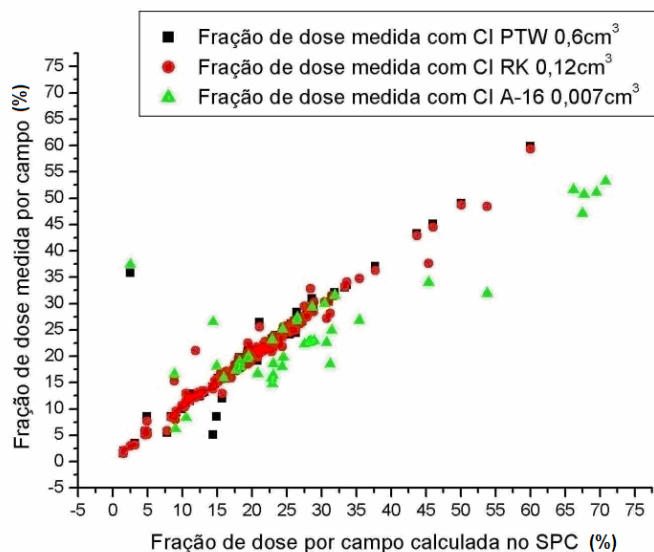


Figura 45: Medidas de frações de doses por campo em relação às frações de doses calculadas no sistema de planejamento para campos de sítios anatômicos variados, utilizando diferentes câmaras.

A linearidade da curva da figura 45 em termos da dose calculada no sistema de planejamento e a medida com os diferentes dosímetros fornecem uma idéia bem clara do correto cálculo realizado pelo algoritmo computacional e comprovado na medida real da dose absorvida. Por outro lado, os valores das medidas com a micro câmara para estes campos, todos campos grandes devido a irradiação de regiões anatômicas com grandes órgãos e alvos, produziram piores resultados que com as câmaras com volumes maiores, onde se pode analisar a dose volumétrica em suas cavidades.

7.7 – Casos clínicos utilizando o sistema de múltiplas micro-câmaras de ionização, MATRIX, para medida de dose absorvidas em qualquer ponto e perfis do plano de dose.

Utilizando o sistema MATRIX, o estudo dos pontos em termos de dose absorvida bem como o de perfis é simultâneo. Depois de adquirida a leitura no sistema devidamente calibrado em termos da dose por UM do acelerador, compara-se o plano de dose do sistema de planejamento importado nas mesmas coordenadas

da aquisição. Comparam-se imediatamente as doses nos vários pontos, normalizando-a no centro do campo, ponto de máximo ou realiza-se a varredura em quaisquer pontos para campos menores que 20 cm x 20 cm.

Em relação à aceitação do sistema MATRIX, esta foi feita aplicando-se a experiência dos casos medidos e analisados no primeiro serviço, ou seja, aplicando a metodologia sugerida no item 6. e comparando ao MATRIX. Desta forma, comparou-se as medidas nos mesmos pontos e profundidades anteriores, conforme tabela 17 e figura 46.

Tabela 17 Resultados de 82 campos medidos com câmara de ionização e sistema MATRIX, comparados com o cálculo do sistema de planejamento em termos de dose absorvida no mesmo ponto.

	Total de campos = 82	Total de campos = 82	Total de campos = 82
	Medida com câmara PTW-0,6 cm ³	Cálculo no SPC	Medidas com MATRIX
Média	32.71	32.16	33.05
Max.	74.55	75.40	78.30
Min.	16.79	15.90	15.30
Desvio Padrão	9.0695	9.6651	9.9137

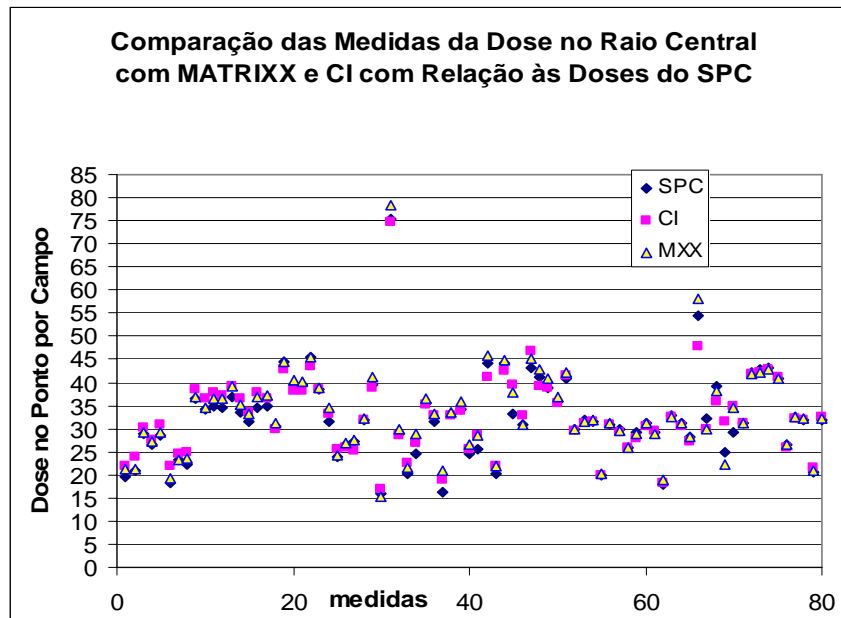


Figura 46: Comparação das doses absorvidas medidas com câmara de ionização e sistema MATRIX, comparadas com as obtidas no sistema de planejamento, para o mesmo ponto de medida e normalização, em 82 campos de tratamentos.

Utilizando a ferramenta da análise da função gama ⁷⁶, os procedimentos de comparação e aprovação de cada campo tornaram-se mais fáceis. Os parâmetros para comparação das leituras obtidas com o sistema MATRIX e o plano de dose do SPC atingiram diferenças de 3% na dose local e 2,0 mm entre as isodoses no plano. Para tal, a análise gama utiliza a máxima distância de concordância (maximum distance to agreement – DTA).

O exemplo ilustrado no item 7.6.5 mostra como em regiões de altos gradientes podem ser de difícil análise no sistema MATRIX ^{52,76}, devido a distância entre as micro-câmaras em relação a definição de cálculo no SPC, assim nestes casos a análise gama deve se dar em conjunto com a análise comparativa das isodoses e diferença relativa, concordando assim, com as leituras por câmara de ionização e filmes.

A substituição aos filmes é aceitável por este sistema de medida, principalmente pela precisão espacial, rapidez e facilidade de trabalho, exceto na aplicação a campos inferiores a 2 cm x 2 cm ou maiores que 20 cm x 20 cm.

A análise destes planos utilizando a função gama também foi realizada a partir do aceite do sistema MATRIXX como padrão para as dosimetrias de IMRT, apresentando resultados muito favoráveis para campos maiores que 2,0 cm² de área e inferiores a 20,0 cm² de área.

A metodologia para o uso do sistema MATRIXX como dosímetro para a medida da dose absorvida é possível desde que o mesmo seja aferido com câmara de ionização e fator de calibração, em termos de dose absorvida, para as unidades monitoras do acelerador, ou seja, fator calibração das câmaras do sistema 2D pelo usuário. Isto se justifica, pois o fator de calibração do MATRIXX não considera os fatores de polarização, recombinação e ainda é obtido para um campo grande, geralmente 20 cm x 20 cm, numa só leitura e profundidade, sendo depois utilizado um fator constante em todos os outros campos.

8 - CONCLUSÕES

Os procedimentos de radioterapia utilizando IMRT notadamente já fazem parte do repertório de técnicas de tratamento de cânceres na atualidade ^{81,83}. Muito ainda há por evoluir no que diz respeito à aplicação da técnica e refinamento na reprodutibilidade do plano no paciente, devido à imprecisão da localização do alvo ⁸⁴.

Porém, em termos da aceitação do método do IMRT há que se cuidar bastante no aceite e controle de qualidade do sistema, qualquer que seja ele, mas especialmente o IMRT dinâmico obtido através do MLC dinâmico, pois sua dosimetria é distinta da dosimetria dos múltiplos campos estáticos, em que se pode medir a dose fracionada de cada segmento estaticamente.

É indispensável, no modo dinâmico, o controle total da qualidade dos sistemas que o compõe, dados dosimétrico do SPC, reprodutibilidade e conformidade do sistema das lâminas e acelerador linear ³⁴, bem como controle de qualidade rígido dos sistemas de medidas das doses, reduzindo margens de erros e aumentando a confiabilidade do sistema.

A experiência de cerca de 5 anos com o uso intenso do sistema demonstrou a boa confiabilidade do mesmo e com baixo custo de manutenção, desde que cuidado com qualidade e revisões preventivas por parte do serviço de engenharia e de física. O exemplo disto é a quantidade de trocas de motores neste período, mesmo com seu uso intenso, conforme análise anterior e distribuição de número de pacientes tratados, dados na tabela 18.

Tabela 18: Distribuição dos sítios anatômicos e número de casos medidos por IMRT de agosto de 2001 a maio de 2006.

Sítio anatômico	Planos medidos	Campos medidos
Próstata	220	1439
Cérebro	95	921
Cabeça e pescoço	90	1132
Pelve	12	119
Coluna	12	80
Tórax	11	78
Abdômen	09	81
Membro (partes moles)	01	03

Os resultados obtidos nos testes de aceitação, tais como "gap" dosimétrico, transmissão das lâminas, re-posicionamento e reprodutibilidade, mostraram-se compatíveis aos de vários autores ^{14, 19, 34-43}.

A determinação da dose de cada paciente continua sendo indispensável para averiguação do plano produzido e dose liberada, assim como os testes de reprodutibilidade e controle da qualidade do sistema de liberação de dose no aparelho, sobretudo garantindo-se que a influência gravitacional na liberação da dose seja mantida desprezível.

A realização das medidas em um único posicionamento do cabeçote só pode ser justificada se o controle de qualidade em relação aos demais fatores que poderiam afetar tais medidas for rígido o suficiente para tornar rastreável eventual efeito medido na dosimetria dos planos, especialmente o efeito gravitacional na velocidade das lâminas. Isto ao final facilita e agiliza a dosimetria e elimina bastante o erro no arranjo experimental.

Com a quantidade diversificada de tipos de planos e sítios anatômicos tratados com resultados satisfatórios nas medidas, pode-se dizer que esta metodologia garante a precisão do método com este sistema, já que se baseia principalmente na medida exaustiva da dose absorvida com uma câmara de ionização.

Novos dosímetros e matrizes de câmaras de ionização ou detectores já estão disponíveis e devem ajudar nestes tipos de controles de qualidade, porém o uso de CI com leitura da dose absorvida é a medida mais precisa e deve continuar a ser o método de certificação destes dispositivos de dosimetria e controle de qualidade.

A grande quantidade de medidas, repetições e evolução nos métodos apresentados nos relatos de casos propiciam o rastreamento da técnica com o uso de outros dosímetros ou sistemas 2-D multipontos, tipo scanners ou matrizes com câmaras de ionização, que propiciarão maior rapidez e números de pontos lidos nos controles dos planos ⁸⁵.

Os resultados durante o processo de obtenção dos dados desta tese contribuíram em aprimoramentos nas medidas, discussões científicas e trabalhos ⁸⁶⁻⁹² no âmbito nacional e internacional.

Sendo esta tese o resultado da primeira implementação desta técnica no Brasil e ao seu final sendo aplicada ao aceite e implementação em outro serviço do mesmas características, sua sistematização, com base na metodologia empregada e aliada à revisão bibliográfica, a torna uma boa referência para consulta de outros serviços com IMRT.

Como conseqüência, as futuras implementações desta técnica, poderão se beneficiar com esta compilação de materiais, métodos e resultados, obtendo-se assim a adequada aplicação e controle de qualidade nos tratamentos com IMRT nos pacientes.

A técnica da modulação de feixe com o uso de MLC dinâmico é uma ferramenta de auxílio ao cálculo e conformação das doses. Mostou-se bastante simples em termos de controle de qualidade e adequada, bastando para sua utilização apenas treinamento adequado e implementação de um controle de qualidade rígido.

O maior desafio que se apresenta para o futuro e para o uso irrestrito e adequado da técnica de IMRT, por outro lado, é a precisão da entrega da dose e reprodutibilidade diária no paciente. Para tal o maior desafio é o investimento em sistemas rígidos de imobilização ou correção de posicionamento do paciente em

determinados sítios anatômicos, que garantirá a localização correta e diária dos alvos prescritos e órgãos com doses restritivas do paciente.

Sem os sistemas apurados de posicionamento e localização diária, o IMRT apresenta-se apenas como mais um acessório de cálculo 3D, não sendo então suficientemente preciso para possibilitar a redução de margens ou aumento de controle da doença por aumento de dose, para órgãos e anatomias móveis como próstata, abdomen, pulmão e algumas regiões de cabeça e pescoço. Nestas áreas, móveis, o IMRT, se utilizado irrestritamente, pode resultar em prejuízos maiores do que os benefícios devido a imprecisão dos pontos de dose modulada e questão não é somente a dose calculada e aplicada, que pode facilmente ser verificada com o controle de qualidade dos planos, mas entrega da dose no volume alvo errado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Manual de Oncologia Clínica, União Internacional Contra o Câncer, Fundação Oncocentro de São Paulo, quinta edição, 1990.
- 2 Radioterapia em Oncologia, João Victor Salvajoli, Luis Souhami, Sergio Luiz Faria, Medsi – Editora Médica e Científica Ltda, 1999.
- 3 Anuário Estatístico de Saúde do Brasil, Datasus [Base de dados na Internet]. Rio de Janeiro (Brasil): DATASUS; 2002 [update 2001 - 2002]. Disponível em: <http://www.datasus.gov.br>.
- 4 Instituto Nacional de Câncer; Ministério da Saúde. Câncer no Brasil: Estimativa 2005: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro (Brasil): INCA; 2007. Ministério da Saúde, Gerenciado pelas divisões de Comunicação Social e Informática - www.inca.org.br (acessado em 15 de abril de 2008), Brasil, 2008.
- 5 TIME, X-Ray Mrtyr, Time Magazine, 03 de agosto de 1959, disponível em: <http://www.time.com/time/magazine/article/0,9171,825829,00.html>
- 6 ICRU, Report No. 60, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C., 1998.
- 7 Waloschek Pedro, The Infancy of Particle Accelerators – life and Work of Rolf Wideröe, DESY-Red-Report 94-039, março de 1994, disponível em: www.library.dosy.de/elbook/wideroe/WiE-Book.htm
- 8 Pirzkall A, Carol M., Lohr F., Höss A, Wannemacher M. and Debus J., “Comparison of Intensity-Modulated Radiotherapy with Conventional Conformal Radiotherapy for Complex-shaped Tumors”, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 48(5), 1371-1380, 2000.
- 9 Webb S: Intensity-modulated radiation therapy using only jaws and a mask: II. A simplified concept of relocatable single-bixel attenuators. Phys Med Biol. 47(11):1869-79; 2002.
- 10 Proimos BS. Synchronous protection and field shaping in rotational megavolt therapy. Radiology, 74:753-7; 1960.
- 11 Purdy, J.A., Wong, J.W., Harms, W.B., Drzymala, R.E., Emami, B., Matthews, J.W., Krippner, K. and Ramchander, P.K.: Three Dimensional Radiation Treatment Planning System. Proceedings of the 9th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Scheveningen, The Netherlands, North Holland, Netherlands, 277-279; 1987.
- 12 Proimos BS, Goldson AL. Dynamic dose-shaping by gravity-oriented absorbers for total lymph node irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 7(7):973-7; 1987.

- 13 Purdy, J.A.: 3D treatment planning and intensity-modulated radiation therapy; *Oncology*; 13(10 Suppl 5):155-68;1999.
- 14 NOMOS IMRT Workshop: The Theory and Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy, Proceedings of 1st NOMOS IMRT Workshop, Durango, Colorado, EUA, Advanced Medical Publishing; 1997.
- 15 Engler MJ, Herskovic AM, Proimos BS. Dosimetry of rotational photon fields with gravity-oriented eye blocks. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*,10(3):431-8,1984.
- 16 Harari PM, Sharda NM, Brock LK, Paliwal BR. Improving dose homogeneity in routine head and neck radiotherapy with custom 3-D compensation. *Radiother Oncol*. 49(1):67-71; 1998.
- 17 Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group "Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 51(4), 880-914; 2001.
- 18 Webb S.: The physical basis of IMRT and inverse planning; *Br J Radiol*, 76: 678-689, 2003.
- 19 Williams PC. IMRT: delivery techniques and quality assurance. *Br J Radiol*, 76:766-776; 2003.
- 20 Brahme A, Roos JE, Lax I. Solution of an integral equation encountered in rotation therapy. *Phys Med Biol.*, 27:1221-9; 1982.
- 21 Webb S. Optimisation of Conformal radiotherapy dose distribution by annealing. *Phys Med Biol.*, 34: 1349-69; 1989.
- 22 Webb S. Intensity-Modulated Radiation Therapy, Institute of Physics Publishing.: Londres, UK; 2001.
- 23 Essers M., de Langen M., Dirkx M.L.P. and Heijmen B.J.M. "Commissioning of a commercially available system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation", *Radiother. Oncol*. 60, 215-224; 2001.
- 24 Chui C.-S., Spirou S. and LoSasso T. "Testing of dynamic multileaf collimation", *Med. Phys.* 23(5), 635-641; 1996.
- 25 American Association of Physicists in Medicine "Basic Applications of Multileaf Collimators", Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine, EUA; 2001.
- 26 Boyer AL. Verification and delivery of intensity-modulated treatments with dynamic multileaf collimator *Proc. Meeting: Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective* (London, 26 June 1997) (York: IPEM), PP 11-16; 1997.
- 27 Park J, Chen C, Liu C, Anghaie S and Palta JR. Use of dynamic multileaf collimator as a dose compensator. *Med Phys*. 26: 1139; 1999.

- 28 American Association of Physicists in Medicine. AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators, AAPM Report No. 47, by the American Institute of Physics, EUA; 1994.
- 29 International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – “An International Code of Practice”, Technical Reports Series No. 277, Vienna; 1987.
- 30 International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice For Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water”, Technical Reports Series No. 398, Vienna; 2000.
- 31 ICRU, Report No. 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C.; 1993.
- 32 ICRU, Report No. 62, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU report 50). Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements. Bethesda, MD; 1999.
- 33 Chui, CS; Spirou S, LoSasso T: Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys.* 23: 635-41; 1996.
- 34 LoSasso T, Chen-Shou Chui, and C Clifton Ling: Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 25(10): 1919-1927;1998.
- 35 Arnfield MR, Wu Q, Tong S, and Mohan R: Dosimetric validation for multileaf collimator-based intensity-modulated radiotherapy: a review. *Med Dos* 26 (2): 179-188; 2001.
- 36 LoSasso T, Chen-Shou Chui, and C Clifton Ling: Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimation system used in the dynamic. *Med Phys* 28(11): 2209-2219; 2001.
- 37 Saw CB, Ayyangar KM, Zhen W, Thompson RB, and Enke CA: Commissioning and quality assurance for MLC-based IMRT. *Med Dos* 26 (2): 125-133; 2001.
- 38 Saw CB, Ayyangar KM, Zhen W, Thompson RB, and Enke CA: Clinical implementation of intensity-modulated radiation therapy. *Med Dos* 27 (2): 161-169; 2002.
- 39 Esch AV, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M, Engstrom P, Nystrom H, Huyskens DP: Acceptance tests and quality control (QC) procedures for clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiother Oncol* 65: 53-70; 2002.

- 40 Low DA, Dempsey JF, Markman J, Mutic S, Klein EE, Sohn JW, and Purdy JA: Toward automated quality assurance for intensity-modulated radiation therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 53(2), 443-452; 2002.
- 41 K. S. Clifford Chao, Smith Apisarnthanarax, Gokhan Ozyigit: *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*; Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- 42 Williams PC: IMRT: delivery techniques and quality assurance. *Br J Radiol* 76: 766-776; 2003.
- 43 Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu CX: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 30 (8): 2089-2115; 2003.
- 44 Bucciolini M, Buonamici FB, Casati M: Verification of IMRT fields by film dosimetry. *Med Phys* 31(1): 161-168; 2004.
- 45 Low DA, Harms WB, Sasa M, Purdy JA: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25: 656-661; 1998.
- 46 Depuydt T, Esch AV, Huyskens DP: A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 62: 309-319; 2002.
- 47 Moran JM, Radawski J, and Fraass BA: A dose-gradient analysis tool for IMRT QA. *J of Applied Clinical Med Phys* 6 (2): 62-73; 2005.
- 48 Childress N, Bloch C, White RA, Salehpour M, Rosen II: Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. *Med Phys* 32 (1): 153-162; 2005.
- 49 Venencia CD, Besa P: Commissioning and quality assurance for intensity-modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: experience of the Pontificia Universidad Católica de Chile. *J of Applied Clinical Med Phys* 5 (3): 37-52; 2004.
- 50 Woo MK, Nico A: Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. *Med Phys* 32 (5): 1440-1445; 2005.
- 51 Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Scielzo G: The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Med Phys* 31 (10): 2792-2795; 2004.
- 52 Stasi M, Giordanengo S, Círio R, Boriano A, Bourhaleb F, Cornelius I, Donetti M, Garelli E, Gomola I, Marchetto F, Porzio M, Freire CJS, Sardo A, and Peroni C: 2D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 50 (19): 4681-4694; 2005.

- 53 Poppe B, Biechschmidt A, Djouguela A, Kollhof R, Rubach A, Willbom KC, Harder D: Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 33 (4): 1005-1015; 2006.
- 54 Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, MGee KP, Munro P, Shalev S, Herk MV, Wong JW: Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys* 28 (5): 712-737; 2001.
- 55 Wendling M, Louwe RJW, McDermott LN, Sonke JJ, Herk Mv, and Mijnheer BJ: Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 33 (2): 259-273; 2006.
- 56 Delpon G, Warren S, Mahé D, Gaudaire S, Lisbona A: Validation of intensity modulated radiation therapy patient plans with portal images. *Cancer Radiother* 11: 197-205; 2007.
- 57 Peres, C. A.; BRADY, L.W. *Principles and Practice of Radiation Oncology*, Philadelphia:J.B. Lippincott; 1992
- 58 Hall, E. J.; Phil, D. *Radiobiology for the Radiologist*. Company, Philadelphia 3a. Ed.- Philadelphia:J.B. Lippincott; 1994.
- 59 Nias, A. H. W. *An Introduction to Radiobiology*. John Wiley & Sons; 1998.
- 60 Ermani B, Lyman J, Brown A, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21(1):109-22; 1991.
- 61 Khan F. M. *The Physics of Radiation Therapy*. Williams & Wilkins; 1984.
- 62 Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*, 4th Edition. Charles C. Thomas Publisher, Springfield, IL; 1983.
- 63 Clarkson JR. A note on depth doses in fields of irregular shapes. *Br. J. Radiol* 14: 265; 1941.
- 64 Sharpe MB, Batista JJ. Dose calculation using convolution and superposition principles: The orientation of dose spread kernel in divergent x-ray beams. *Med Phys.*, 20(6): 1685-1694; 1993.
- 65 Bourland JD, Chaney EL. A finite-size pencil beam model for photon dose calculations in three dimensions. *Med Phys*, 19(6): 1401-1412; 1992.
- 66 Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol* 36(7): 861-920; 1991.
- 67 Verhaegen F and Seuntjens J. Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams. *Phys Med Biol*, 48(21): 107-164; 2003.
- 68 Spiridon S and Chen-Shou C. *A Practical Guide To Intensity-Modulated Radiation Therapy: Chapter 3 - IMRT Plan Optimization*. Medical Physics Publishing: Nova York, EUA; 2003.
- 69 Bortfeld T. Optimized planning using physical objectives and constraints. *Semin Radiat Oncol* 13(1): 64-73; 1999.

- 70 Deasy JO. Multiple local minima in radiotherapy optimization problems with dose-volume constraints. *Med Phys* 24(7): 1157-1161; 1997.
- 71 Arfken GB, Weber HJ. *The Method of Steepest Descents. Mathematical Methods for Physicists*, 4 ed. San Diego, CA: Academic Press: 446-456; 1995.
- 72 Leybovich LB, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys* 30(2): 119-123; 2003.
- 73 Johansson, K.A., Karlsson R., Thilander A. "A Small Cylindric Air Ionization Chamber With Watertight Protection, Type RK 83-05 – Tests according to international recommendations and evaluation of the applicability of these recommendations" University of Gothenburg, Göteborg, Sweden, Rapport GU-RADFYS 87:13; 1987.
- 74 Johansson K. A "Studies of different methods of absorbed dose determination and a dosimetric intercomparison at the Nordic radiotherapy centers" PhD Thesis, Radiation Physics Department, University of Gothenburg, Göteborg, Sweden; 1982.
- 75 Inhwon Jason Yeo, Akbar Beiki-Ardakani, Young-bin Cho, Mostafa Heydarian, Ting Zhang, and Mohammad Islam. EDR2 film dosimetry for IMRT verification using low-energy photon filters. *MED Phys* 31(7):1960-1963; 2004.
- 76 Nathan L. Childress, Mohammad Salehpour, Lei Dong, Charles Bloch, R. Allen White, and Isaac I. Rosen. RADIATION THERAPY PHYSICS: "Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications". *Med Phys* 32(2): 539-548; 2005.
- 77 Essers M., de Langen M., Dirx M.L.P. and Heijmen B.J.M. "Commissioning of a commercially available system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation", *Radiother. Oncol.* 60(2), 215-224; 2001
- 78 Wicha Roman, IMRT Dynamic MLC, IMRT/Helios Course Varian Medical Systems Oncology Systems Customer Support, Palo Alto, USA; 2002;
- 79 Varian Medical Systems, Inc. – The DMLC QA Test Patterns and Procedures (P/N 100012878-01), 3100 Hansen Way, Bldg.4a, Palo Alto, CA; September 2001
- 80 Planning Reference Guide For Beam Configuration P/N: B401652R0, Varian Medical Systems Oncology Systems; 14 de Junho/2004.
- 81 Eisbruch A. Intensity-modulated radiation therapy: a clinical perspective. Introduction. *Semin Radiat Oncol* 12(3):197-8; 2002.
- 82 Viteri, J.F.D. Intercomparação de colimadores de múltiplas lâminas para implementação de terapia de feixes de intensidade modulada. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo; 2006.

- 83 Nutting C. Intensity-modulated radiotherapy (IMRT): the most important advance in radiotherapy since the linear accelerator? Br J Radiol 76(910):673; 2003
- 84 Moran, Olch A, Physics Aspects of Clinical Trials: From the Basics to IMRT IGRT, Med Phys 33(6): 2282; 2006,.
- 85 Nathan L.C., Charles Bloch, R. Allen White, Mohammad Salehpour, Isaac I. Rosen. Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. Med. Phys 32 (1); 153-162; 2005
- 86 Souza, C. N. ; Boccaletti, K. W. ; Cecilio, P. J. ; Lagatta, M. ; Santos, A. S. ; Martins, L. C. ; Prisco, F. E. ; Hanriot, R. M. ; Weltman, E. . Determinação da Transmissão do Sistema MLC de 120 folhas do Acelerador Linear 23Ex para Implementação de um Programa de IMRT. In: III Encontro da Sociedade Brasileira de Radioterapia e a II Jornada de Física Médica, Blumenau; 2001.
- 87 Ferreira ML, Souza CN, Sakuraba RK, Cecílio PJ, Weltman E, "Avaliação DOS Resultados Do Controle Da Qualidade Nos Tratamentos Com Feixe Modulado; Anais do I encontro da Sociedade Brasileira de Oncologia Clínica e Sociedade Brasileira de Radioterapia", Campos do Jordão, SP Brasil; 2002.
- 88 Weltman, E. ; Barbieri, E. ; Hanriot, R. M. ; Prisco, F. E. ; Sakuraba, R. K. ; Ferreira, M. L. ; Cecilio, P. J. ; Nadalin, W. . Radioterapia com Intensidade Modulada de Feixe para Câncer de Próstata: Resultados Preliminares do Hospital Israelita Albert Einstein; 2002.
- 89 Cecilio, P. J. ; Sakuraba, R. K. ; Cruz, J. C. ; Santos, A. S. ; Martins, L. C. . Verificação dos Tratamentos com Feixe de Intensidade Modulado (IMRT) - Planilha Hospital Albert Einstein; 2003.
- 90 Cecilio, P. J. . Controle de qualidade em IMRT e arco dinâmico com MMLC. In: VI Encontro da Sociedade Brasileira de Radioterapia e IV Jornada de Física Médica, 2004, São Paulo. proceedings do encontro; 2004.
- 91 Cecilio, P. J. ; Cruz, J. C. ; Rodrigues, L.N. ; Caprioglio, L. ; Santos, A. S. ; Martins, L. C. . Verification of the intensity modulated radiation therapy treatments (IMRT): methodology of Hospital Albert Einstein-São Paulo. In: 8th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy, 2005, Lisboa. Radiotherapy & Oncology, v. 76. p. s182-s182; 2005.
- 92 Cecilio, P. J. ; Cruz, J. C. ; Rodrigues, L.N. ; Santos, A. S. ; Martins, L. C. ; Caprioglio, L. . Comparison of two ionization chamber used absolute dose for intensity modulated radiotherapy of prostate quality assurance. In: 8th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy. Radiotherapy & Oncology, v. 76. p. s185-s185; 2005.
- 93 Martins, L. C. ; Santos, A. S. ; Cecilio, P. J. ; Cruz, J. C. ; Luz, F.P. ; Nadalin, W. . Ferramentas práticas para contornos em IMRT. In: 36a. Jornada Paulista de Radiologia, São Paulo. Revista da Imagem, 2005. v. 27. p. 62-62; 2005.

94 Cecilio, P. J. . IMRT em tumores de cabeça e pescoço. In: VII Encontro da Sociedade Brasileira de Radioterapia e V Jornada de Física Médica, 2005. Proceedings do congresso; 2005.

Apêndice I

Planilha de conferência e controle dos campos de IMRT para controle de qualidade:

Centro Infantil de Investigações Hematológicas Dr. Domingos A. Boldrini
Departamento de Radioterapia

Ficha de Controle da Qualidade de Tratamentos de IMRT

Nome: _____ DOSE NOMINAL PRESCRITA: _____ Caso no. **023**

Médico: _____ Dose/Dia: **180 cGy** Isodose: **100 %** Fis.: PJC

Sítio: Cerebro Simulador: AS

No	MV	Gantry	SSD	SW	Pac	F. IMRT	F. IMRT	CAMARA C1		CAMARA C2		CAMARA C3		DOSIMETRO UTILIZADO						
								UM	nC	UM	nC	SPC	MtxX	Dose	SPC1	C -1	SPC2	C -2	Dose	%
1	6	0	90.0	90	1.7386	1.7386	1.7386	104	6.170	34.83			35.000	36.420	1.20	19.5	19.4			
2	6	0	90.0	90	1.5489	1.5489	1.5489	99	6.438	35.22			35.200	36.660	1.28	19.6	19.6			
3	6	0	90.0	90	1.3457	1.3457	1.3457	137	6.373	35.98			36.000	36.890	2.47	19.9	20.0			
4	6	0	90.0	90	1.5245	1.5245	1.5245	154	6.776	38.25			38.000	38.460	1.21	21.2	21.3			
5	6	0	90.0	90	1.7135	1.7135	1.7135	164	6.248	35.27			35.900	36.690	-0.58	19.9	19.6			
6																				
7	GEOMETRIA DA MEDIDA VALORES DO FATOR IMRT DO PACIENTE E CQ LEITURA -EM NC DOSE TOTAL DEVIDO AOS CAMPOS SOMADOS																			
8																				
9																				
Obs:								31.81	179.55	180.10	182.11	1.12	100.1	99.7	-0.4					
Câmara								Eletrômetro MV	N _{ref} (cGy/nC)	Fator	T=									
C1								PTW2334	K _{PTW1}	6	5.320E+00	1.000	20.8	C						
C3								PTW0414	K _{PTW1}	6	2.317E+02	1.000	F(p) 719.0 mmHg		Elaborada por este Hospital por: Paulo J. Cecilio					
C3								matrixX	mX	6	1.000E+00	1.000	Dif. C1 =	-0.3	DIFERENÇA OBTIDA EM RELAÇÃO A DOSE PRESCRITA					
												1.000	Dif. C3 =	1.1	FISICO: _____ EM: _____					

VALORES RELATIVOS DE CADA CAMPO COM BASE NA DOSE PRESCRITA

DOSE POR CAMPO MEDIDA E CORRIGIDA

FATOR DE CALIBRAÇÃO DO DOSIMETRO

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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